

← Adınızı soyadınızı giriniz

Tez kabul edildikten sonra yapılan **sabit ciltte sırt yazısı**
bu şablona göre yazılacak. Yazılar tek satır olacak
Cilt sırtı yazıların yönü yukarıdan aşağıya
(sol yandaki gibi) olacak .



← Tez, Yüksek Lisans'sa, YÜKSEK LİSANS TEZİ;
Doktora ise DOKTORA TEZİ ifadesi kalacak

← Tez Sınavının yapılacağı yılı yazınız

**T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

(DOKTORA TEZİ)

**DENTAL İMPLANT ABUTMENTLARINA UYGULANAN
FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİNİN SİMAN
TUTUCULUĞUNA ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

ESRA BİLGİ ÖZYETİM

**DANIŞMAN
PROF. DR. BELKIS GÜLSEN BAYRAKTAR**

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ PROGRAMI**

İSTANBUL-2018

DOKTORA TEZİ ONAYI

İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Protetik Diş Tedavisi Programında Doktora öğrencisi Esra Bilgi Özyetim tarafından Prof. Dr. Gülsen Bayraktar'nın danışmanlığında hazırlanan "Dental implant abutmentlarına uygulanan farklı yüzey işlemlerinin siman tutuculuğuna etkisinin değerlendirilmesi." başlıklı tez aşağıdaki jüri üyeleri tarafından 08 /11/ 2018 tarihinde yapılan Tez Savunma Sınavında başarılı bulunmuş ve Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

**Jüri Başkanı**

Prof. Dr. Gülsen BAYRAKTAR
İstanbul Üniversitesi, Diş Hek. Fak.
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

**Jüri-Danışman**

Doç. Dr. Cem KAHRUMAN
İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa
Mühendislik Fak.
Malzeme ve Metalürji Mühendisliği Anabilim dalı

**Jüri**

Prof. Dr. Fatma ÜNALAN
İstanbul Üniversitesi, Diş Hek. Fak.
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

**Jüri**

Prof. Dr. Gülbahar IŞIK ÖZKOL
İstanbul Üniversitesi, Diş Hek. Fak.
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

**Jüri**

Dr.Öğr.Üyesi Işıl TURP
Bezmialem Vakıf Üniv. Diş Hek. Fak.
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmayla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığı beyan ederim.

**ESRA BİLGİ ÖZYETİM**

İTHAF

Kızım Ela'ya ithaf ediyorum

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca tecrübelerini, yardımlarını, engin bilgilerini esirgemeyen ve tezimin hazırlanması sürecinde deneyimi, bilgisi ile bana daima yol gösteren çok kıymetli danışman hocam **Sayın Prof. Dr. Gülsen Bayraktar'a**,

Tez çalışmalarım boyunca bilgilerini ve yardımlarını esirgemeyen, değerli görüşlerine başvurduğum Doktora Tez İzleme Komitesi Üyeleri **Sayın Prof. Dr. Fatma Ünalın'a ve Sayın Doç. Dr. Altuğ Çilingir'e**, ve doktora eğitimimin başından sonuna kadar emeği geçen **Total-Parsiyel Protez Bilim Dalı'nın değerli öğretim üyelerine**,

Doktora çalışmamdaki yardımları nedeni ile İstanbul Üniversitesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Fakültesi öğretim üyesi **Sayın Doç. Dr. Cem Kahraman'a**,

Tez çalışma sürecini beraber yürüttüğümüz, deney işlemlerinin hazırlanmasında yardımcı olan, bu süre zarfında yardımlarını ve bilgilerini esirgemeyen Özyeğin Üniversitesi Makine Mühendisliği Fakültesi öğretim üyesi **Sayın Doç. Dr. Gül Bahar Basım ve Dr. Zeynep Özdemir'e**,

Doktora tez çalışmamda yardımlarını, bilgilerini ve fikirlerini esirgemeyen **Sayın Doç. Dr. Hakan Bilhan'a**,

Tez çalışmalarım boyunca deney örneklerinin hazırlanmasında yardımlarını esirgemeyen **Dr. Öğr. Üyesi Burç Gençel ve Dr. Çağatay Dayan'a**,

Doktora eğitimime “2211-A Yurt İçi Doktora Burs Programı” dahilinde burs vererek destek sağlayan **TÜBİTAK'a**,

Deneylerde kullanılan analogların ve abutmentların temininde ve yüzey pürüzlülüğünün ölçülmesinde desteklerinden dolayı **Mode Medikal'a**,

Atmosferik plazma işleminin abutment yüzeyine uygulanmasında sağladıkları teknik destek için **Plasmatreat Gmbh Türkiye'ye**,

Doktora eğitimim boyunca daima yanımda olan ve desteklerini benden esirgemeyen başta **Ayfer Atamer, Fatih Ayçiçek, Büşra Kayacioğlu** olmak üzere tüm doktora öğrencisi arkadaşlarıma,

Gösterdikleri sonsuz sabır, özveri, emekle bu günlere gelmemi sağlayan ve her zaman hissettiğim sevgi ve desteklerinden dolayı sevgili babam **Zülfü Bilgi**, annem **Sebahat Bilgi** ve kardeşim **Büşra Bilgi'ye**,

Sevgisini, desteğini, glen yüzünü hiç eksik etmeyen her zaman yanımda olan sevgili eşim **Eyüp zyetim**, hayatımı anlamlandıran ve güzelleştiren canım kızım **Ela zyetim**'e sonsuz teşekkür ederim



İÇİNDEKİLER

DOKTORA TEZİ ONAYI	iii
BEYAN.....	iv
İTHAF.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER	viii
TABLolar LİSTESİ.....	xii
ŞEKİLLER LİSTESİ	xiii
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ	xvi
ÖZET	xvii
ABSTRACT.....	xviii
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. DENTAL İMPLANTLAR.....	3
2.1.1. Dental İmplantların Tarihçesi	3
2.1.2. Dental İmplantların Sınıflandırılması	4
2.1.2.1. Kemik ile Olan İlişkisine Göre	5
2.1.2.2. İmplant Materyaline Göre	6
2.1.2.3. Kemik ile Oluşturduğu Biyolojik Yanıtı Göre	6
2.1.2.4. Tedavi Seçeneğine Göre	7
2.1.3. İmplant Endikasyonları	9
2.1.4. İmplant Kontrendikasyonları	9
2.2. İMPLANT DESTEKLİ PROTEZLER	10
2.2.1. İmplant Destekli Protezlerin Avantajları	10
2.2.2. Tek Üye İmplant Destekli Sabit Protezler	11
2.2.2.1. Endikasyonlar:.....	11
2.2.3. İmplant Destekli Sabit Protezlerde Metal Alt Yapı Üretim Teknikleri	11
2.2.3.1. Lazer Sinterleme Yöntemi	12
2.2.4. İmplant Destekli Protezlerin İmplantı Bağlanma Mekanizmaları.....	13
2.2.4.1. Siman Tutuculu İmplant Destekli Protezler	13
2.2.4.2. Vida Tutuculu İmplant Destekli Protezler	14

2.2.4.3. Siman Tutuculu ve Vida Tutuculu İmplant Destekli Protezlerin Karşılaştırılması ..	15
2.2.5. Dental İmplant Abutmentleri ..	18
2.2.5.1. Prefabrike Abutmentler ..	19
2.2.5.2. Kişiyeye Özel Abutmentler ..	20
2.2.6. Dental Abutment Materyalleri ..	22
2.2.6.1. Titanyum ve Alaşımları ..	22
2.3. RETANSİYON ..	25
2.3.1. Mikro-mekanik Retansiyon ..	28
2.3.2. Kimyasal Bağlanma ..	28
2.3.3. Mikro-mekanik Retansiyon + Kimyasal Bağlanma ..	28
2.4. YÜZEY İŞLEMLERİ ..	28
2.4.1. Kumlama İşlemi ..	29
2.4.2. Hidrojen Peroksit ile Etching İşlemi ..	30
2.4.3. Atmosferik Plazma İşlemi ..	31
2.4.4. Kimyasal Mekanik Cilalama İşlemi ..	32
2.4.5. Sol-Jel Yöntemiyle Titanyum dioksit Nano Kaplama İşlemi ..	33
2.5. ADEZYON ..	34
2.6. SİMENTASYON ..	34
2.6.1. Rezin Simanlar ..	35
2.6.1.1. Organik Faz ..	35
2.6.1.2. İnorganik Faz ..	36
2.6.1.3. Ara Faz ..	36
2.6.1.4. Kimyasal Olarak Polimerize Olan Kompozit Rezin Simanlar ..	36
2.6.1.5. Işık ile Polimerize Olan Kompozit Rezin Simanlar ..	36
2.6.1.6. Işık ve Kimyasal Olarak (Dual) Polimerize Olan Kompozit Rezin Simanlar ..	37
2.6.1.7. Panavia F 2.0 Rezin Siman ..	37
2.7. YÜZEYLERİN TOPOGRAFIK İNCELENMESİ ..	38
2.7.1. Profilometre Analizi ..	39
2.7.2. Mikroskobik Değerlendirme Yöntemleri ..	39
2.7.2.1. Taramalı Elektron Mikroskobu Analizi ..	39
2.8. TERMAL SIKLUS UYGULAMASI ..	40

2.8.1. Termal Siklus Test Cihazının Çalışma Prensibi	40
2.9. BAĞLANMA TESTLERİ	41
2.9.1. Çekme Testi	41
3. GEREÇ VE YÖNTEM	43
3.1. Deney Örneklerinin Hazırlanması	44
3.2. Abutment Yüzey İşlemlerinin Hazırlanması	46
3.2.1. Kontrol Grubu	46
3.2.2. Deney Grupları.....	46
3.2.2.1. Kumlama İşlemi Uygulanan Grup	46
3.2.2.2. Hidrojen Peroksit ile Etching İşlemi Uygulanan Grup	48
3.2.2.3. Atmosferik Plazma İşlemi Uygulanan Grup	49
3.2.2.4. Kimyasal Mekanik Cilalama İşlemi Uygulanan Grup	51
3.2.2.5. Sol-Jel Yöntemiyle Titanyum dioksit Nano Kaplama İşlemi Uygulanan Grup	51
3.3. Örneklerin SEM Analizi	53
3.4. Örneklerin Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçülmesi	55
3.5. Cr-Co Alaşım Kuronlar.....	55
3.6. Simantasyon.....	59
3.7. Termal Siklus İşlemi	63
3.8. Bağlanma Dayanımının Ölçülmesi	63
3.9. Abutment-Kuron Arasındaki Siman Ayrılma Tiplerinin Belirlenmesi	65
3.10. İstatiksel Analiz	66
4. BULGULAR.....	67
4.1. Pürüzlülük Değerleri Bulguları.....	67
4.2. Taramalı Elektron Mikroskobu Bulguları.....	69
4.3. Tutuculuk Değerleri Bulguları.....	79
4.4. Abutment-Kuron Arasındaki Siman Ayrılma Tipleri Bulguları	82
5. TARTIŞMA	85
5.1. Gereç ve Yöntemin Tartışılması	86
5.1.1. Abutment Yüksekliği ve Genişliği.....	86
5.1.2. Siman Aralığı	87
5.1.3. Lazer Sinterleme Yöntemi	87
5.1.4. Siman	88

5.1.5. Termal Siklus İşlemi	90
5.1.6. Çekme Testi	91
5.2. Bulguların Tartışılması	92
5.2.1. Yüzey Pürüzlülüğü ve Tutuculuk Değerleri	92
5.2.1.1. Kumlama işlemi	92
5.2.1.2. Hidrojen Peroksit ile Etching İşlemi	95
5.2.1.3. Atmosferik Plazma İşlemi.....	97
5.2.1.4. Kimyasal Mekanik Cilalama İşlemi	99
5.2.1.5. Sol-Jel Yöntemiyle Titanyum dioksit Nano Kaplama İşlemi	100
5.2.2. Taramalı Elektron Mikroskop Görüntüleri	102
5.2.3. Abutment ile Kuron Arasındaki Siman Ayrılma Tipi.....	103
KAYNAKLAR	108
İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI.....	139
ÖZGEÇMİŞ	140

TABLolar LİSTESİ

Tablo 2-1: CpTi ağırlık oranları (%).....	24
Tablo 2-2: Ti-6Al-4V alaşımının özellikleri.....	25
Tablo 3-1: Deney ve kontrol grupları	43
Tablo 3-2: Meliodent soğuk akrilik	45
Tablo 3-3: mega Strahlkorund 110 μm	47
Tablo 3-4: Panavia F 2.0 dual cure rezin siman	62
Tablo 4-1: Kontrol ve deney gruplarının minimum, maksimum, ortalama yüzey pürüzlülük ve standart sapma değerleri (μm)	67
Tablo 4-2: Kontrol ve deney gruplarının yüzey pürüzlülük değerleri için one-way ANOVA test sonuçları.....	68
Tablo 4-3: Kontrol ve deney gruplarının yüzey pürüzlülüğü değerlerinin post hoc değerlendirilmesi	69
Tablo 4-4: Kontrol ve deney gruplarının minimum, maksimum, ortalama tutuculuk ve standart sapma değerleri (N).....	80
Tablo 4-5: Kontrol ve deney gruplarının tutuculuk değerleri için one-way ANOVA test sonuçları.....	81
Tablo 4-6: Kontrol ve deney gruplarının tutuculuk değerlerinin post hoc değerlendirilmesi	82
Tablo 4-7: Kontrol ve deney gruplarının abutment-koron arasındaki siman ayrılma tipi açısından değerlendirilmesi	83

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1: Siman tutuculu implant destekli protez ⁹⁸	14
Şekil 2-2: Vida tutuculu implant destekli protez ⁹⁶	15
Şekil 2-3: Düz prefabrike abutmentlar ¹⁴¹	19
Şekil 2-4: Açılı prefabrike abutmentlar ¹⁴¹	20
Şekil 2-5: Döküm UCLA abutment ¹⁴¹	21
Şekil 2-6: Panavia F 2.0 dual cure rezin siman ²⁹²	38
Şekil 3-1: Titanyum dental implant abutment ve analogu	43
Şekil 3-2: İç çapı 25 mm, yüksekliği 30 mm olan silindir şeklinde kalıp	44
Şekil 3-3: Meliodent soğuk akrilik	45
Şekil 3-4: Akrilik rezin bloğa gömülmüş implant analog ve abutment	46
Şekil 3-5: 110 µm partikül büyüklüğünde Al ₂ O ₃ kum	47
Şekil 3-6: İnce uçlu kumlama cihazı.....	48
Şekil 3-7: H ₂ O ₂ solüsyonu	49
Şekil 3-8: Plasmatreteat marka atmosferik plazma cihazı	50
Şekil 3-9: Atmosferik plazma işlemlerinin abutment yüzeyine uygulanması	50
Şekil 3-10: CMP işleminde kullanılan Struers marka cihaz	51
Şekil 3-11: Sol-jel yöntemiyle TiO ₂ nano kaplama işleminde kullanılan Dip Coater cihazı	52
Şekil 3-12: Sol-jel yöntemiyle TiO ₂ nano kaplama işleminde örnekleri kurutmak amacıyla kullanılan fırın.....	53
Şekil 3-13: Taramalı elektron mikroskobu	54
Şekil 3-14: Taramalı elektron mikroskobunda kullanılan numune tutucu	54
Şekil 3-15: Abutment yüzey pürüzlülüğü ölçümlerinde kullanılan profilometre cihazı	55
Şekil 3-16: Dental 3 boyutlu tarayıcı ile taranan abutment yüzeylerinin Exocad programında görüntüsü	56
Şekil 3-17: Exocad programında hazırlanmış kuron tasarımı	57
Şekil 3-18: Exocad programıyla hazırlanan kuronun iç yüzeyinin görüntüsü.....	57
Şekil 3-19: Lazer sinterleme teknolojisine sahip bilgisayar destekli üretim sistemi (ProX DMP 200).....	58
Şekil 3-20: Lazer sinterleme cihazı ile üretilen Cr-Co alaşım kuronlar	59
Şekil 3-21: Abutmentin analoga raşet ve implant anahtarı ile torklanması	60

Şekil 3-22: Panavia F 2.0 dual cure rezin siman.....	60
Şekil 3-23: Abutment simante edilmiş kuron	61
Şekil 3-24: Kuronlara 5 kg kuvvet uygulanması amacıyla hazırlanan düzenek.....	61
Şekil 3-25: Termal siklus cihazı (Salubris-Technica).....	63
Şekil 3-26: Universal Test cihazı (Esetron Smart Robotechnologies MIN-100)	64
Şekil 3-27: Abutment yüzeyi ile kuron arasında Universal Test cihazı ile çekme testi uygulaması	65
Şekil 3-28: Stereomikroskop Cihazı	66
Şekil 4-1: Kontrol ve deney gruplarının ortalama yüzey pürüzlülük ve standart sapma değerlerinin (μm) grafik görünümü	68
Şekil 4-2: Kontrol grubu örnek yüzeylerinin 500x büyütmede SEM görüntüleri	70
Şekil 4-3: Kontrol grubu örnek yüzeylerinin 1.000x büyütmede SEM görüntüleri	71
Şekil 4-4: Kontrol grubu örnek yüzeylerinin 2.000x büyütmede SEM görüntüleri	71
Şekil 4-5: Kumlama işlemi uygulanan grup örnek yüzeylerinin 500x büyütmede SEM görüntüleri.....	72
Şekil 4-6: Kumlama işlemi uygulanan grup örnek yüzeylerinin 1.000x büyütmede SEM görüntüleri.....	72
Şekil 4-7: Kumlama işlemi uygulanan grup örnek yüzeylerinin 2.000x büyütmede SEM görüntüleri.....	73
Şekil 4-8: H_2O_2 ile etching işlemi uygulanan grup örnek yüzeylerinin 500x büyütmede SEM görüntüleri	73
Şekil 4-9: H_2O_2 ile etching işlemi uygulanan grup örnek yüzeylerinin 1.000x büyütmede SEM görüntüleri	74
Şekil 4-10: H_2O_2 ile etching işlemi uygulanan grup örnek yüzeylerinin 2.000x büyütmede SEM görüntüleri	74
Şekil 4-11: Atmosferik plazma işlemi uygulanan grup örnek yüzeylerinin 500x büyütmede SEM görüntüleri.....	75
Şekil 4-12: Atmosferik plazma işlemi uygulanan grup örnek yüzeylerinin 1.000x büyütmede SEM görüntüleri.....	75
Şekil 4-13: Atmosferik plazma işlemi uygulanan grup örnek yüzeylerinin 2.000x büyütmede SEM görüntüleri.....	76
Şekil 4-14: CMP işlemi uygulanan grup örnek yüzeylerinin 500x büyütmede SEM görüntüleri.....	76

Şekil 4-15: CMP işlemi uygulanan grup örnek yüzeylerinin 1.000x büyütmede SEM görüntüleri.....	77
Şekil 4-16: CMP işlemi uygulanan grup örnek yüzeylerinin 2.000x büyütmede SEM görüntüleri.....	77
Şekil 4-17: Sol-jel yöntemiyle TiO_2 nano kaplama işlemi uygulanan grup örnek yüzeylerinin 500x büyütmede SEM görüntüleri.....	78
Şekil 4-18: Sol-jel yöntemiyle TiO_2 nano kaplama işlemi uygulanan grup örnek yüzeylerinin 1.000x büyütmede SEM görüntüleri.....	78
Şekil 4-19: Sol-jel yöntemiyle TiO_2 nano kaplama işlemi uygulanan grup örnek yüzeylerinin 2.000x büyütmede SEM görüntüleri.....	79
Şekil 4-20: Kontrol ve deney gruplarının ortalama tutuculuk ve standart sapma değerlerinin (N) grafik görünümü.....	80
Şekil 4-21: Kontrol ve deney gruplarının abutment-kuron arasındaki siman ayrılma tipi açısından değerlendirilmesi	83
Şekil 4-22: Abutment ile kuron arasındaki adeziv tip ayrılma görüntüsü	84
Şekil 4-23: Abutment ile kuron arasındaki koheziv tip ayrılma görüntüsü	84

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

4-META: 4-metakriloksietil trimellitat anhidrid

α : Alfa

β : Beta

μ m: Mikrometre

ADA: Amerikan Diş Hekimleri Birliği

AFM: Atomik kuvvet mikroskobu

Al_2O_3 : Alüminyum oksit

Bis-GMA: Bis-phenol-A-diglycidmethacrylate

CAD/CAM: Bilgisayar destekli tasarım ve üretim

CMP: Kimyasal mekanik cilalama

Co: Kobalt

Cr: Krom

CpTi: Saf titanyum

Cr-Co: Krom-Kobalt

Cr-Ni: Krom-nikel

HEMA: Hidroksi etil metakrilat

H_2O_2 : Hidrojen peroksit

HP: Hareketli protez

ISO: Uluslararası Standart Organizasyonu

Kg: Kilogram

MDP: 10-metakriloiloksidadesil-dihidrojen fosfat

N: Newton

SEM: Taramalı elektron mikroskobu

SiO_2 : Silisyum dioksit

SP: Sabit protez

TEG-DMA: Trietilen dimek akrilat

$TiCl_4$: Titanyum klorür

Ti-6Al-4V: Titanyum-alüminyum-vanadyum

TiO_2 : Titanyum dioksit

UDMA: Uretan dimetakrilat

VBATDT: 6-(4-vinilbenzil-n-propil) amino-1,3,5-triazin-2,4-ditiyol

ÖZET

Bilgi Özyetim E. (2018). Dental İmplant Abutmentlarına Uygulanan Farklı Yüzey İşlemlerinin Siman Tutuculuğuna Etkisinin Değerlendirilmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı. Doktora Tezi. İstanbul.

Çalışmamızın amacı; titanyum dental implant abutment yüzeylerine uygulanan farklı yüzey işlemlerinin, rezin siman ile simante edilmiş siman tutuculu, implant destekli kuronların tutuculuğuna etkisinin değerlendirilmesidir. Uygulanan yüzey işlemlerine göre 72 adet titanyum implant abutment 6 gruba (n:12) ayrıldı: Grup 1: İşlem uygulanmamış kontrol grubu; Grup 2: Kumlama işlemi uygulanan grup; Grup 3: Hidrojen peroksit ile etching işlemi uygulanan grup; Grup 4: Atmosferik plazma işlemi uygulanan grup; Grup 5: Kimyasal mekanik cilalama işlemi uygulanan grup; Grup 6: Sol-jel yöntemiyle titanyum dioksit nano kaplama işlemi uygulanan grup. Yüzey işlemleri uygulamaları tamamlandıktan sonra abutment yüzeylerinin taramalı elektron mikroskobu ile analizi ve profilometre cihazı ile pürüzlülük değerleri ölçümleri yapıldı. Krom-kobalt alaşımından 72 adet kuron hazırlandı ve dual cure rezin siman kullanılarak abutment yüzeylerine simante edildi. Termal siklus işleminden sonra kuronların tutuculuk değerleri Universal Test cihazı kullanılarak ölçüldü. Verilerin istatistiksel değerlendirilmesinde tek yönlü varyans analizi (One-way ANOVA) testi ve farklılığa neden olan grubun saptanmasında ise Tukey HDS testi ve Tamhane's T2 testi kullanıldı. En yüksek yüzey pürüzlülük değerleri ortalamaları (1,44 µm) ve en yüksek tutuculuk değerleri ortalamaları da kumlama işlemi uygulanan grupta (Grup 2) (828,46 N) belirlendi. Ortalama tutuculuk değerleri açısından kumlama işlemi uygulanan grubu sırası ile hidrojen peroksit ile etching işlemi uygulanan grup (Grup 3) (490,74 N), atmosferik plazma işlemi uygulanan grup (Grup 4) (466,54 N), kimyasal mekanik cilalama işlemi uygulanan grup (Grup 5) (410,8 N) ve kontrol grubu (Grup 1) (382,64 N) izledi. Kuron tutuculuğunu; kumlama, hidrojen peroksit ile etching, atmosferik plazma işlemlerinin anlamlı olarak arttırdığı saptandı.

Anahtar Kelimeler: Titanyum, tutuculuk, yüzey pürüzlülüğü, atmosferik plazma, hidrojen peroksit

ABSTRACT

Bilgi Özyetim E. (2018). Effect of Different Surface Treatments on Retention of Cement-Retained Implant-Supported Crowns. İstanbul University, Institute of Health Science, Department of Prosthodontics. PhD Thesis, İstanbul.

The purpose of this study was to evaluate the effect of different treatments applied to titanium implant abutment surfaces on the retention of implant-supported cement-retained crowns with resin cement. 72 titanium implant abutments were divided into 6 groups (n:12) based on the selected surface treatments; Group 1: Untreated; Group 2: Sandblasted; Group 3: Hydrogen peroxide etching; Group 4: Atmospheric plasma; Group 5: Chemical mechanical polishing, and; Group 6: Sol-gel nano coating with titanium dioxide. After the surface treatments, scanning electron microscopy analyses and surface roughness measurements of abutment surfaces were performed. 72 Cr-Co alloy crowns were fabricated and cemented on the abutments with dual cure resin cement. After a thermal cycling, crown retention was measured by using a Universal Testing machine. Data were statistically evaluated with one-way analysis of variance (One-way ANOVA), Tukey HDS, and Tamhane's T2 test. Significance was evaluated in $p < 0.05$ level. The highest surface roughness values were obtained with the sandblasted group (Group 2) ($1.44 \mu\text{m}$), which also resulted in the highest retention values (828.46 N), followed by the hydrogen peroxide etching group (Group 3) (490.74 N), the atmospheric plasma group (Group 4) (466.54 N), the chemical mechanical polishing group (Group 5) (410.8 N), and the control group (Group 1) (382.64 N). It was determined that sandblasting, hydrogen peroxide etching, and atmospheric plasma treatments significantly increased the crown retention.

Key Words: Titanium, retention, surface roughness, atmospheric plasma, hydrogen peroxide

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Tam dişsizlik, kısmi dişsizlik ve tek diş eksikliklerinde uygulanan implant destekli protezlerin başarı oranı yüksek, sonuçları öngörülebilir bir tedavi şekli olduğu bildirilmektedir¹. İmplant destekli protezler, implanta bağlanma mekanizmalarına göre vida tutuculu ya da siman tutuculu olmak üzere 2 gruba ayrılmaktadırlar². Siman tutuculu protez uygulamaları; daha başarılı estetik, oklüzal stabilite, implanta bağlı açısall problemlerin aşılabilmesi ve pasif uyum özelliklerinden dolayı tercih edilmektedirler³.

İmplant destekli, sabit protezlerde, protezin başarısını etkileyen en önemli faktörlerden biri de retansiyondur⁴. Siman tutuculu sabit protezlerde abutment preperasyonu, yüzey alanı ve yüksekliği, taper açısı, siman tipi ve yüzey pürüzlülüğü gibi birçok faktörün retansiyonu etkilediği belirtilmektedir^{3,5-11}.

Yüzey pürüzlülüğü ve siman seçimi klinisyen tarafından kontrol edilebilen faktörlerdir⁶. Siman, proteze yeterli retansiyon sağlayacak kadar güçlü olmalı ancak gerektiğinde protezin çıkarılabilmesine olanak sağlayabilecek kadar da zayıf olmalıdır¹². Bazı yazarlar protezin çıkarılması sırasında protez, implant ve abutmentta daha az zarar oluşturabileceği için geçici siman kullanımını önermektedirler^{13,14}. Fakat bu avantaja zayıf retansiyon, yüksek siman çözünürlüğü gibi zayıf fiziksel özellikler eşlik etmektedir. Bu durum implant destekli, sabit protezlerin daimi simantasyonunda geçici siman kullanımını kısıtlamaktadır¹⁵. Geçici simanların retansiyon değerlerinin daimi simanlardan daha düşük olduğu bilinmektedir. Simanların yüzeye adezyonunun mikromekanik ve fizikokimyasal bağlanmadan etkilenebildiği bildirilmektedir¹⁶. Simanın yüzeye bağlanmasını arttırmak amacıyla abutment yüzeyine farklı yüzey işlemi uygulamaları önerilmektedir¹⁷.

Yüzey pürüzlülüğü, mikroretantif alanlar oluşturarak retansiyonu artırır. Yüzey pürüzlülüğünün protezin retansiyonunu ortalama % 31 oranında arttırdığı bildirilmektedir⁶. Juntavee ve Millstein¹⁸ restorasyonların ya da abutmentların yüzey pürüzlülüğü arttıkça simanların retansiyon değerlerinin de arttığını bildirmişlerdir. Titanyum yüzeyinin pürüzlendirilmesinin yüzey alanını, ıslanabilirliği arttırdığı ve rezin siman ile mekanik kilitlenme sağladığı belirtilmektedir^{17,19,20}.

Titanyum ve alaşımları düşük yoğunluk, yüksek korozyon direnci, biyouyumluluk ve üstün mekanik özellikleri nedeniyle protetik uygulamalarda ve implantolojide sıklıkla kullanılmaktadır²¹. Titanyum alaşımı ile siman arasındaki bağlanma dayanımını, materyallerin yüzeyleri arasındaki temasın yakınlığı önemli ölçüde etkiler. Alaşım ile siman arasındaki temas optimal olduğunda, siman alaşım yüzeyindeki düzensizliklere daha fazla akma yeteneğine sahiptir. Bu nedenle simanın özellikleri ve alaşım yüzeyinin mikro topografyası protezin tutuculuğunda önemli rol oynar²².

Literatürde; son yıllarda titanyum yüzeyleri ile rezin siman arasındaki bağlanma dayanımını değerlendiren çalışmalar^{23,24} bildirilmektedir.

Çalışmamızda, krom-kobalt alaşım kuron ile arasındaki tutuculuğu arttırmak amacıyla dental implant abutment yüzeylerine çeşitli yüzey işlemleri uygulanmıştır.

Kumlama işlemi, en yaygın, en ucuz ve en kolay uygulanan bir yöntemdir²⁵.

Hidrojen peroksit ile etching işleminde; yüzeye reaktif oksijen uygulanmasının, implant yüzeyinden titanyum iyon salınımını ve titanyum peroksit jel oluşumunu indüklediği²⁶⁻²⁸, yüzey hidrofiliğini arttırdığı bildirilmektedir²⁹.

Atmosferik plazma işlemi ile titanyum yüzeyinde oksit tabaka oluşarak, yüzeyin hidrofilik hale geldiği ve adezyon özelliklerinin de etkilenebildiği belirtilmektedir³⁰.

Kimyasal mekanik cilalama işleminin titanyum yüzeyinde sürekli titanyum oksit tabakası oluşturabileceği³¹ ve kimyasal mekanik cilalama sıvısı içerisindeki parçacık boyutlarının ve ped materyalinin özelliklerinin değiştirilmesi ile örnek yüzeylerinde kontrollü pürüzlülüğün elde edilebileceği bildirilmiştir³².

Sol-jel yöntemiyle titanyum dioksit nano kaplama işlemi ile titanyum yüzeyinde oluşan ince oksit film tabakasının³³ dental seramikler ile metal altyapılar arasındaki adezyonu artırma amacıyla kullanılabildiği bildirilmektedir³⁴.

Çalışmamızda dental implant abutment yüzeylerine kumlama, hidrojen peroksit ile etching, atmosferik plazma, kimyasal mekanik cilalama, sol-jel yöntemiyle titanyum dioksit nano kaplama işlemleri uygulanarak abutmentlerin yüzey pürüzlülüğü ve morfolojileri, ayrıca bu yüzey işlemlerinin titanyum abutment yüzeyinde meydana getirdiği değişimlerin abutment ile kuron arasındaki tutuculuğa etkisinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. DENTAL İMPLANTLAR

Günümüzde diş hekimliğinde dental implant uygulamalarının önemi giderek artmaktadır. 1939 yılında modern dental implantolojinin başlamasından günümüze kadar geçen zaman içerisinde klinik tecrübe ve uygulama alanları yeni materyaller, dizayn, yöntem ve tekniklerle hızla gelişmiştir³⁵. İmplantlar öncelikle tek diş restorasyonları, tüm ağız restorasyonları, doğumsal ya da kazanılmış çene-yüz deformitelerinin rehabilitasyonu olmak üzere birçok alanda başarıyla uygulanmaktadır³⁶.

İmplant, kelime olarak Latince in: içerisine, içerisinde ve planto: ekme, dikme, yerleştirme anlamlarına gelen kelimelerin bir araya gelmesiyle oluşmuştur. İmplant anlam olarak; fonksiyon elde edilmesi amacıyla uygun bir bölgeye yerleştirilen organik ya da inorganik cisme verilen isimdir³⁷.

Dental implantlar; hareketli veya sabit protezlere retansiyon ve stabilite sağlamak amacıyla, mukoza ve/veya periosteal tabakanın altındaki ağız dokularına ve kemiğin içine veya üzerine implante edilerek bölümlü, sabit ve tam protezlere desteklik sağlayan alloplastik materyalden yapılmış protetik apareylerdir³⁸.

2.1.1. Dental İmplantların Tarihçesi

Bilinen ilk dental implant bulgularına Honduras'ta yaşamış olan mayalara ait mezar kazısında rastlanmıştır. Kazıda bulunan alt çenede, deniz hayvanlarının kabuklarından diş şekli verilmiş parçaların, eksik 3 kesici diş yerine yerleştirildiği gözlemlenmiştir³⁹.

20. yüzyıla kadar implantoloji alanında yoğun olarak transplantasyon ve reimplantasyon konuları ile ilgili çalışmalar yapılmıştır. Ambroise Pare 16. yüzyılda, John Hunter ve Pierre Fauchard 18. yüzyılda diş transplantasyonu ile ilgili gelişmelere katkıda bulunmuşlardır. Ancak 18. yüzyılın sonuna doğru, diş transplantasyon işlemi yoluyla hastalık bulaşma riski olabildiğinden bu işleme alternatif çözümler aranmaya başlanmıştır^{40,41}.

18. ve 19. yüzyılda tıp alanına yönelik bilgilerin artması ve yöntemlerin geliştirilmesi sonucu transplantasyon uygulamaları tekrar ilgi odağı haline gelmiştir⁴⁰.

19. yüzyıl ve 20. yüzyılda, implant uygulamalarında birçok materyal kullanılmış ve farklı formlarda implantlar tasarlanmıştır^{40,41}.

Strock 1938 yılında ilk içi dolu vida tipi implantı ve 1940 yılında ise ilk endodontik implantı geliştirmiştir. Dahl 1938 yılında ilk subperiostal implantı tasarlamıştır⁴².

1947 yılında Formigini implant yüzeyleri ile kemiğin kaynaşmasını sağlayarak implantın stabilitesini artırma amacıyla içi boş vida şeklinde implant kullanmıştır. 1953’de Sollier ve Chercheve sadece alt çeneye uygulama endikasyonu olan ve çene kemiğini vertikal yönde geçerek vidalarla sabitlenen ilk transosseoz implantı geliştirmişlerdir⁴².

Altın, gümüş, platin, iridyum gibi kıymetli metaller, eksik dişlerin yerine implantların yerleştirilmesinde implant materyali olarak 1930’lu yıllara kadar kullanılmışlardır. Ancak uygulandıkları dokuda galvanik reaksiyon oluşturdıkları ve yapılan uygulamalarda başarısızlıklar rapor edilmiştir. Venable ve arkadaşları 1937’de vitalyumu geliştirmişlerdir. Vitelyum; krom (Cr), kobalt (Co) ve molibden alaşımlarının karışımı ile elde edilmiştir. Vitelyum alaşımından vida tipi implant 1939 yılında Strock tarafından hazırlanmıştır. Daha sonraki yıllarda vitelyumun korozyona uğradığı ve implante edildiği canlı doku için tehlike oluşturduğu bildirilmiştir^{40,43}.

1947 yılında Formigini’nin boşluklu, paslanmaz çelik spiral şeklinde implant geliştirmesiyle implantolojide yeni bir çağa geçilmiştir. 1960’lı yıllarda implantoloji ile ilgili çalışmalarda artış görülmüştür. Scialom 1962 yılında iğne implantları, Linkow 1966 yılında blade implantları geliştirmiştir⁴⁰.

1970’li yılların başından itibaren firmalar tarafından saf titanyum ve titanyum alaşımlarından üretilen vida şeklindeki endosseöz implantlar günümüz implantolojisinin ilk adımlarını oluşturmuşlardır⁴⁰.

İmplantolojideki büyük ilerlemeyi, İsveç’te Lund Üniversitesi’nin Vital Mikroskopi Laboratuar’ında ortopedik cerrah Dr. Ingvar Branemark önderliğinde İsveçli araştırmacılar gerçekleştirmiştir^{44,45}. Araştırmacılar, 1965 yılında vital mikroskop yöntemi ile titanyum ve kemik arasındaki bağlantıyı incelemişlerdir. Titanyumun kemik ile tamamen kaynaştığını ve implantolojide kullanılabileceğini bildirmişlerdir⁴⁴.

2.1.2. Dental İmplantların Sınıflandırılması

Dental implantlar 4 kategoride sınıflandırılabilir⁴⁶:

1. Kemik ile olan ilişkisine göre
2. İmplant materyaline göre
3. Kemik ile oluşturduğu biyolojik yanıtı göre
4. Tedavi seçeneğine göre

2.1.2.1. Kemik ile Olan İlişkisine Göre

Dental implantlar kemik ile olan ilişkilerine göre 3'e ayrılır.

1. Endosteal implantlar (kemik içi)
2. Transosteal implantlar (kemik boyunca)
3. Eposteal implantlar (kemik üzeri) ⁴⁰

Endosteal İmplantlar

Endosteal implantlar her 2 çenede de alveol kretine yerleştirilen implantlardır. İmplant gövdesi ve implant dayanağından oluşmaktadırlar. İmplant gövdesi kemik içinde kalan ve kemik ile osteointegre olarak ankraj sağlayan parçadır. İmplant dayanağı ise proteze destek sağlayan parçadır. Endosteal implantlar en yaygın kullanılan implantlardır. Osteointegrasyonu başarılıdır. Hareketli ve sabit protezlerde kullanıma uygundur⁴⁷.

1977 yılında endosteal implantlar ile ilgili ilk klinik çalışma Branemark ve ark.⁴⁵ tarafından bildirilmiş ve yüksek başarı oranına sahip olduğu belirtilmiştir. Zarb ve ark.⁴⁸ da endosteal implantlar ile ilgili yaptıkları çalışmada yüksek başarı oranı bildirilmişler ve böylece bu implantların kullanımı giderek yaygınlaşmıştır.

Endosteal implantlar, implant gövdesinin geometrik şekline göre vida tip implantlar, silindirik implantlar, vent tipi implantlar ve blade implantlar olmak üzere 4 gruba ayrılırlar⁴⁹. Vida tipi implantlar klinik uygulamalarda en yaygın kullanılan implantlardır.

Transosteal İmplantlar

Mandibulanın interforaminal alanına yerleştirilen ve mandibulayı dikey doğrultuda geçerek hem kemiğe tutunan, hem de ağız içine uzanım gösteren postlardan oluşan implant çeşididir³⁸. Transosteal implantlar genel anestezi altında uygulanabilir. Ağız içine uzanan parçası protezin stabilizasyonuna katkı sağlar. 2 sistemi vardır. İmplanta aşırı yük gelmesini engelleyen zımba implant sistemi, bu sistemden biridir. 2 ya da 4 transosseos pin ve minimum 2, maksimum 5 retantif vida titanyum plakaya sabitlenir. İmplanta aşırı yük gelmesini önlemek amacıyla stres azaltıcı ataşmanlar

kullanılabilir. İmplant boyutları büyük olduğundan, kret yüksekliğinin 12 mm'den daha düşük olduğu olgularda kullanımı risklidir. Ayrıca gerektiği durumlarda çıkartılmasındaki zorluk, implant etrafında enfeksiyon, gingival hiperplazi, kemik kaybı gibi dezavantajlarından dolayı günümüzde tercih edilmemektedir^{47,50}.

Diğer transosteal implant sistemi ise transmandibular implantlardır. Bu implant sisteminde postların distaline uzanan kantilever bar mevcuttur⁴⁷.

Günümüzde transosteal implantlar tercih edilmemektedir⁴⁷.

Eposteal İmplantlar

Eposteal implantlar, kişiye özel hazırlanan ve mukoza ile alveol kreti arasına yerleştirilen implantlardır. Endosteal implantların yerleştirilemediği, ileri derecede kemik rezorpsiyonu olan olgularda kullanılabilirler^{47,51,52}.

Subperiosteal implantlar en sık kullanılan eposteal implant çeşididir. Subperiosteal implantlar, ilk defa 1938 yılında Dahl tarafından tanıtılmış ve 1949 yılında Gershkoff ve 1998 yılında Linkow tarafından geliştirilmiştir. Subperiosteal implantlar her 2 çene kemiğine de uygulanabilir. Subperiosteal implantlar kafes şeklinde, kemik üzerine yerleştirilen osteointegre olmayan implantlardır^{47,51,52}.

2.1.2.2. İmplant Materyaline Göre

1. Metaller ve alaşımlar
2. Seramikler
3. Polimerler

2.1.2.3. Kemik ile Oluşturduğu Biyolojik Yanıtı Göre

İmplantın yerleştirildiği dokularla etkileşimine ve oluşturduğu biyolojik yanıtı göre;

1. Biyoinert materyaller
2. Biyoaktif materyaller
3. Biyotolere materyaller

Biyoinert materyaller: Yüzeylerine yakın kemik apozisyonuna izin vererek kontak osteogenezi oluştururlar.

Biyoaktif materyaller: Yerleştirildikleri dokuyla iyon değişimi yoluyla kimyasal bağlanma gerçekleştiren ve yüzeylerinde yeni kemik oluşumuna izin veren materyallerdir.

Biyotolore materyaller: Doku tarafından kabul edilmesine rağmen dokuya yerleştirildiklerinde etrafında fibröz tabaka oluşan materyallerdir⁵³.

2.1.2.4. Tedavi Seçeneğine Göre

1989 yılında Misch tarafından implant destekli protez yapımında 5 farklı protetik seçenek sunulmuştur. Bunlardan ilk 3'ü total ya da parsiyel dişsizliğin restore edildiği sabit protezlerdir. Yapılan implant destekli protez; vida tutuculu ya da siman tutuculu olabilir. Son 2 seçenek ise hareketli protezlerdir ve protez planlaması protezi destekleyen implant sayısına bağlıdır⁵⁴.

Sabit Protez-1 (SP-1)

Hastanın çekimi yapılmış doğal dişinin sadece anatomik krununun restore edildiği sabit protezlerdir. Sert ve yumuşak dokudaki kayıp en az miktarda olduğunda uygulanan protez türüdür. Yerleştirilecek implantın doğal diş kökleriyle aynı pozisyonda olmasını sağlayacak yeterli kemik hacmi mevcuttur. Protez bitim aşamasında doğal diş krunu ile aynı büyüklükte ve şekilde olmalıdır⁵⁴.

SP-1 protezi özellikle üst çene ön bölge gibi estetik beklentinin yüksek olduğu bölgelerde uygulanır. Posterior bölgelerde implant boyutları ve pozisyonu arasındaki uyumu sağlamak için protezin oklüzal tablası değiştirilebilir. Alt çene arka bölgeye yerleştirilen implant doğal dişe göre daha küçük çaplı olduğundan yapılacak protezin oklüzal tablası daraltılabilir⁵⁴.

Yan yana 2'den fazla diş eksikliği olan olgularda; SP-1 protezinin yapımı zordur. Diş eksikliği olan bölgedeki kemik kaybı ve interdental bölgedeki yumuşak doku yetersizliği nedenleriyle krunun servikal bölgesini oluşturmada başarısızlıklar oluşabilir⁵⁴.

Sabit Protez-2 (SP-2)

Doğal dişin anatomik krununun ve kök bölümlerinin de restore edildiği sabit protezlerdir. Doğal diş köküyle karşılaştırıldığında implantın yerleştirileceği kemiğin yüksekliği mine-sement sınırından 1-2 mm daha apikaldedir. Protezin insizal kenarı doğru pozisyonda olabilir, ancak protezin gingival 1/3 kısmı daha apikalde ve genellikle palatinalde yer almak zorunda kalabilir⁵⁴.

Görünüm; diyeti çekilmesi ve periodontal kemik kaybı olan doğal diş görünümü oluşturabilir. İmplant destekli protezler; bitim aşamasında doğal dişlerden daha uzun

görünür. Uzun görünüm estetik açıdan problem oluşturduğundan, hasta gülümserken ya da konuşurken dişlerin servikallerinin görülmemesine dikkat edilmelidir⁵⁴.

Sabit Protez-3 (SP-3)

Doğal diş kuronlarının ve yumuşak dokunun bir kısmının da restore edildiği sabit protezlerdir. Diş kaybından sonra, rezorpsiyona bağlı olarak ya da implant yerleştirilmesi sırasında, mevcut kemik hacminde azalma meydana gelir. Yapılan protezde dişlerin insizal kenarları gerekli fonksiyon, estetik, konuşma yeteneği, dudak desteği elde etmek için doğru konumda yerleştirilmelidir. Kesici kenarların bu konuma yerleştirilmesi dişlerin boyutlarının aşırı uzun olması ile sonuçlanabilir⁵⁴.

SP-3 protezlerinin normal üst dudak ve alt dudak çizgisine sahip hastalara uygulanabilir olması SP-2 protezlerden farkını oluşturmaktadır. SP-3 protezinde pembe renkli restorasyon materyali ile yumuşak dokuların restore edilmesi sonucu doğal dişeti görünümü ve dişeti şekli oluşturulur. Ayrıca pembe restorasyon materyali ile papil ve servikal bölgede taklit edilebilir⁵⁴.

SP-3 protez yapımında metal destekli porselen restorasyonlar ve hibrit restorasyonlar olarak 2 çeşit protetik restorasyon kullanılmaktadır. Kullanılacak restorasyonu belirleyen faktörlerden en önemlisi kretler arası mesafedir. Kretler arası mesafe 15 mm'den fazla olduğu durumlarda hibrit restorasyonlar tercih edilmelidir. Çünkü metal destekli restorasyonlarda porselenin kalınlığı 2 mm'yi geçmemesi gerektiğinden, metal alt yapının kalınlığı çok artar. Metalin kalınlığının artmasıyla protezin ağırlığında ve maliyetinde de artış oluşur. Ayrıca metalin dökümü sırasında ince kısımları kalın kısımlarına göre daha önce soğuduğundan metalde porozite de oluşabilir⁵⁴.

Diğer bir yöntem ise akrilik ve metal alt yapıyla birlikte yapay dişlerin kullanıldığı hibrit protezlerdir. Kretler arası mesafenin 15 mm'den daha fazla olduğu durumlarda hibrit protez yapılması tercih edilmelidir. Metal destekli porselen restorasyonlara göre hibrit protezler daha az maliyetlidir. Ayrıca metal destekli porselen restorasyonlara kıyasla pembe akrilik ve akrilik yapay diş kullanımı nedeniyle yumuşak doku görünümü daha estetikdir⁵⁴.

Hareketli Protez-4 (HP-4)

Tamamen implantlar, dişler ya da her ikisinin kombinasyonu ile desteklenen hareketli protezlerdir. HP-4 protezinin yapılması için üst çenede 6 ya da 8 implant, alt çenede ise 5 ya da 6 implant gerekmektedir. Overdentureların tutucu parçaları implant

abutmentlarına bağlanır. HP-4 protezi yapımı için implant pozisyonları, sabit protezlere göre daha lingual ve apikale yerleştirilmelidir⁵⁴.

Hareketli Protez-5 (HP-5)

İmplant ve yumuşak doku destekli hareketli protezlerdir. Destek implant sayısı değişkenlik gösterir. Tamamen dişsiz alt çene için; ön bölgeye uygulanan birbirinden bağımsız 2 implant yerleştirilebilir ya da kanin bölgesine yerleştirilen 2 implant splintlenerek retansiyon arttırılabilir. Premolar ve santral diş bölgelerine 3 implant yerleştirilip splintlenerek lateral stabilite de sağlanabilir. Doku rezorpsiyonunu azaltmak için kantilever ilave edilmiş barla splintlenen 4 implant da kullanılabilir⁵⁴.

HP-5 protezlerinin en önemli avantajı azalan maliyettir. HP-5 protezlerinde kemik rezorpsiyonu devam ettiğinden, birkaç yılda bir protezin besleme ve oklüzal uyumlamalarını içeren kontrolleri yapılmalıdır⁵⁴.

2.1.3. İmplant Endikasyonları

Günümüzde protetik tedavi gereksinimi olan hastalara genellikle implant uygulaması yapılabilmektedir. Ancak bazı lokal ve sistemik faktörler implant başarısızlığında rol oynamaktadır^{55,56}.

Zarb ve ark.⁵⁷ implant endikasyonlarını; hareketli protezi tolere edemeyen ve bulantı refleksi olan, protezin stabilitesini negatif yönde etkileyen parafonksiyonel alışkanlığı olan, tam protezlerden beklentisi çok yüksek olan, var olan destek dişlerin sayısı ve dağılımının sabit protez için yetersiz olduğu ve doku toleransının az olduğu hastalar olarak belirtmişlerdir.

Davarpanah ve ark.⁵⁸ ise implant endikasyonlarını; hareketli protez stabilitesinin ve tutuculuğunun yetersiz olması, var olan destek dişlerin yetersiz sayısı ve dağılımı, hareketli protez kullanmaya psikolojik olarak hazır olmayan hastalar, tek diş eksikliklerinde, boşluğun önünde ve arkasındaki dişlerin ve periodontal yapıların sağlıklı olması olarak bildirmişlerdir.

2.1.4. İmplant Kontrendikasyonları

Palmer ve ark.⁵⁹ implant kontrendikasyonlarını; alkol, sigara ve ilaç bağımlılığı, tedavi edilmemiş dental problemler, yetersiz kemik kalitesi, şiddetli mukozal lezyonlar, yaşlılık, diyabet gibi kontrol altına alınamayan sistemik hastalıklar, çene kemiklerine uygulanmış radyoterapi hikayesi, kanama bozukluğu olarak belirtmişlerdir.

Rosenstiel ve ark.⁶⁰ ise implant kontrendikasyonlarını; hamilelik, implant uygulanacak bölgede tümoral oluşum varlığı, akut hastalıklar, gerçek üstü hasta beklentileri, kontrol altına alınamayan sistemik rahatsızlıklar, hastaların protetik rehabilitasyonunun mümkün olmadığı durumlar olarak bildirmişlerdir.

2.2. İMPLANT DESTEKLİ PROTEZLER

Günümüz diş hekimliğinde; diş çürüklerinin ve diş eksiklerinin tedavisi ile kişilerin yüz konturlarını, estetiğini, konforunu, çiğneme fonksiyonlarını, konuşma özelliklerini ve sağlıklarını tekrar kazandırmak amaçlanmaktadır⁶¹.

1983 yılı ile 2002 yılları arasında Amerika’da kullanılan implant sayısı 10 kat artış göstermiştir. 2002 ile 2005 yılları arasında ise kullanılan implant sayısında 5 kat artış görülmüştür. Amerika’da her yıl 1.000.000’den fazla implantın hastalara implante edildiği bildirilmektedir^{62,63}.

Yaşlı nüfusunun yaşam süresinin uzaması ve yaşlanmaya bağlı görülen diş kayıpları, dişsiz bölgelerin anatomisi, sabit protezlerde başarısızlık, hareketli protezlerin hasta beklentilerini karşılamaması, diş kaybının psikolojik etkileri, implant destekli protezlerin avantajları ve tahmin edilebilir uzun vadeli sonuçları, toplumdaki bireylerin bilinçlenmesi gibi nedenlerle implant tedavilerine ihtiyaç giderek artmaktadır⁶⁴.

2.2.1. İmplant Destekli Protezlerin Avantajları

1. Kemiğin korunması
2. Estetiğin iyileştirilmesi
3. Oral propriyosepsiyonun tekrar oluşturulması
4. Oklüzal dikey boyutun restorasyonu
5. Konuşmanın iyileştirilmesi
6. Protetik başarının artması
7. Protez boyutlarının azalması
8. Sabit protez seçeneği sunması
9. Hareketli protezlerde artan retansiyon ve stabilite
10. Protez ömrünün uzaması
11. Oklüzyonun tamamlanması
12. Çiğneme etkinliğinin arttırılması ve desteklenen çiğneme kasları ile yüz ifadesinin korunması
13. Komşu dişlerde preperasyon ihtiyacı olmaması

14. Hastanın psikolojik yönden daha sağlıklı olması⁵⁴.

2.2.2. Tek Üye İmplant Destekli Sabit Protezler

Tek diş eksikliğinde implant yerleştirilmesine ilişkin yapılan çalışmalardan elde edilen sonuçların başarılı olması, bu endikasyonu rutin tedavi seçeneklerinden biri haline getirmiştir^{65,66}. Komşu dişlerin durumu, diş eksikliğinin konumu, çeneler arası ilişki, kretin bukko-lingual/palatinal ve mesio-distal hacmi, çevre anatomik yapı, yumuşak doku ve periodonsiyumun durumu, diş kaybı nedenleri tedavi planlamasının doğru yapılması açısından önemlidir⁶⁷.

2.2.2.1. Endikasyonlar:

Alt veya üst çenede; ön bölgede tek diş eksikliği bulunan hastaların; protezlerine yönelik psikolojik, fonksiyonel ve estetik kaygıları daha ön plandadır⁶⁸. Tek diş eksikliklerinin geleneksel sabit protezlerle tedavi edilmesinde; komşu dişlerin yüzeylerinde proteze destek sağlanması amacıyla işlem yapılmakta ve buna bağlı olarak destek dişlerde endodontik ve periodontal sorunlar oluşabilmektedir⁶⁹. Üst çene ön bölgede proteze destek amaçlı kullanılacak dişlerin % 80'inde restorasyon bulunmaması da implant seçeneğini ön plana çıkarmaktadır⁷⁰.

Yeterli kemik hacmi ve yeterli mesafe, tek diş eksikliklerinin implant ile tedavisinde başarıyı etkileyen faktörlerdendir. Ön bölge implant uygulamalarında mesio-distal mesafenin minimum 6 mm, dikey kemik miktarının 10-12 mm ve vestibülo-palatinal kemik miktarının ise en az 5 mm olması gerekmektedir. Vestibül ve palatinal bölgelerde ise 3-5 mm keratinize doku gerekmektedir⁶⁹. Posterior bölge implant uygulamalarında dikey kemik miktarının 10-12 mm olması gerekmektedir⁷¹. Posterior bölgede dişsiz alanın mesio-distal mesafesi 8-11 mm'den ve bukko-lingual kemik miktarı 6,5 mm'den fazla ise implant çapı 5 mm ya da daha geniş seçilebilir. Fakat dişsiz alanın mesio-distal mesafesi 13 mm veya daha fazla ise 2 implant ya da geniş çaplı bir implant tercih edilebilir⁷².

2.2.3. İmplant Destekli Sabit Protezlerde Metal Alt Yapı Üretim Teknikleri

Diş destekli ya da implant destekli, sabit protezlerde alt yapı üretiminde geleneksel kayıp mum tekniği, ekleme ve eksiltme yöntemleri kullanılmaktadır. Alt yapılar eksiltme yöntemi ile hazırlanırken; kopya-freze ve bilgisayar destekli tasarım ve

Üretim (CAD/CAM) yöntemleri kullanılmaktadır. Alt yapılar ekleme yöntemi ile hazırlanırken; seçici lazer sinterleme, stereolitografi, kaynaklı yükleme modelleme, mürekkep baskı tekniği gibi tabakalama işlemine dayanan hızlı prototipleme yöntemleri kullanılmaktadır⁷³.

Geleneksel kayıp mum tekniği, teknik hassasiyeti yüksek bir yöntemdir ve yeterli teknik hassasiyet gösterilmediği takdirde döküm hataları oluřmaktadır⁷⁴. CAD/CAM sistemlerinin dış hekimliğinde kullanıma girmesiyle kayıp mum tekniğine bağlı ortaya çıkan hatalar elimine edilmekte ve üretimde standardizasyon saęlanmaktadır⁷⁵.

2.2.3.1. Lazer Sinterleme Yöntemi

CAD-CAM sistemlerindeki gelişmeler ile birlikte lazer sinterleme yöntemi dış hekimliğinde uygulanmaya başlamıştır. Temel olarak lazer sinterleme yöntemi CAD-CAM sistemidir. Modeller tarayıcılar vasıtasıyla taranıp, veriler bilgisayar ortamına aktarılır. Tasarım dijital ortamda oluşturulduktan sonra protetik yapılar kısa sürede hazırlanabilmektedir⁷⁶.

Lazer sinterleme, lazer ile toz halindeki materyalin eritilmesi ve tabaka tabaka birleştirilmesi ile 3 boyutlu üretim sağlayan sistemlerdir. Toz halindeki materyalin bölgesel olarak eritilmesi ‘Seçici Lazer Sinterleme’, tamamen eritilmesi ‘Seçici Lazer Ergitme’ işlemleri ile gerekleřmektedir⁷⁷⁻⁷⁹.

Seçici lazer sinterleme yönteminde, makinanın tablasına toz halindeki hammadde tabaka halinde yayılmakta ve yzeyeye çarpan fiber lazer ışınının temas ettiği noktalarda oluşan sıcaklık ile toz taneleri erimektedir. Eriyen toz taneleri temas ettiği diğer toz taneleri ile birleşmekte ve bu işlem her katmanda tekrarlanıp üretim gerekleřmektedir⁸⁰.

Geçmişte lazer sinterleme makinelerinde Nd:YAG ve CO₂ gibi standart lazer sistemleri kullanılmış fakat günümüzde teknolojik gelişmeler ile lazer odağının kalitesi arttırılmış ve disk, fiber lazerler kullanılmaya başlanmıştır. Lazerin alaşım yüzeyine temas ettiği yerde oksidasyon oluşumunu engellemek amacıyla metal alaşımın sinterizasyonu argon ya da nitrojen gazı koruması altında gerekleştirilmektedir^{79,81}.

Lazer sinterleme sistemleri ile krom-nikel (Cr-Ni), Cr-Co, paslanmaz elik, titanyum ve alaşımları işlenebilmektedir^{77-79,82}. Ayrıca lazer sinterleme sistemleri ile hassas tutuculu protezler⁸³, hareketli bölümlü protez iskelet alt yapıları^{73,84-86}, implant

destekli overdenture protezlerde bar yapımı^{87,88}, kuron-köprü protezlerde metal alt yapı^{73,80,89-93}, bireysel abutment, implant üretimi^{73,94} gibi uygulamalar gerçekleştirilmektedir.

Lazer sinterleme cihazları 80 cmx80 cm, 30 cmx30 cm, 8 cmx8 cm boyutlarında tablalara sahiptir. Lazer sinterleme cihazlarında tabla boyutları ile doğru orantılı olarak protetik yapılar üretilmektedir⁷⁶.

Lazer sinterleme yöntemi ile üretilen metal alt yapılar post sinterizasyon işleminden sonra kullanıma hazır hale gelirler. Post sinterizasyon sürecinde metal alt yapılar fırınlanır ve yapısal bütünlüğü sağlanır⁷⁶.

Lazer sinterleme yöntemi, CAD-CAM sistemleri gibi ana parçadan malzeme uzaklaştırmak yerine malzeme yığarak üretim yaptıkları için maliyet daha düşüktür⁷⁹. Lazer sinterleme sistemleri ile revetman, döküm gibi işlemler ortadan kalktığından; üretim süresi kısaltılmakta⁸⁴⁻⁸⁶ ve döküm hataları önlenerek dayanıklılığı yüksek yapılar elde edilmektedir⁸⁰. Ayrıca bu sistem ile üretilen metal alt yapılarda yüksek homojenite, mükemmel uyum ve standartizasyon sağlanmaktadır⁸³.

2.2.4. İmplant Destekli Protezlerin İmplantla Bağlanma Mekanizmaları

Tam dişsiz, kısmi dişsiz ve tek diş eksikliklerinde uygulanan implant destekli protezler, başarı oranı yüksek, sonuçları öngörülebilir bir tedavi şeklidir. İmplantoloji alanında son dönemlerde hızlı ve önemli gelişmeler gözlemlenmiştir. Maksimum klinik başarı elde etmek için, implantların ve implant abutmentlerin tasarımları, kullanılan materyallerle ilgili birçok konu gündeme getirilmektedir. İmplant destekli protezlerde abutment ile implant arasında hangi bağlantı mekanizmasının kullanılacağı bu konulardan biridir¹.

İmplant destekli protezler implanta bağlanma mekanizmalarına göre vida tutuculu ya da siman tutuculu olmak üzere 2 gruba ayrılmaktadırlar. Vida tutuculu implant destekli protezlerde; protez direkt olarak implanta ya da abutmentle bağlanır. Siman tutuculu implant destekli protezlerde ise protez abutmentle siman ile yapıştırılır².

2.2.4.1. Siman Tutuculu İmplant Destekli Protezler

Siman tutuculu implant destekli protezlerde, protez implanta bağlı abutment yüzeyine simante edilir (Şekil 2-1). Siman tutuculu implant destekli protez yapımında kullanılan materyaller ve teknikler geleneksel protez yapımı ile aynıdır⁹⁵. Kısıtlı ağız

açıklığı varlığında siman tutuculu implant destekli protezin yapımı vida tutuculu implant destekli protez yapımına göre daha kolaydır. Ayrıca implantın çene kemiği içerisindeki açılanmasının uygun olmadığı durumlarda siman tutuculu implant destekli protezler ile estetiğin daha iyi sağlanabilmesi nedeniyle tercih edilebilirler^{2,96,97}.



Şekil 2-1: Siman tutuculu implant destekli protez⁹⁸

2.2.4.2. Vida Tutuculu İmplant Destekli Protezler

Vida tutuculu implant destekli protezler, genellikle abutment ve implant gövdesine vida yardımı ile bağlanan restorasyondan oluşur (Şekil 2-2)^{2,96,97}. Klinisyenlerin protezleri gerektiği durumlarda çıkarabilme gereksinimlerine bağlı olarak vida tutuculu implant destekli protezler geliştirilmiştir^{99,100}. Vida tutuculu implant destekli protezler herhangi bir zarar görmeden ya da yeni bir protez yapımına gerek duyulmadan sökülebilirler ya da değiştirilebilirler¹⁰¹.

Hekim kontrolünde olmayan birçok değişkenin varlığı ve metal-metal bağlantısı söz konusu olduğundan üretimleri daha hassas yapılmalıdır. Abutment ile metal alt yapı arasında boşluk olmadığından vida torklanmadan önce döküm tamamen doğru ve pasif oturmalıdır^{99,100}.



Şekil 2-2: Vida tutuculu implant destekli protez⁹⁶

2.2.4.3. Siman Tutuculu ve Vida Tutuculu İmplant Destekli Protezlerin Karşılaştırılması

a. Fabrikasyon ve Maliyet

Siman tutuculu implant destekli protezlerin üretiminde geleneksel laboratuvar ve klinik yöntemler uygulandığından vida tutuculu implant destekli protezlere göre üretim daha kolaydır^{4,97,100}.

Vida tutuculu implant destekli protezlerin üretiminde ekstra parçalara ihtiyaç duyulduğundan siman tutuculu protezlere göre daha maliyetlidir¹⁰².

b. Estetik

Vida tutuculu implant destekli protezlerde vida giriş deliğinin görünür olması estetiği olumsuz etkiler, ancak bu durum daha çok mandibular premolar ve molar bölgelerde söz konusudur¹⁰³.

İmplant ideal konumda yerleştirildiğinde; hem vida tutuculu, hem de siman tutuculu implant destekli protezlerde estetik daha iyi sağlanabilmektedir¹⁰⁴.

Vida tutuculu implant destekli protezler ile ilgili tartışmalardan biri de vida giriş deliğinin estetik alana yerleştirilmesidir^{4,97,102,105}. İmplantların anatomik engellemelerden dolayı ideal pozisyona yerleştirilmesinin zor olduğu durumlarda açılı ve bireysel abutment kullanılarak vida giriş deliği estetik olarak görünür alandan uzağa taşınabilmektedir¹⁰⁴.

c. Posterior Bölgede Çalışma

Kısıtlı ağız açıklığı olgularında özellikle ağzın posteriorunda çalışmak, siman tutuculu implant destekli protezlerde, vida tutuculu implant destekli protezlere göre daha

kolaydır^{97,100}. Vida tutuculu implant destekli protezlerde, posterior bölgeye erişim zorluğuna ek olarak vida ve anahtar yutma veya aspirasyon riski de söz konusudur^{100,106}.

d. Oklüzyon

Siman tutuculu implant destekli protezlerde, oklüzal yüzeyde vida giriş deliği bulunmadığından ideal ve stabil oklüzal temaslar oluşturulabilir^{4,95,97,105}.

Vida tutuculu implant destekli protezlerde oklüzal yüzeydeki vida ve vida giriş delikleri olumsuz estetik görünüme, oklüzal yüzeylerin bozulmasına neden olabilir. Ayrıca vida giriş deliği oklüzal tablanın genellikle yarısından fazlasını kapladığından ideal oklüzal temasların oluşturulması mümkün olmayabilir¹⁰³. Vida giriş delikleri özellikle protruziv ve lateral hareketlerde de çatışmalara neden olabilir ve anterior rehberliği de olumsuz etkileyebilir⁹⁷.

Vida tutuculu implant destekli protezlerde, vida giriş deliğinin kapatılması için restoratif materyallere ihtiyaç duyulur. Bu restoratif materyaller fonksiyonel kuvvetler altında aşındıklarından oklüzal temaslar siman tutuculu protezlerdeki gibi uzun süreli korunamaz^{97,107-109}.

e. Retansiyon

İmplant destekli protezlerde, protezin başarısını etkileyen en önemli faktörlerden birisi de retansiyondur⁴. Siman tutuculu implant destekli protezlerde abutment yüzey alanı ve yüksekliği, taper açısı, siman tipi ve yüzey pürüzlülüğü gibi birçok faktör retansiyonu etkilemektedir^{3,97}.

Siman tutuculu implant destekli protezlerde yeterli retansiyon elde edebilmek için gereken minimum abutment yüksekliği 5 mm olarak bildirilmektedir¹¹⁰. Bu nedenle, interoklüzal mesafe 4 mm ve daha az ise vida tutuculu implant destekli protezlerin kullanılması önerilmektedir¹⁰⁴.

Vida tutuculu implant destekli protezlerde retansiyon vida ile sağlanır. Bu nedenle vida tutuculu implant destekli protezlerde vida gevşemesi ile retansiyon kaybı oluşmaktadır⁹⁹. Retansiyon miktarını; yetersiz sıkıştırma kuvveti, biyomekanik olarak aşırı yük, kuvvetlerin implantın uzun eksenini boyunca gelmemesi, implant parçalarında ve protezde uyumsuzluk, vida materyalindeki ve tasarımındaki farklılıklar, implant çapı gibi faktörler etkiler^{97,99,119-121,111-118}.

Vidalar üretici firmanın önerileri doğrultusunda sıkıştırılmalıdır. Genel olarak vidanın ilk sıkıştırılmasından 5 dakika (dk) sonra ve birkaç hafta sonra tekrar sıkıştırılması önerilmektedir¹¹⁴. Aşırı implant açılanmaları, protezde kantilever yapının

varlığı, implantın doğal dişe bağlanması gibi koşullar vida gevşemesine neden olabileceğinden dikkatli bir şekilde değerlendirilmeli ve elimine edilmelidir⁹⁹. Vida gevşemesi aynı zamanda implant parçaları ve protez arasındaki uyumsuzluktan da kaynaklanabilmektedir. Protez ile implant parçaları arasındaki yetersiz uyum, stresi artırarak vida gevşemesine neden olabilmektedir¹¹³⁻¹¹⁵. Vida gevşemesini önlemek için çeşitli vida ve implant modifikasyonları bildirilmiştir^{114,118-121}. Altın vidaların, titanyum vidalara göre daha iyi sıkıştırılabildiği ve daha iyi retansiyon sağladığı bildirilmektedir¹¹⁹.

f. Protezlerin Çıkarılabilirliği

Vida tutuculu implant destekli protezlerin en önemli avantajları, gerektiğinde proteze ve implanta zarar verilmeden çıkartılabilesidir^{97,102}. Bu nedenle, protetik yapılar düzenlenerek, vidalar tekrar sıkıştırılabilir. Protezdeki kırık parçalar daha az zaman ve düşük maliyetle tamir edilebilirler^{4,122-124}.

g. Protez Uyumu

Birçok yazar^{97,105,107,125-127} siman tutuculu implant destekli protezlerde, vida tutuculu protezlere göre pasif uyumun sağlanmasının daha başarılı olduğunu belirtmişlerdir. Siman tutuculu implant destekli protezlerde; siman şok absorbsiyon görevi yaptığından kemik, implant ve abutment yapılarında stresi azaltarak pasifliği daha fazla sağlayabilmektedir^{97,125,126,128}. Vida tutuculu implant destekli protezler, siman tutuculu implant destekli protezlere göre daha sıkı marjin bölgesine sahiptirler¹²⁹. Bu yüzden siman tutuculu implant destekli protezlerde marjin bölgesinde mikroflora kolonizasyonu riski vardır ve bu durum simanın çözülmesine, dişeti iltihaplarına neden olabilir^{130,131}.

h. Periimplant Dokularına Etkisi

Siman tutuculu implant destekli protezlerin simantasyon aşamasında, özellikle restorasyonun kenarı dişeti altına 3 mm'den fazla uzanıyorsa, fazla simanın temizlenmesindeki zorluktan dolayı dişeti inflamasyonu olduğu bildirilmektedir. Bu durum, özellikle implant anterior bölgede ve mine-sement birleşiminden 3-4 mm daha apikale yerleştirildiğinde ya da çıkış profili oluşturulurken komşu dişlerin vestibül dişeti marjinlerinde ortaya çıkmaktadır¹³².

Fazla simanın uzaklaştırılmadığı durumlarda implant çevresinde inflamasyon, yumuşak dokuda şişlik, ağrı, kanama ya da sondalama sırasında eksüdasyon ve implant çevresinde kemik dokusunda rezorpsiyon görülebilir^{107,132-134}.

Vida tutuculu implant destekli protezlerde siman kullanılmadığı için dişeti cevabı daha iyidir. Fakat protez sabitleme vidalarında ya da abutment vidalarında gevşeme meydana gelirse protez ile abutment arasında ve implant ile abutment arasında granülasyon dokusu oluşabilir. Bu yüzden tüm ağız restorasyonlarda vidaların 5 yılda 1 kez tekrar sıkıştırılması önerilmektedir¹²⁰.

i. Porselen Kırığı

İmplant destekli protezlerde porselen kırığı sık karşılaşılan bir komplikasyondur. Vida tutuculu implant destekli protezlerde porselen kırığına daha sık rastlanmaktadır. Vida giriş deliği porselenin yapısal bütünlüğünü bozabilir ve desteklenmeyen porselende ayrılmalar görülebilir^{95,97,107,108,135,136}.

j. Klinik Performans

Vigolo ve ark.¹⁰⁸ siman tutuculu ve vida tutuculu implant destekli protezleri implant çevresi-marjinal kemik seviyesi, implant çevresi-yumuşak doku parametreleri, protetik komplikasyonlar açısından 4 yıl takip ederek başarı oranlarını değerlendirdikleri çalışmalarında 2 grup arasında anlamlı farklılık oluşmadığını belirtmişlerdir.

2.2.5. Dental İmplant Abutmentleri

Abutment; sabit ya da hareketli protezi desteklemek amacıyla kullanılan implantın tamamlayıcı parçasıdır³⁸.

Abutmentlar genellikle titanyumdan üretilmektedir, ancak titanyum abutment kullanımı estetiğin ön plana çıktığı durumlarda tercih edilmemektedir. Özellikle dişeti biyotipinin ince olduğu durumlarda titanyum abutment kullanılması, dişeti altından koyu renk yansımalarına neden olmaktadır^{137,138}. Diş rengine benzer renklerde abutment üretimine olanak tanıyan seramik abutment kullanımları ile estetik daha başarılı olarak oluşturulabilmektedir¹³⁷.

Seramik abutmentlar, düşük gerilme direnci ve kırılgan olmaları gibi dezavantajlara sahiptir. İmplant üzerine uygulanan yük düşük, fakat sürekli olacağından seramik abutmentta çatlaklar da oluşabilmektedir¹³⁷.

İmplant abutmentları prefabrike ve kişiye özel olarak 2'ye ayrılmaktadır¹²⁷. Kişiye özel abutmentlar ekonomik değildir. Standart prefabrike implant parçaları ile protetik problemlerin üstesinden gelinemediği durumlarda kullanımı tercih edilebilir. Prefabrike abutmentlar kişiye özel abutmentlara göre daha ekonomiktir, kullanımları kolaydır ancak kısıtlamaları vardır¹³⁹.

Yetersiz interoklüzal mesafe, 15°'den daha büyük açılar düzeltilmesi, ideal çıkış profili elde edilmesi, 3 ya da daha fazla implantın splintlenmesi gerektiği durumlarda prefabrike abutmentlar ile gerekli düzenlemeler yapılamadığından kişiye özel abutment kullanımı daha yararlı olmaktadır¹⁴⁰.

2.2.5.1. Prefabrike Abutmentlar

Prefabrike abutmentlarda; abutment materyali olarak genellikle titanyum kullanılmakta ve klinikte diş hekimi ya da laboratuvarında teknisyen tarafından modifiye edilebilmektedir¹⁴¹.

Maliyeti düşüktür. İmplant işlemlerine özgü ölçü alınması yerine, geleneksel ölçü yöntemleri ile protezin bitirilebilmesi klinisyenleri prefabrike abutment kullanımına yöneltmektedir. Prefabrike abutmentlar ile estetiğin ve ideal çıkış profilinin elde edilmesi daha zordur. Prefabrike abutment uygulamalarında; implant açısı ile kuron aksı arasındaki fark fazla ise protez aşamasında abutment yüzeylerinin çok fazla prepare edilmesi gerekir. Bu işlemler abutmentın yapısal bütünlüğünü bozabilir, retansiyon ve stabilite olumsuz etkilenebilir. Bu durumu önlemek için implant ideal pozisyonunda yerleştirilmelidir¹⁴¹.

İmplant firmaları tarafından prefabrike abutmentlar düz ve açılı olarak üretilmektedir (Şekil 2-3 ve Şekil 2-4). Açılı prefabrike abutmentlarla desteklenen protezlerin hastalar tarafından temizlenmesi daha zordur. Prefabrike abutmentlar estetik nedenlerle sıklıkla posterior bölgelerde tercih edilmektedir. Ön bölgelerde optimum estetiğin sağlanabilmesi amacıyla kişiye özel abutmentlar tercih edilmektedir¹⁴¹.



Şekil 2-3: Düz prefabrike abutmentlar¹⁴¹



Şekil 2-4: Açılı prefabrike abutmentlar¹⁴¹

2.2.5.2. Kişiyeye Özel Abutmentlar

Kişiyeye özel abutmentlarda; anatomik kontur, marjinal kenar konumu, optimal çıkış profili kişiyeye özel olarak şekillendirildiğinden uzun süreli fonksiyon ve estetik başarı sağlamaktadırlar. Kişiyeye özel abutmentlar üretim şekline göre; döküm yöntemi ile oluşturulan kişiyeye özel abutmentlar ve CAD/CAM yöntemi ile hazırlanan kişiyeye özel abutmentlar olmak üzere 2'ye ayrılır.

a. Döküm Yöntemi ile Oluşturulan Kişiyeye Özel Abutmentlar

UCLA abutmentlar (Şekil 2-5) piyasaya çıktıktan sonra kişiyeye özel abutment kullanımı artmıştır. UCLA abutmentlar, dişeti çıkış profilinin oluşturulmasında daha

başarılıdır. Ayrıca implantın yerleştirilmesine bağlı açığı problemlerini düzeltebilmektedirler^{142,143}.



Şekil 2-5: Döküm UCLA abutment¹⁴¹

b. CAD/CAM Yöntemi ile Oluşturulan Kişiyeye Özel Abutmentler

2000 yılında implant destekli protetik restorasyonlar için CAD/CAM abutment tanıtımı yapılmıştır. İlk üretilen CAD/CAM abutment 'Atlantis Kişiyeye Özel Abutment Teknolojisi' ismi verildi¹⁴⁴.

CAD/CAM abutment üretiminde, ilk olarak yapılması planlanan abutmentin sanal tasarımı oluşturularak, dijital abutment verileri kazıma makinasına aktarılır. Blokların kazıma aşamaları; abutment vida girişi, implant sistemlerine göre değişebilen abutment bağlantıları, tüberküller ve oklüzal morfoloji, bıçak sırtı veya basamaklı kenar bitimi, abutment kaidesi şeklindedir¹⁴⁵.

Kişiyeye özel abutmentler titanyum ve zirkonyum bloklardan CAD/CAM yöntemi ile üretildiklerinde altın veya kıymetsiz alaşımlardan döküm yolu ile üretilenlere göre mukavemet, dayanıklılık ve kalite açısından daha üstündür. Bunun sebebi olarak ise titanyum ve zirkonyum blokların CAD/CAM yöntemi ile kazıma işlemi aşamasında sıcaklığa maruz kalmaması söylenebilir. Döküm abutmentlerde döküm işlemi sırasında meydana gelen ısı, alaşımin boyutsal değişime uğramasına ve hassasiyetinin bozulmasına neden olmaktadır¹⁴¹.

2.2.6. Dental Abutment Materyalleri

Titanyum, titanyum alt yapı üzerine zirkonya, zirkonya, döküm altınla beraber titanyum, alümina, e-max dental abutment materyali olarak kullanılan güncel seçeneklerdir. Titanyum abutmentların dayanıklılığı ve biyouyumluluğu ile ilgili uzun dönem takipli çalışmalar bulunmaktadır. Ancak titanyum abutmentların estetik problemleri hala devam etmektedir^{146,147}.

2.2.6.1. Titanyum ve Alaşımları

Titanyum İngiltere’de 1790 yılında William McGregor tarafından keşfedilmiş ancak 1795 yılında Klaproth tarafından Yunan mitolojisinin güçlü tanrıları Titanlardan esinlenerek titanyum adı verilmiştir¹⁴⁸.

Alüminyum, demir ve magnezyumdan sonra en yüksek rezerve sahip 4. element titanyumdur. Titanyum reaktif bir metal olması nedeniyle saf olarak elde edilmesi zordur. 1930’lu yıllarda Dr. Wilhelm Kroll saf titanyum üretiminde ‘Kroll prosesi’ adını verdiği yöntemini açıklamıştır. Bu yöntem ile cevher, klorid ve karbon ile ekzotermik reaksiyona maruz bırakılır ve elde edilen titanyum klorür ($TiCl_4$) sodyuma indirgenerek titanyum öncülü elde edilir. Argon gazıyla ya da basınç altında yumuşak titanyum öncülü eritilip birleştirilerek titanyum ingotları oluşturulur¹⁴⁹⁻¹⁵².

Titanyum düşük ağırlık, düşük elastisite modülü, mükemmel korozyon direnci, mükemmel biyouyumluluk, kolay biçimlendirilebilme gibi özelliklere sahiptir¹⁴⁹. Bu özelliklerinden dolayı dental implant üretiminde saf olarak ya da alaşım halinde en sık kullanılan materyaldir. En yaygın kullanılan alaşımı titanyum-alüminyum-vanadyum (Ti-6Al-4V)’dur. % 90 titanyum, % 6 alüminyum ve % 4 vanadyum içerir. % 6 alüminyum alaşımın özgül ağırlığını azaltır ve elastisite modülünü iyileştirir. % 4 vanadyum ise ısı iletkenliği azaltır ve sertliği artırır¹⁵³.

Titanyum, oksijen afinitesi yüksek ve reaktif bir metaldir. Yeni frezelenmiş titanyum yüzeyi nem ya da hava ile temas ettiği anda, yüzeyde hızlıca oksit tabaka oluşur. Çoğu nemli ortamdaki oksit TiO_2 ’dir, fakat Ti_2O_3 , Ti_3O_5 ve TiO de ortamda bulunabilmektedir. Kendiliğinden oluşan oksit tabaka 10 nm kalınlığında olmasına rağmen dirençlidir ve hidrojen iyonlarına karşı güçlü bir bariyer görevi görür¹⁵⁴.

Titanyum yüzeyinin sert olması, döküm işlemi için özel döküm ekipmanları gerektirmesi, laboratuvar sürecinin zorluğu dental uygulamalarda titanyumun dezavantajlarını oluşturmaktadır¹⁵⁵. Döküm işlemindeki esas sorun titanyumun düzen dışı

aktifleşmesidir. Nitrojen, oksijen, hidrojen ve bazı elementler ile reaksiyona girmesi nedeniyle vakum altında özel ekipmanlarla dökümü yapılır^{25,156}.

Titanyumun Yapısı

Mendeleef'in periyodik cetvelinde 4. Periyot ve 4. Grupta yer alan geçiş elementidir. Atom numarası 22, özgül ağırlığı 4.5 g/cm³'tür. Erime noktası (1660°C) yüksektir ve heksagonal kristal yapıya sahiptir¹⁴⁸.

Saf titanyuma ısı uygulandığında ya da alüminyum, vanadyum gibi elementlerle belli oranlarda karıştırılıp soğutulduğunda alfa (α), beta (β) ve alfa-beta (α/β) formunda alaşımlar oluşturulur. Bu elementler faz durum stabilizatörü ismini alır. Alüminyum, α fazı stabilizatörü olup, alaşım direncini artırıp ağırlığını azaltır. β fazı stabilizatörü vanadyumdur. Alüminyum ve vanadyum, alfa-beta transformasyonunun oluşacağı sıcaklık oranına göre titanyuma katılırlar. İmplant uygulamalarında en sık % 6 alüminyum ve % 4 vanadyum alaşımı içeren α/β fazı kombinasyonu kullanılır^{157,158}.

Titanyum 885°C altındaki sıcaklıklarda α fazında sıkı paketli altıgen yapıda bulunurken, bu sıcaklığın üzerinde β fazında gövde merkezli kübik yapıda bulunur. Bu yapıda metaller kırılğan özellik gösterirken, titanyum şekillendirilebilir özelliğe sahiptir¹⁵⁴. Sıkı paketli altıgen yapıda oksijen, nitrojen, alüminyum, karbon elementlerinin çözünürlükleri yüksek olduğundan α fazı stabilizatörü olarak rol alırlar. Krom, demir, vanadyum ise β fazı stabilizatörü olarak rol oynar¹⁵⁹. β fazından α fazına, α fazından β fazına dönüşüm gerçekleşebilmektedir¹⁵⁴.

α faz alaşımları yüksek akma direnci özelliğinden dolayı yüksek derecelerdeki ısı işlemleri takiben soğuma aşamasında mekanik özelliklerinde ve mikro yapısında önemli değişiklikler görülmemektedir¹⁶⁰. Saf titanyum (CpTi) ve Ti-6Al-4V alaşımının korozyon direnci yüksektir. Titanyum yüzeyinde yaklaşık 10 nm kalınlığında meydana gelen dirençli stabil pasif oksit tabaka biyoyumluluk ve yüksek korozyon direnci özelliklerinden sorumludur¹⁶¹. Oluşan oksit tabaka titanyumu ısı ve kimyasal ataklardan korur, ayrıca su ve hava varlığında tekrar oluşabilmektedir^{162,163}. Titanyumun dental implant materyali olarak tercih edilmesinin nedenleri; oksit tabakanın hızlı oluşumu, pasifliği, kontrollü kalınlığı, kendini tamir edebilmesi, kimyasal etkilere direnci şeklinde sayılabilir^{164,165}.

Dental uygulamalarda CpTi (α faz), Ti-6Al-4V (α/β faz) ve Ti-Mo (β faz) ortodontik telleri kullanılmaktadır¹⁶⁶.

Saf Titanyum (CpTi)

Ticari CpTi, eser miktarda demir (% 0.20-% 0.50), eser miktarda oksijen (% 0.18-0.40) ve % 99.9'un üzerinde titanyum karışımı ile elde edilir. İçerdiği demir ve oksijen oranlarına göre 4 farklı formda (Grade 1-4) bulunabilir¹⁶⁷ (Tablo 2.1). Nitrojen, oksijen, karbon α fazı stabilizatörü, hidrojen ve demir ise β fazı stabilizatörüdür¹⁵⁴.

CpTi yumuşak, parlak, beyaz renktedir. Direnci yüksek, yoğunluğu düşük, korozyon direnci yüksek bir metaldir. İçeriğindeki oksijen miktarına bağlı olarak gerilim özellikleri değişmektedir. Oksijen oranının artması sonucu metalin esnekliği azalırken, sertliği ve gerilim stresleri artmaktadır^{150,152,168}.

Tablo 2-1: CpTi ağırlık oranları (%)

Elementler	Nitrojen (max)	Karbon (Max)	Hidrojen (max)	Demir (max)	Oksijen (max)	Titanyum (max)
Grade 1	0.013	0.10	0.01	0.02	0.18	99.48
Grade 2	0.03	0.10	0.01	0.30	0.25	99.31
Grade 3	0.05	0.10	0.01	0.30	0.35	99.19
Grade 4	0.05	0.10	0.01	0.50	0.40	98.94

Titanyum Alaşımları

Titanyumun; akma direncinin ve dökülebilirlik özelliklerinin iyileştirilmesi amacıyla farklı metallerle alaşım oluşturulabilmektedir¹⁶⁰. En yaygın kullanılan alaşımı Tİ-6Al-4V'dur ve mekanik özellikler CpTi'ye göre iyileşmiştir. α/β fazları halinde bulunur. α fazı daha fleksibl ve yumuşak, β fazı daha serttir¹⁶⁰. α fazı stabilizatörü alüminyum, β fazı stabilizatörü vanadyum; α - β fazları dönüşümünün gerçekleştiği sıcaklıkta titanyuma eklendiği için faz dönüşümü baskılanır. Oda sıcaklığında her 2 faz da görülür ve böylece Tİ-6Al-4V alaşımı 2 fazlı (α ve β) yapı gösterir^{166,169}.

Ti-6Al-4V alaşımları uygun çalışma şartları, kolay ulaşılabilirlik, güçlü mekanik özelliklere (Tablo 2-2) sahiptirler. Bu sebeple diğer titanyum alaşımları içinde en yaygın kullanılan materyallerdir^{166,169}.

Tablo 2-2: Ti-6Al-4V alaşımının özellikleri

ALAŞIM	Akma Dayanımı (MPa)	Sertlik (VHN)	Elastik Modülü (GPa)	Uzama (%)
Tİ-6AL-4V	860	320	117	10-15

İmplantlarla ilgili yapılan çalışmalar ile titanyum ve alaşımlarının biyouyumluluk özelliği ispatlanmıştır. Düşük ağırlığı, biyouyumlu olması, üstün mekanik ve fiziksel özellikleri titanyumu, restorasyonlarda tercih edilir materyal haline getirmiştir. Ancak titanyum yüzeyinde oluşan oksit tabakanın kalınlığının artması, titanyum yüzeyine bağlanmayı güçleştirmektedir. Literatürde titanyum yüzeyine bağlanmayı arttırmak için uygulanan çeşitli yüzey işlemleri önerilmektedir. Yüzey işlemlerinin, yüzey kimyasını değiştirerek ya da pürüzlülüğünü artırarak bağlanma dayanıklılığını arttırdığı bildirilmektedir¹⁶⁵.

2.3. RETANSİYON

Siman tutuculu implant destekli protezlerde bildirilen en yaygın başarısızlık nedenleri; protezde veya implant komponentinde kırılma, kemik kaybı, desimantasyondur¹⁷⁰.

Desimante protezler hem hekim hem de hasta açısından ciddi klinik problemlere yol açabilirler. İmplant çevresinde hızlanmış kemik kaybı, protezin kırılma ve yutulma olasılığı, diş hekimine zaman kaybı, karşı dentisyonda travma, gevşemiş kuron ile implant abutment arasında yemek artığı ve mikroorganizma birikimi ve bu birikime bağlı kötü koku ve olumsuz yumuşak doku cevabı bu problemleri oluşturmaktadır^{170,171}.

Siman tutuculu implant destekli protezlerin başarısı, protezin retansiyon ve stabilitesine bağlıdır¹³. Protez, abutment ya da doğal bir dişe simante edilirken elde edilebilecek retansiyon miktarını etkileyen birçok faktör vardır¹⁷². Bu faktörler abutment preperasyonu, abutment-taper açısı ve paralelliği, yüzey alanı, abutment yüksekliği, yüzey pürüzlülüğü ve siman seçimidir⁵⁻⁷.

Dişsiz boşluğun implant ile tedavisinde, implant destekli protez planlanırken sık karşılaşılan problemlerden biri de kretler arası mesafenin yetersizliğidir. Abrasyon ve

atrizyona bağı dikey boyut kaybı, diş çekiminden sonra görülen kemik atrofisinin az olmasına rağmen karşıt dişlerin fazla uzaması, iskeletsel uyumsuzluk gibi faktörler bu duruma neden olabilmektedir¹⁰⁰.

Abutmentin şekli, yüksekliği gibi faktörlere klinik durum ve veriler göz önünde bulundurularak karar verilir ve hekimin tercihinine göre değişmez¹⁷³. Abutmentlar genellikle ortalama 5, 7, 9 mm yükseklikte üretilmektedir. Fakat klinik olarak implant yerleştirilecek bölgedeki kısıtlı kreterler arası mesafe nedeniyle abutment yüksekliklerinin kısaltılması gerekmektedir. Ancak bu durum beraberinde protezin yetersiz retansiyonuna neden olabilmektedir. Aynı zamanda restorasyon materyalinin ideal kalınlıkta olamaması, protezin direnç ve estetiğini de olumsuz etkilemektedir. Klinik olarak kısa abutmentların kullanılması gereken durumlarda, abutment üzerindeki protezin bütünlüğünü ve retansiyonu devam ettirebilmek implant tedavisinin başarısında önemlidir¹⁰⁰.

Uzun abutmentların, kısa abutmentlara göre daha fazla retansiyon sağladığı bilinmektedir^{174,175}. Siman tutuculu implant destekli protezlerde, retansiyon ve stabilite için temel gerekliliklerden biri abutment yüksekliğinin ortalama 4-5 mm olmasıdır. Chee ve Jivraj¹⁰⁴ siman tutuculu implant destekli protezlerde minimum abutment yüksekliğinin 5 mm olması gerektiğini bildirmişlerdir. Eğer sınırlı kreterler arası mesafe nedeniyle kullanılması planlanan abutment yüksekliği 4 mm'den az ise siman tutuculu implant destekli protezlerin retansiyon ve stabilitesi olumsuz etkilenmektedir^{97,176}. Al Hamad ve ark.¹⁷³ abutment yüksekliği, abutment pürüzlülüğü ve siman tipinin siman tutuculu implant destekli protezlerde, retansiyona etkisini araştırdıkları çalışmalarında abutment boyları 4 mm ve 6 mm olarak seçilmiştir. Örnekler hem geçici simanla hem de daimi simanla yapıştırılmıştır. Çalışma sonucunda daimi siman kullanılan grupta 6 mm yüksekliğindeki abutmentların tutuculuk değerleri, 4 mm yüksekliğindeki abutmentlara göre anlamlı olarak yüksek bulunmuştur.

Protezin tutuculuğunu etkileyen diğer bir faktör ise taper açısıdır. İdeal taper açısı proteze optimal retansiyon sağlar ve başarısızlık oranı azalır¹⁷⁷. Taper açısı arttıkça yüzey alanı azalır ve retansiyon da olumsuz etkilenir^{12,157}. Jorgensen¹⁷⁷ 5° taper açısının retansiyon değerinin 81.3 gm/mm² olduğunu, taper açısı 45° olduğunda ise retansiyon değerinin 41.4 gm/mm²'ye düştüğünü bildirmiştir.

İmplant destekli, sabit protezlerde abutment preperasyon dizaynı ve simantasyon tekniği, diş destekli geleneksel sabit protez yöntemlerine benzer. Diş preperasyonunda

ideal taper açısı 6° olarak bildirilmiştir. Bu nedenle birçok üretici firma açılı abutmentlara kıyasla daha fazla retansiyon sağladığından standart abutmentları yaklaşık 6° taper açısıyla üretmektedirler^{178,179}.

Yüzey pürüzlülüğü ve siman seçimi ise hekim tarafından kontrol edilebilen faktörlerdir⁶. Yüzey pürüzlülüğü, mikroretantif alanlar oluşturarak retansiyonu artırır. 2006 yılında yayınlanan bir çalışmada⁶ yüzey pürüzlülüğünün kuron retansiyonunu % 31 oranında arttırdığı bildirilmiştir. Witwer ve ark.¹⁸⁰ pürüzlendirilmiş yüzeylerin, pürüzsüz yüzeylerden anlamlı olarak daha iyi tutuculuk oluşturduğunu bildirmiştir. Yine yapılmış başka bir çalışmada Juntavee ve Millstein¹⁸, restorasyonların ya da abutmentların yüzey pürüzlülüğü arttıkça, simanların bağlanma dayanım değerlerinin arttığını açıklamıştır.

Yüzey pürüzlülüğü bağlanma dayanımını etkileyen en önemli faktör olarak bildirilmektedir. Titanyum yüzeyinin pürüzlendirilmesi, yüzey alanını ve ıslanabilirliği arttırmakta ve aynı zamanda rezin siman ile mekanik kilitlenme sağladığı belirtilmektedir^{17,19,20}.

Özellikle belirli klinik durumlar için, uygun siman seçimi hala bilimsel veriler yerine klinisyenin deneyimine dayanmaktadır. İdeal siman; protezi yerinde tutabilecek kadar güçlü olmalı, ancak gerektiğinde hekimin protezi yerinden çıkartabilmesine izin verecek kadar zayıf olmalıdır¹².

Ağız ortamındaki çeşitli zorluklara dayanabilmek için siman ile metal alt yapı arasında dayanıklı ve güçlü bağlanma gereklidir^{178,181,182}. Titanyumun yüksek bağlanma performansını etkileyen ana problem titanyumun rezin simanlar ile yetersiz bağlanma gücü ve dayanıklılığıdır¹⁸³⁻¹⁸⁵.

Simanların bağlanma dayanımı, fonksiyon sırasında lateral ve vertikal kuvvetlere dayanabilecek kadar yüksek olmalıdır¹⁸⁶. Polikarboksilat siman ve rezin simanlar yüksek retansiyon değerlerinden dolayı daimi simantasyonda kullanılmaktadır¹⁸⁷. İmplant abutmentlarına, kuron ya da sabit bölümlü protezlerin simantasyonunda daimi simanların kullanımı retansiyon kaybını minimuma indirmektedir¹⁸⁸.

Klinisyen, siman seçimi sırasında abutment yüksekliği ve taper açısını dikkate almalıdır. Abutmentlar ne kadar uzun ve duvarları ne kadar paralelse, siman daha az tutucu özellikte seçilebilir. Kısa ve konik abutmentların varlığında ise tutucu özelliği az olan siman kullanımından kaçınılmalıdır¹².

Titanyum abutmentlara protezlerin simantasyonunda daimi siman kullanımı, geçici simanlara göre retansiyonu artırır, iyi marjinal sızdırmazlık sağlar^{4,189,190}.

Simanın yüzeye adezyonu hem mikro-mekanik kilitlenme, hem de fizikokimyasal bağlanmaya bağlıdır¹⁶. Siman ile yüzey arasındaki bağlanmanın artırılması için birçok farklı yüzey işlemi önerilmiştir:

- a) Mikro-mekanik retansiyon
- b) Kimyasal bağlanma
- c) Mikro-mekanik retansiyon ve kimyasal bağlanma olarak sınıflandırılmıştır¹⁷.

2.3.1. Mikro-mekanik Retansiyon

Mikro-mekanik retansiyon sağlamak için genellikle Al_2O_3 partikülleri ile kumlama işlemi kullanılmaktadır^{178,181,191-193}. Ayrıca frez ile yüzey pürüzlendirmenin materyal yüzeyini modifiye etmek için güvenli ve pratik bir işlem olduğu bildirilmiştir¹⁹⁴. Bu işlemlerin dental materyallerin ıslanabilirlik özelliklerini değiştirerek bağlanma, adezyon, yüzey alanını da arttırdığı belirtilmektedir^{178,181,191-194}.

2.3.2. Kimyasal Bağlanma

Kimyasal bağlanma metal primerleri ve silan ile elde edilebilir. Metal primerler 10-metakriloloksidatesil-dihidrojen fosfat (MDP), 4-metakriloksietil trimellitat anhidrid (4-META) gibi aktif monomerler içerir ve metal yüzeyinde bulunan oksitlerle kimyasal reaksiyona girerler¹⁹⁵. Silanlar 2 işlevli özelliklerinden dolayı rezin matriksi ile metal yüzeyi arasında kimyasal bir bağ oluştururlar¹⁹⁶.

2.3.3. Mikro-mekanik Retansiyon + Kimyasal Bağlanma

Hem mikro-mekanik retansiyon, hem de kimyasal bağlanma elde etmek için tribokimyasal silika kaplama işlemi kullanılmaktadır^{17,178,181,194}.

2.4. YÜZEY İŞLEMLERİ

Dental implantların başarısının; implant gövdesinin başarılı osteointegrasyonuna ve implant abutmenti ile restorasyon arasındaki bağlanmanın devamlılığına bağlı olduğu bildirilmektedir^{5,22}. Siman tutuculu implant destekli protezlerde; siman ile metal arasında yetersiz bağlanma kuvveti oluşabildiği ve abutment ile restorasyon arasındaki bağlanma kuvvetinin oklüzal kuvvetlere karşı dirençli olması gerektiği bildirilmiştir^{5,13}.

Titanyum yüzeyine uygulanan işlemler ile oluşan titanyum dioksit (TiO_2) devamlı, gözeneksiz ve adeziv koruyucu oksit film tabakasıdır¹⁹⁷. Titanyum yüzey işlemleri ile bağlanmayı olumsuz etkileyen tabakanın eliminasyonu ve bağlanmayı

arttıran stabil adeziv tabakanın oluşumu amaçlanmaktadır¹⁹⁸. Adeziv tabakanın oluşumunu sağlamak amacıyla çeşitli yüzey işlemleri uygulanmaktadır.

2.4.1. Kumlama İşlemi

Dental implant abutmentlerinin yüzey işlemlerine odaklanmış çalışmalarda; abutment yüzeylerine sıklıkla kumlama işlemi uygulandığı bildirilmektedir¹⁹⁹⁻²⁰¹.

Kumlama işleminde; titanyum yüzeyine abraziv seramik partiküller basınçlı hava ile yüksek hızda uygulanır. Titanyum yüzeyinde uygulanan abraziv partiküllerinin büyüklüklerine göre farklı yüzey pürüzlülük değerleri elde edilebilmektedir. Kumlama işleminde alüminyum oksit (Al_2O_3), TiO_2 , kalsiyum fosfat sıklıkla kullanılmaktadır²⁰². Al_2O_3 partikülleri uygulandığı titanyum yüzeyini pürüzlendirme ve kolay uygulanabilirliği gibi avantajlara sahiptir. Kumlama işleminde Al_2O_3 partikülleri uygulandığı titanyum yüzeyine gömülür. Gömülen Al_2O_3 partikülleri asitte çözünmez ve uygulandığı titanyum yüzeyinden uzaklaştırılması zordur. Bu sebeple ultrasonik temizleme, sterilizasyon ve asit pasifizasyonu işlemlerinden sonra da yüzeyde Al_2O_3 partikül kalıntıları mevcuttur. Bu dezavantajların da kumlama işlemi sonrası titanyumun korozyon direncinin azalmasına neden olabileceği bildirilmektedir²⁰³.

Kumlama işlemi ile alaşım yüzeyinden yağsı materyaller ve oksitler uzaklaştırılarak rezin simanlar ile arasındaki tutuculuk değerleri artırılır²⁰⁴. Al_2O_3 partikülleri ile kumlama işlemi uygulamasıyla alaşım yüzeyinde mikroretantif topografya elde edilir ve alaşımın yüzey alanı artar^{193,205}. Alaşımın yüzey enerjisi aktive olur ve ıslanabilirliği artar. Böylece alaşım ile kompozit rezin arasında daha güçlü bir bağlantı sağlanır²⁰⁵. Yüzeyin Al_2O_3 partikülleri ile kumlanmasından sonra self adeziv rezin siman kullanımı ile kuvvetli adezyon sağlanır²⁰¹.

Kumlama işlemi, yüzey pürüzlendirme işlemleri arasında en ucuz ve en kolay işlemdir²⁵. Fakat kumlama işleminden kaynaklanan metal alt yapının kontaminasyonu^{20,206} ve distorsiyonu²⁰⁷ bu yüzey işleminin önemli dezavantajlarıdır. Ayrıca kumlama işleminin titanyum yüzeyini kontamine ettiği ve titanyumun korozyon direncine, biyouyumluluğuna zarar verebildiği bildirilmiştir²⁰. Titanyum yüzeyine siman uygulanmadan önce, Al_2O_3 partikülleri ile kumlama işlemi uygulanmasının; siman ile titanyum arasındaki adezyonu arttırdığı bildirilmektedir, ancak bu işlem teknik hassasiyet gerektirmektedir²⁰⁸.

Kumlama yüzey işlemi genellikle yaklaşık 10 mm mesafeden, 2.5 veya 2.8 atmosfer basınç altında, 50 mikron (μm) ile 110 μm partikül büyüklüğünde Al_2O_3 uygulandığını gösteren çalışmalar mevcuttur²⁰⁴.

Titanyum yüzeyine uygulanan kumlama işleminin yüzey pürüzlülüğünü kontrol grubuna göre arttırdığını bildiren çalışmalar literatürde bildirilmektedir^{24,209,210}.

Kurt ve ark.²¹¹, Judgev ve ark.²¹², Sadig ve ark.²¹³, Rismanchian ve ark.²¹⁴ yaptıkları çalışmalarda titanyum yüzeyine 50 μm partikül büyüklüğünde Al_2O_3 ile kumlama işlemi uygulamasının siman bağlanma dayanımını kontrol grubuna göre arttırdığını bildirmişlerdir.

Campos ve ark.²¹⁵ yaptıkları çalışmada titanyum yüzeyine 80 μm partikül büyüklüğünde Al_2O_3 ile kumlama işlemi uygulamasının kontrol grubuna göre siman bağlanma dayanımını arttırdığını belirtmişlerdir.

Elsaka²⁰⁹, Şeker ve ark.²¹⁰, Sahu ve ark.⁷ yaptıkları çalışmada titanyum yüzeyine 110 μm partikül büyüklüğünde Al_2O_3 ile kumlama işlemi uygulamasının kontrol grubuna göre siman bağlanma dayanımını arttırdığını bildirmişlerdir.

Akın ve ark.²¹⁶ yaptıkları çalışmada titanyum yüzeyine 120 μm partikül büyüklüğünde Al_2O_3 ile kumlama işlemi uygulamasının kontrol grubuna göre siman bağlanma dayanımını azalttığını belirtmişlerdir.

Ateş ve ark.²⁴ yaptıkları çalışmalarında titanyum yüzeyine 125 μm partikül büyüklüğünde Al_2O_3 ile kumlama işlemi uygulamasının kontrol grubuna göre siman bağlanma dayanımını arttırdığını bildirmişlerdir.

2.4.2. Hidrojen Peroksit ile Etching İşlemi

Titanyum ve titanyum alaşımları havaya maruz kaldıktan hemen sonra yüzeyinde ince bir oksit tabakası oluşur²¹⁷⁻²¹⁹. Titanyum ve titanyum alaşımları oda sıcaklığında bu oksit tabakası ile bulunurlar. Yüzey özellikleri bu oksit tabakasından kaynaklanmakta ve metalik alt malzemeye göre farklılık göstermektedir²²⁰. Oksit tabakası titanyumun korozyon direncini, adezyonunu ve metal yüzeyinin biyoaktivitesini iyileştirir^{221,222}.

Hidrojen peroksit (H_2O_2); titanyum dental implant yüzeyinin oksidasyonuna ve kimyasal çözülmesine neden olmaktadır²²³. Yapılan çalışmalar titanyum yüzeyine süper oksit radikalleri ya da H_2O_2 gibi reaktif oksijen uygulanmasının implant yüzeyinden titanyum iyon salınımını ve titanyum peroksit jel oluşumunu indüklediğini²⁶⁻²⁸ ve yüzey hidrofilikliğini arttırdığını göstermektedir²⁹.

H₂O₂ konsantrasyonlarını ve uygulama sürelerini karşılaştıran çeşitli H₂O₂ işlemleri bildirilmiştir. Bu seçenekler sadece H₂O₂²²⁴⁻²²⁷ ve H₂O₂ ile a) asit uygulaması (ısı var/yok)²²⁸⁻²³¹, b) kumlama ve asit uygulaması (ısı var/yok)²³²⁻²³⁶, c) ısı ile beraber tantal klorür^{217,237} uygulamalarını içerir. Bu işlemlerin implant kemik bağlantısını geliştirmekle birlikte yüzey pürüzlülüğünü, poroziteyi ve hidrofilikliğı de değiştirdiği belirtilmiştir.

Kamijo ve ark.²²⁰ titanyum yüzeyinin 60 dk H₂O₂'e batırıldığında yüzeyde oksidasyon oluştuğunu, bunun da rezin bağlanma dayanımını arttırdığını bildirmişlerdir.

Literatürde titanyum disk yüzeylerine farklı konsantrasyonda ve farklı sürelerde uygulanmış H₂O₂ konsantrasyonunun siman bağlanma dayanımını^{5,238} ve yüzey pürüzlülüğünü^{227,239} kontrol grubuna göre arttırdığını bildiren çalışmalar yayınlanmıştır.

2.4.3. Atmosferik Plazma İşlemi

Plazma işlemi, endüstriyel sektörde ürünlerin yüzeyini değiştirmek için sıklıkla kullanılmaktadır^{240,241}. Plazma normal basınç koşulları altında elektriksel nötr iyonize gaz, elektron, ultraviyole ışınlama ve serbest radikallerden oluşmaktadır²⁴¹. Bu işlem, önceleri titanyum yüzeylerindeki biyofilmlerde bakterilerin etkisiz hale getirilmesinde başarıyla kullanılmıştır^{242,243}. Plazma işleminde herhangi bir kimyasal madde kullanılmadığından çevre kirliliğine neden olmamaktadır²⁴⁰. Plazmanın sıcaklığı 37°C ile 62°C arasında değişebilir ve plazma biyolojik olarak uyumludur²⁴⁴.

Plazma işlemi metalin yüzey yükünü, kimyasını ve topografyasını değiştirebilir^{241,245,246}. İlk olarak, yüksek enerjili oksijen plazma partiküllerinin bombardımanı titanyum yüzeyinde oksidasyon gerçekleştirerek yüzeyi TiO₂ formuna dönüştürür ve böylece yüzey pürüzlülüğü artar. Titanyum oksit tabakasının oluşmasından sonra titanyumun oksidasyonu kararlı hale gelir²⁴⁷.

Titanyum yüzeyinde oluşan oksit tabakaya bağlı olarak titanyum yüzeyinin hidrofilik hale geldiği, böylece yüzey adezyon özelliklerinin etkilenebileceği rapor edilmiştir³⁰. Atmosferik plazma işlemi saf titanyum ve titanyum alaşımlarının biyoyuymululuklarını iyileştirmede etkili olmaktadır^{241,247-249}.

Atmosferik plazma ile yüzey işleminin, özellikle polimerler^{30,250-255}, zirkonya^{256,257} ve titanyum^{241,257,258} gibi bazı dental materyallerin adezyonuna etkisi olduğunu gösteren birçok çalışma mevcuttur. Nishigawa ve ark.²⁵³ plazma işleminin ısı

ile polimerize olan akrilik ile self-cure polimerize olan tamir akriliği arasındaki bağlanma dayanımını arttırdığını bildirmişlerdir.

Atmosferik plazma ile yüzey işlemi; daha kuvvetli bağ oluşumuna, ıslanabilirliğin artmasına olanak sağlar, aynı zamanda kimyasal olarak aktif bölgeler oluşturarak diğer moleküllerin bağlanmasını da kolaylaştırır^{252,257,259}.

Foest ve ark.²⁴⁵ plazmanın, yüzey enerjisini ve kimyasını yüksek konsantrasyonda reaktif O₂'lerin oluşması sonucu değiştirdiğini bildirmişlerdir. Ayrıca plazmanın yüzeyi temizleme özelliği ile simanın titanyum yüzeyine kimyasal olarak bağlanmasına olanak sağladığını belirtmişlerdir.

Duske ve ark.²⁴¹ plazma işleminin, hidrofobik özellik de dahil fiziko-kimyasal özellikleri değiştirebilen ve materyalin yüzey özelliklerini geliştirebilen etkili bir yüzey modifikasyon işlemi olması nedeniyle implant abutmentlerinin yüzey modifikasyonu için kullanılabilirliğini bildirmişlerdir.

Seramik^{255,256,259} ve titanyum^{210,260} yüzeylerine atmosferik plazma işlemi uygulamasının da siman bağlanma dayanımını arttırdığı bildirilmektedir.

2.4.4. Kimyasal Mekanik Cilalama İşlemi

Kimyasal mekanik cilalama (CMP) işlemi, mekanik ve kimyasal cilalama işlemlerinin kombinasyonudur²⁶¹. Mekanik cilalama aşındırıcı partiküllerin etkisi ile örnek yüzeylerini düzleştirir. Kimyasal cilalama ise asit-baz ve redoks reaksiyonları ile metal yüzeyinde çözünmeye neden olur²⁶².

İmplantların yüzey özellikleri, biyoyumluluğun geliştirilmesinde önemli rol oynamakta ve bu nedenle implantların yüzey yapılarını, enerjilerini ve kimyalarını atom seviyesinde ayarlamak için çeşitli yüzey işlemi uygulamaları kullanılmaktadır. Çeşitli yüzey işlemleri arasından CMP, dental implant materyalinin biyoyumluluğunu ve korozyon direncini arttıran bir işlemdir²⁶³.

CMP işlemi sırasında titanyum üst yüzeyi, içerisinde submikron boyutta partiküller ve aşındırıcılar bulunan cilalama bulamacındaki kimyasallara maruz bırakılır. Bu etkileşim aşındırıcı bulamaç partiküllerinin mekanik etkisi ile kimyasal olarak değiştirilmiş üst film tabakasını oluşturur²⁶⁴. Kimyasal olarak değiştirilmiş üst film tabakası, metal yüzeylerde kimyasal korozyonu durduran koruyucu bir oksit tabakası içerir²⁶³.

Titanyum yüzeyine CMP işlemi uygulaması, titanyum yüzeyinde meydana gelen reaksiyonlar sonucu kontamine olan yüzey katmanlarının ortamdan uzaklaştırılmasına ve biyoyumluluğun artırılmasına yardımcı olabilecek titanyum oksit filmi oluşturmada oldukça başarılı olduğu bildirilmiştir^{262,265}.

Önceki çalışmalarda^{262,265} titanyum yüzeyine uygulanan CMP işleminin titanyum yüzeyinde bioaktiviteyi artırma potansiyeline sahip sürekli bir titanyum oksit tabakası oluşturabileceği ileri sürülmüştür. Ayrıca titanyum implant örneklerinin yüzey topografik yapısının ve kimyasal bileşiminin değiştirilmesinin, hücre göçünü etkilediği de gösterilmiştir²⁶⁶. Titanyum yüzeyinin oksidasyonu, yüzey yapıları, biyomimetik hidroksiapatit kaplamaların kullanımı gibi yüzey özelliklerinde yapılan bu gelişmelerin literatürde biyoyumluluk oranını artırmaya yardımcı olduğu da gösterilmiştir^{267,268}.

Titanyum implantlarda CMP işleminin uygulanması;

- a) İşlem sırasında kontamine yüzey katmanlarından nano ölçekli üst tabakanın çıkarılmasıyla implant yüzeyinin temizlenmesi
- b) Enfeksiyon riskini en aza indirmek ve korozyonu engellemek için yüzeyde gözeneksiz ve devamlı nano ölçekte oksit filmin oluşturulması
- c) CMP işlemi; sıvı partikül boyutu, oksitleyici tipi ve konsantrasyonu gibi işlem parametrelerini değiştirerek kontrollü yüzey pürüzsüzlüğü/pürüzlülüğü sağlamaktadır¹⁹⁷.

2.4.5. Sol-Jel Yöntemiyle Titanyum dioksit Nano Kaplama İşlemi

Son yıllarda diş hekimliği ve tıp alanında sol-jel yöntemi ilgi odağı haline gelmeye başlamıştır²⁶⁹. Sol-jel yöntemi basitçe sıvı fazdan (koloidal-sol) katı faza (jel) geçiş şeklinde tanımlanabilir²⁷⁰. Sol-jel yöntemi organik ve metalik olmayan materyallerin (cam, seramik) kimyasal olarak sentezlenmesinde kullanılabilen bir yöntemdir²⁷¹. Sol-jel yöntemi titanyum yüzeyinde ince metal oksitlerin oluşturulmasında kullanılabilir. Tabaka tabaka uygulanan bu yöntem titanyum yüzeyindeki hidroksil iyonlarının metal alkoksit solüsyonunda kimyasal olarak absorbe edilmesiyle başlar. Bu yöntemi filmin durulanması, hidrolizi ve kurutulması takip eder²⁷⁰. Sol-jel reaksiyonu titanyum yüzeyinde meydana gelir. Her işlemde hidroksil grupları (TiOOH) titanyum dioksit (TiO₂)'in tek katmanını oluşturmak üzere rejenere olur ve işlemin tekrarı sonucu çok katmanlı ince oksit film tabakası oluşturulur³³. Oksit kaplamalar dental seramikler ile metal altyapılar arasındaki adezyonu artırma amacıyla kullanılabilir³⁴.

Sol-jel yöntemi ile elde edilen kaplamalar; yüksek homojenite, mekanik ve kimyasal stabilite, düşük kaplama kalınlığı, iyi bağlanma, yüksek biyoyumluluk ve korozyon direnci gibi özelliklere sahiptir. Ayrıca sol-jel yöntemi kaplamanın kimyasal bileşimini ve mikro yapısını daha iyi kontrol etme, yoğunlaşma sıcaklığının azalması, daha basit ekipman ve düşük maliyet gibi avantajlara sahiptir²⁷². Ayrıca sol-jel yöntemiyle sentezlenen TiO₂ titanyum ve alaşımlarının biyoaktivitesini iyileştirir²⁷³.

Literatürde titanyum yüzeyine sol-jel yöntemi ile TiO₂ nano kaplama işlemi uygulamasının yüzey pürüzlülüğünü arttırdığını bildiren çalışmalar yayınlanmıştır^{274,275}.

2.5. ADEZYON

Adezyon 2 materyalin fiziko-kimyasal olarak bağlanması anlamına gelmektedir ve diş hekimliğinde önemli bir parametredir. Adezyon, birbirleriyle sıkı temasa getirilen 2 cismin yapışmasına neden olan kuvvettir. Bir maddenin molekülleri, diğerinin moleküllerine doğru çekilir ve yapışır. Bu çekim kuvveti farklı moleküller arasında ise adezyon, aynı tür moleküller arasında ise kohezyon olarak tanımlanır²⁷⁶.

Titanyum ve alaşımları düşük yoğunluk, yüksek korozyon direnci, üstün biyoyumluluk ve üstün mekanik özellikler nedeniyle protez ve implantolojide yaygın şekilde kullanılmaktadır²¹. Ağız ortamındaki çeşitli koşullara dayanabilmesi için siman ile titanyum alt yapı arasında dayanıklı ve güçlü bağlanma gereklidir^{178,181,277}.

2.6. SİMANTASYON

Siman ve simantasyon işlemleri implant destekli sabit protezlerin başarısında önemli bir yere sahiptir. Sabit protezlerin başarısızlık nedenlerinin değerlendirildiği çalışmada desimantasyon en sık görülen problemlerden biri olarak belirtilmiştir²⁷⁸.

İmplant destekli sabit protezlerin simantasyonunda kullanılan simanların büyük bir kısmı, protezlerin doğal dişlere bağlanması için üretilmiştir. Ancak protezlerin abutmentlere simantasyonu aşamasında simanlar, 2 metal yüzeyi arasında doğal dişe bağlanma mekanizmasından daha farklı davranış göstermektedirler¹⁹⁹.

İmplant destekli protezlerin simantasyonunda siman seçiminde; protez ve abutment materyali, tutuculuk gerekliliği, tercih edilen simanın özellikleri dikkate alınmalıdır¹⁹⁹. Farklı türdeki simanlarla elde edilen tutuculuk değerleri farklı olmakla beraber, aynı siman ile farklı in vitro koşullarda ve farklı implant sistemlerinde elde edilen tutuculuk değerleri de değişkenlik gösterir. Ağız içerisinde tükürük, ısı değişiklikleri,

oklüzal kuvvetler gibi etkenler simanın tutuculuğunu ve özelliklerini değiştirmektedir. In vitro deneylerde test edilen materyalin olası performansını değerlendirebilmek için oluşturulan koşulların ağız ortamını taklit etmesi gerekmektedir¹⁸⁸.

Simanlar; gereken durumlarda protezin kolayca çıkarılmasına izin verecek kadar zayıf, fakat protezin tutuculuğunu uzun süre koruyabilecek kadar güçlü olmalıdır¹⁹⁹. İmplant destekli protezlerde geçici siman kullanımı, vida gevşemesi durumunda protezin kolayca çıkarılmasına olanak sağlar. Fakat abutment yüksekliği yetersiz olduğunda geçici siman kullanımı protezde desimantasyon problemlerine yol açabilir ve bu olgularda daimi simanın tercih edilmesi gerekmektedir²⁷⁹.

Tüm klinik durumlar için tek bir siman yoktur. Siman tutuculuğunu; abutment yüksekliği, abutment sayısı ve dağılımı, protezin uyumu, karşıt arttaki restorasyonlar etkilemektedir¹⁹⁹.

Geleneksel simantasyonda polikarboksilat, cam iyonomer, rezin, çinko oksit simanlar en sık kullanılan materyallerdir. Protezin abutmenta simantasyonunda da bu simanlardan yararlanılmaktadır²⁸⁰.

2.6.1. Rezin Simanlar

Rezin simanların kullanımı Rochette tarafından 1973 yılında önerilmiştir. Rezin simanlar mine, dentin, metal, porselen gibi farklı özelliklere sahip materyallere bağlanabilme özelliği göstermektedirler. Simanların çözünürlüğü düşük, dayanımı yüksek, renk uyumlarının başarılı olması nedenleriyle sabit protez, inley, onley, lamina uygulamalarının simantasyonunda kullanılmaktadırlar. Ayrıca rezin simanların başarısı kullanım tekniğinden etkilenmektedir²⁷⁸. Rezin simanlar organik faz, inorganik faz ve ara faz olmak üzere 3 ana fazdan oluşmaktadır.

2.6.1.1. Organik Faz

Bis-GMA (Bis-phenol-A-diglycidmethacrylate) en sık kullanılan monomerdır. UDMA (üretan dimetakrilat) daha iyi adezyon ve renk stabilitesi sağladığından polimer matriksi olarak kullanılmaktadır. UDMA ve Bis-GMA'nın visköz yapısı TEG-DMA (Trietilen dimekakilat) ve HEMA (Hidroksi etil metakrilat) ile seyreltilerek viskoziteleri azaltılmaktadır^{281,282}.

2.6.1.2. İnorganik Faz

Kuartz borosilikat cam, baryum, stronsiyum, cam, yitriyum, lityum, alüminyum silikat, çinko gibi farklı büyüklük ve şekillerde inorganik doldurucular bulunur²⁸³.

Son yıllarda üretilen simanların fiziksel özelliklerini geliştirmek için doldurucu oranı arttırılmaktadır. Partikül büyüklüğünün artması ile doğru orantılı olarak polimerizasyon büzülmesi, ısısal genleşme katsayısı, su emilimi azalır ve dayanıklılık artar²⁸³. Doldurucu oranın fazla olması; gerilme ve baskı dirençlerini arttırırken simanın yoğunluğunun ve film kalınlığının artmasına, akıcılığın azalmasına neden olmaktadır²⁷⁸.

2.6.1.3. Ara Faz

Silanlardan oluşmaktadır ve organik, inorganik faz arasında bağlanmayı sağlar. Materyalin mekanik, fiziksel özelliklerini geliştirir. Kimyasal yapının devamlılığını sağlar. Su emilimi ve rezinin çözünürlüğünü azaltır²⁸². Organik, inorganik ve ara fazlar haricinde rezin simanlar içerisinde reaksiyon başlatıcılar, çözücüler, pigmentler ve hızlandırıcılar yer almaktadır^{284,285}.

Kompozit rezin simanlar polimerizasyon yöntemlerine göre 3 gruba ayrılmaktadırlar.

2.6.1.4. Kimyasal Olarak Polimerize Olan Kompozit Rezin Simanlar

2 pat halinde bulunur. Polimerizasyon reaksiyonu; peroksitin tersiyer amin (akseleratör) ile reaksiyonu sonucu açığa çıkan serbest radikallerin etkisi ile başlamaktadır. Reaksiyonun başlama hızı akseleratör ve aktivatörün karıştırılma oranları ile ilişkilidir. Belirli bir sertleşme süreleri vardır. İçerisinde bulunan aminler ağız ortamında kimyasal değişikliğe uğrayarak renklenmeye sebep olurlar ve bu nedenle metal, metal seramik restorasyonların simantasyonunda tercih edilirler^{161,282,286,287}.

2.6.1.5. Işık ile Polimerize Olan Kompozit Rezin Simanlar

Işık ile polimerizasyon; halojen, LED (Light Emitting Diod), plazma ark ve lazer ışık kaynakları ile monomerler aktif hale getirilerek gerçekleştirilmektedir. Işığa duyarlı reaksiyon başlatıcıların yapısı bozularak serbest radikaller oluşur ve polimerizasyon reaksiyonu başlar^{287,288}. Bu simanlar sunduğu renk seçenekleri, uzun çalışma süresi ve renk stabilitesi özelliklerinden dolayı tam seramik restorasyonların yapıştırılmasında kullanılmaktadır²⁸⁹.

2.6.1.6. Işık ve Kimyasal Olarak (Dual) Polimerize Olan Kompozit Rezin Simanlar

Baz ve katalizör olarak ayrı yapıdaki 2 pattan oluşurlar. Bazın içinde kamforkinon, katalizörün içinde ise peroksit/amin yer almaktadır. Kamforkinon ışık ile polimerizasyonu başlatır. Baz, ışık ile polimerize olabildiğinden tek başına ya da katalizör ile karıştırılarak kullanılabilir. Dual sertleşen simanlar, ışık geçirgenliği ve derinliği yetersiz olduğunda tam polimerize olmayan kısmın kimyasal olarak polimerizasyonunun tamamlanmasını sağlar, ancak polimerizasyonun tamamlanması için geçen süre 24 saattir. Dual sertleşen simanların polimerizasyonları daha çok ışığa bağlıdır. Polimerizasyon aşamasında ışık kullanılmaz ise mekanik özellikleri zayıflar^{290,291}.

2.6.1.7. Panavia F 2.0 Rezin Siman

Metal, silanlanmış porselen ve kompozitler için geliştirilmiş hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin bazlı yapıştırıcı simandır.

ED Primer II, Panavia F 2.0 patı, Oxyguard II, Metal Primer'inden oluşmaktadır (Şekil 2-6). ED Primer II, 5-NMSA, HEMA ve MDP içerir. Likit A ve likit B' den oluşur. Panavia F 2.0 patının flor salma özelliği bulunmaktadır. Pat A ve pat B' den oluşmaktadır. Pat A ve pat B' nin karıştırma süresi 20 saniye (sn), çalışma süresi 3 dk'dır. Oxyguard II, oksijen bloke edici ajan patın polimerizasyonunu sağlar. Alloy Primer değerli ve değersiz metallere yüksek bağlanma sağlar, ayrıca Panavia F 2.0'in değerli metallere bağlanma gücünü artırır.



Şekil 2-6: Panavia F 2.0 dual cure rezin siman²⁹²

Endikasyonları

1. Metal kuron, köprü, onley ve inleylerin simantasyonu
2. Porselen kuron, onley ve inleylerin simantasyonu
3. Kompozit rezin kuron, onley ve inleylerin simantasyonu
4. Adeziv köprülerin simantasyonu
5. Prefabrike post ve endodontik kor simantasyonu
6. Amalgam bağlanması

Kontrendikasyonları

1. Aseton ve metakrilat monomerlere karşı alerjisi olan hastalarda kullanılmamalıdır²⁹².

2.7. YÜZEYLERİN TOPOGRAFIK İNCELENMESİ

Yüzey pürüzlülüğü; materyalin yüzeyine uygulanan işleme ve materyalin kendi yapısal özelliklerine bağlı olarak görülen yüzey düzensizlikleridir. Yüzey pürüzlülüğü ölçümlerinde genellikle Ra, Rz, Rmax parametreleri kullanılmaktadır. Yüzey pürüzlülüğü ölçümlerinde sıklıkla uluslararası alanda kabul gördüğü için Ra parametresinden yararlanılmaktadır. Diş hekimliğinde yüzey pürüzlülüğü değerlendirilmesi amacıyla profilometre analizleri, mikroskopik değerlendirme teknikleri ve görsel incelemelerden yararlanılabilmektedir. Ancak görsel inceleme hassas

değerlendirme olanağı sağlamadığından, çalışmalarda mikroskopik tekniklerden ve profilometre analizlerinden de yararlanılmaktadır²⁹³⁻²⁹⁶.

2.7.1. Profilometre Analizi

Profilometre cihazları kolay kullanım, 2 boyutlu pürüzlülük ölçümü ve rakamsal veriler sunması gibi özellikleri bulunan cihazlardır. Cihazın tarayıcı parçası 2 şekilde olabilir. Yüzeye temas etmeyen lazer uç ya da yüzeye temas eden elmas iğne uç şeklinde olabilir. Elektriksel akım farklılıklarına bağlı elde edilen veriler sayısal ya da grafiksel değerlere dönüştürülür. Yüzey pürüzlülüğü ölçümlerinin birimi mikrometre (μm)'dir^{293,297,298}.

Ra; belirli ölçüm mesafesinden, tüm yüzey düzensizliklerinin (derinlik ve yükseklik) toplamalarının aritmetik ortalamasıdır. Rz ise; belirli bir ölçüm mesafesinde birbirini takip eden 5 maksimum derinlik ve yüksekliğin ortalamasıdır²⁹⁹.

2.7.2. Mikroskopik Değerlendirme Yöntemleri

Yüzey pürüzlülüğü; mikroskopik olarak atomik kuvvet mikroskobu (AFM) ya da taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile ölçülebilmektedir.

2.7.2.1. Taramalı Elektron Mikroskobu Analizi

SEM; odak derinliği, ayırım gücü, görüntü ve analizi birleştirme özelliğine bağlı olarak bilimsel çalışmalarda tercih edilmektedir³⁰⁰. Örnek yüzeylerinin primer elektron demeti ile taranması, taramalı elektron mikroskobunun temel prensibidir. Taramadan önce örnekler kakodilat buffer solüsyonunda % 2.5 gluteraldehit içinde sabitlenir. Bu işlemten sonra örnekler etanol içinde dehidrate edilerek kimyasal olarak kurutulmaktadır. Tüm bu işlemlerden sonra örnekler alüminyum kalıplara oturtulur^{301,302}.

Algılayıcılar örnek yüzeylerinin herhangi bir yerinden yayılan ikincil elektronları belirleyip toplayarak yüzey bileşenleri, yüzey yapısı ve yüzey topografisi hakkında bilgi sunmaktadır³⁰³.

Örnek yüzeylerinin gri tonlardaki görüntüleri algılayıcıya ulaşan elektron sayısına bağlıdır. Algılayıcıya ne kadar fazla elektron ulaşırsa görüntü o kadar parlak, ne kadar az elektron ulaşırsa görüntü o kadar karanlık olur³⁰⁴.

Taramalı elektron mikroskobu ile yüzey pürüzlülüğünün yalnızca görsel değerlendirmesi yapılabilir, sayısal değerlendirme yapılamaz³⁰¹.

2.8. TERMAL SIKLUS UYGULAMASI

Ağız ortamında restorasyonlar sürekli olarak kuvvetlerle ve stresle karşılaşmaktadır. Yenilen yiyeceklerin kimyasal içeriği ağız içerisinde pH değişikliğine neden olurken; ağızdan nefes alma, yiyecek ve içeceklerin etkisi ile ısı değişikliği meydana gelmektedir³⁰⁵. Ağız ortamında restorasyonlara etki eden ısı değişikliklerini laboratuvar ortamına taşıyabilmek için ısı yüklemesi yapılması genellikle in vitro koşullarda başvurulmuş bir tekniktir³⁰⁶.

En sık tercih edilen yapay yaşlandırma yöntemi termal sıklustur. Termal siklus test cihazları ile ağız içerisindeki ısı değişimleri in vitro şartlarda taklit edilebilmektedir. Ağız ortamında restoratif materyaller devamlı pH ve ısı değişimlerinin etkisi altındadır³⁰⁷. Fakat tüketilen yiyecek ve içecekler, kişilere göre farklılık gösterdiği gibi ağızın her bölgesinde farklı ısı değişikliğine de sebep olmaktadır³⁰⁸. Ağız içi sıcaklığı normal koşullarda ortalama 35°C olarak bildirilmiştir³⁰⁹. Soğuk ve sıcak içecek tüketimine bağlı olarak diş yüzeylerinde sıcaklık en yüksek 50°C-55°C ve en düşük 4.5°C olarak ölçülmüştür^{305,310,311}.

2.8.1. Termal Siklus Test Cihazının Çalışma Prensipleri

Termal siklus test cihazlarında devir sayısı ve sıcaklık elektronik olarak ayarlanmakta ve geri beslemeli kontrol ile soğuk ve sıcak su banyolarının sıcaklıkları sabit tutulmaktadır. Örneklerin soğuk ve sıcak su banyolarına sırasıyla batırılması ile ısı yüklemesi gerçekleştirilmektedir. Termal siklus test cihazlarında ayarlanan sıcaklık değerleri firmalara göre değişiklik gösterebilmektedir. Örneklerin soğuk ve sıcak su banyolarında bekleme süreleri 10-120 sn arasında değişmektedir³¹².

Soğuk su banyosu ile sıcak su banyosu arasında geçişlerde örnekler oda ısısında bekletilmektedir. Ayrıca devir sayısı 100.000'e kadar ayarlanabilmektedir. Termal siklus test cihazlarının çalışması esnasında evaporasyon ile sıvı miktarının azalması banyoların manuel ya da otomatik tekrar dolumu ile telafi edilmektedir^{313,314}.

Uluslararası Standart Organizasyonu (ISO) TR 11450 standartlarına göre örneklerin sıcaklığı 5°C-55°C olan su banyolarına 500 kez dardırılmasının uygun bir termal siklus işlemi olduğu belirtilmiştir³¹⁵. Gale ve Darvell³⁰⁵ 10.000 devir termal siklusun in vivo koşullarda yaklaşık olarak 1 yıla denk geldiğini ve 500 devrin uzun dönemde bağlanma işleminin değerlendirilmesi için yetersiz olduğunu belirtmişlerdir.

2.9. BAĞLANMA TESTLERİ

Bir cisme kuvvet uygulandığında, uygulanan dış kuvvete tepki olarak cismin atomları arasında kuvvet oluşur. Kuvvetin birim alana bölünmesi ise gerilim olarak tanımlanmaktadır. Kuvvet birimi newton (N), pound ya da kilogram (kg); gerilim birimi ise megapaskaldır^{316,317}.

Bağlanma testi; bağlanılan yüzey olan aderent ile adeziv arasındaki bağlantının bozulmasına yol açan en düşük kuvveti ölçer. Bu testin amacı 2 yüzey arasındaki bağlanmanın ne kadar kuvvetli olduğunu belirlemektir³¹⁸.

Kullanılan materyal, materyalin kalınlığı ve elastiklik katsayısı, örneklerin şekli, örneklerin saklanma koşulları, termal siklus, yükleme koşulları gibi birçok değişken bağlanma testi sonuçlarını etkileyebilmekte³¹⁹ ve aynı materyal ile ilgili farklı araştırmacılar tarafından farklı sonuçlar verilebilmektedir³²⁰. Bu nedenle ISO 11405 bağlanma dayanımının ölçülmesinde çekme testi ve makaslama testi yöntemlerinin kullanılması gerektiğini belirtmiştir. Son zamanlarda küçük yüzeylerin bağlanma dayanımının ölçülmesinde mikro çekme testi de kullanılmaktadır³²¹.

Dental yapıştırıcıların klinik performanslarını değerlendirmek amacıyla yapılan bağlanma dayanımı testlerinin doğruluğu şüpheli olsa da; uygun laboratuvar çalışma koşullarında, klinik performansın değerlendirilebileceği literatürde belirtilmiştir³²².

İdeal bağlanma dayanımı testi doğru, klinik olarak güvenilir olmalıdır. Ayrıca basit ve ekonomik test protokollerini içermelidir³²³.

2.9.1. Çekme Testi

Çekme testleri, sıklıkla üst ve alt yapı arasındaki bağlanma dayanımının ölçülmesi amacıyla kullanılmaktadır³²⁴. Örnekler test cihazına aktif ya da pasif kavrama yöntemleri ile sabitlenebilirler. Aktif kavrama yönteminde örnekler test cihazına yapıştırıcı ya da kelepçeler ile mekanik olarak sabitlenirken; pasif kavrama yönteminde örnekler test cihazına yapıştırıcı ya da mekanik sabitleme olmadan yerleştirilirler³²⁵.

2 yüzey arasında ayrılma gerçekleşene kadar çekme kuvveti uygulanır. Kuvvet örnekler 90° açı ile gelmelidir³¹⁹. Çekme testi sırasında oluşan stresler daha homojendir^{326,327}.

Çekme testi simanın seramik ve metal alaşımlarına bağlanma dayanımının ölçülmesi amacıyla da kullanılabilir³²³. Simanların çoğunluğu çekme kuvvetine

karşı zayıf ve kırılgan olduğundan adeziv simanların değerlendirildiği çalışmalarda çekme testi önem taşımaktadır³²⁸.



3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamız için 6 ana grup oluşturulmuştur. Biyoistatistik bilim dalında G*Power programı kullanılarak yapılan Power Analizi sonucunda bağlanma dayanım değeri için etki boyutu $d:0,551$ ve $SD:4$ alındığında $power:0,80$ ve $\alpha:0,05$ için tespit edilen örneklem sayısı her grup için $n:12$ olarak saptanmıştır. Çalışmamızda 4 mm çap, 2 mm dişeti yüksekliği olan 5 mm yüksekliğinde 72 adet solid düz titanyum abutment (Mode Medikal İmplant, İstanbul, Türkiye) ve 72 adet titanyum implant analog (Mode Medikal İmplant, İstanbul, Türkiye) (Şekil 3-1) kullanılmıştır. Deney, kontrol grupları ve örnek sayıları Tablo 3-1’de gösterilmiştir.



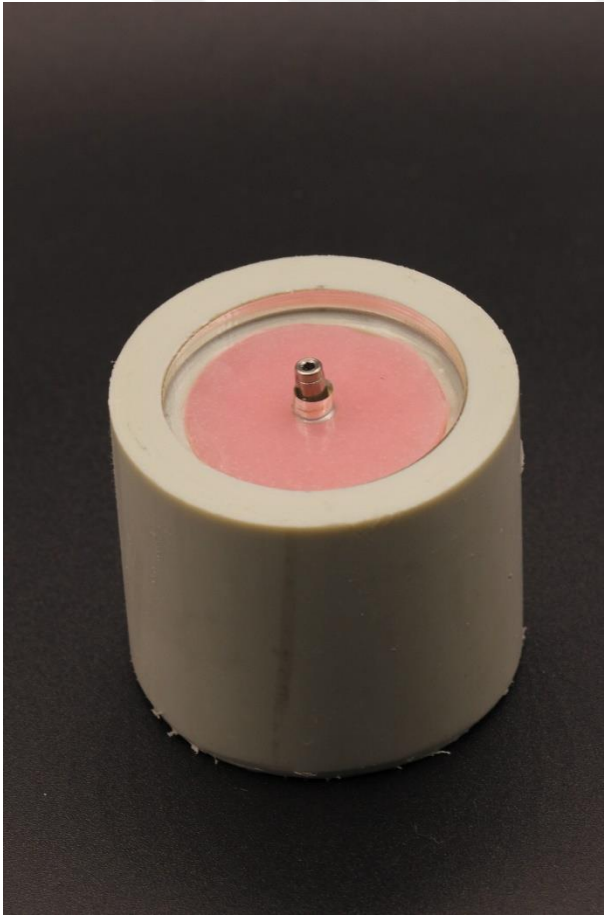
Şekil 3-1: Titanyum dental implant abutment ve analogu

Tablo 3-1: Deney ve kontrol grupları

Gruplar	Örnek sayıları
Kontrol Grubu	12
Deney Grupları	
1-Kumlama İşlemi Grubu	12
2-H ₂ O ₂ ile Etching İşlemi Grubu	12
3-Atmosferik Plazma İşlemi Grubu	12
4-CMP İşlemi Grubu	12
5-Sol-Jel Yöntemiyle TiO ₂ Nano Kaplama İşlemi Grubu	12

3.1. Deney Örneklerinin Hazırlanması

Deney örneklerinin hazırlığı aşamasında ilk olarak; iç çapı 25 mm, yüksekliği 30 mm olan silindir şeklinde kalıplar hazırlanmıştır (Şekil 3-2). Hazırlanan kalıpların içlerine kendiliğinden sertleşen soğuk akrilik (Meliodent, Hanau, Almanya) (Tablo 3-2) (Şekil 3-3) üretici talimatlarına uygun olarak ilave edilmiştir. Abutmentlar analoglara implant anahtarı ile vidalandıktan sonra yer düzlemine dik olacak şekilde paralelometre yardımı ile abutment-analog birleşim sınırına kadar akriliğin içine gömülmüştür. Böylece Universal Test cihazının (Esetron Smart robototechnologies MIN-100, Ankara, Türkiye) haznesine uygun 30 mm yüksekliğinde ve çapı 25 mm olan akrilik bloklar elde edilmiştir (Şekil 3-4). Hazırlanan örnekler her grupta 12 adet olmak üzere rastgele 6 gruba ayrılmıştır. Tüm abutmentlar yüzey işlemi öncesi 5 dk süre ile ultrasonik su banyosunda yıkanmıştır.



Şekil 3-2: İç çapı 25 mm, yüksekliği 30 mm olan silindir şeklinde kalıp

Tablo 3-2: Meliodent soğuk akrilik

TOZ	LİKİT
Metil metakrilat kopolimer	>% 90 Metil metakrilat
	% 0-5 Tetrametilen dimetakrilat
	< % 1 2- (2H-benzotriazol-2-il) -4-metilfenol
	< % 1 N, N-dimetil-p-toluidin



Şekil 3-3: Meliodent soğuk akrilik



Şekil 3-4: Akrilik rezin bloğa gömülmüş implant analog ve abutment

3.2. Abutment Yüzey İşlemlerinin Hazırlanması

3.2.1. Kontrol Grubu

Kontrol grubunu oluşturan 12 adet titanyum abutment yüzeyine hiçbir yüzey işlemi uygulanmamıştır.

3.2.2. Deney Grupları

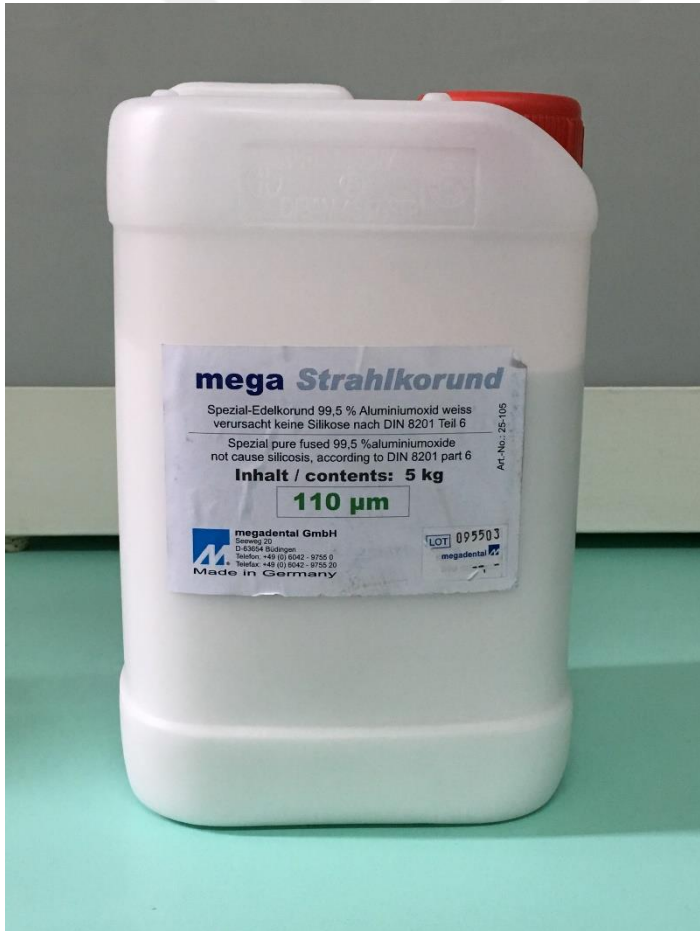
3.2.2.1. Kumlama İşlemi Uygulanan Grup

12 adet titanyum abutment 110 μm partikül büyüklüğünde Al_2O_3 (Mega Strahlkorund, Seeweg, Almanya, Lot: 095503) (Tablo 3-3) (Şekil 3-5) ile 2.5 atmosfer basınç altında 10 mm mesafeden, 10 sn süre ile İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde bulunan ince uçlu kumlama cihazı (Pen Sand S2 Sandblaster) (Şekil 3-6) kullanılarak kumlanmıştır. Kumlama işlemi, aynı kişi tarafından abutmentin tüm

yüzeylerine homojen şekilde uygulanmıştır. Kumlama işleminden sonra örneklere 5 sn süre ile buhar uygulanmış ve 10 sn süreyle hava ile kurutulmuştur.

Tablo 3-3: mega Strahlkorund 110 µm

İÇERİĞİ	% 99,5 Alüminyumoksit
LOT NUMARASI	095503



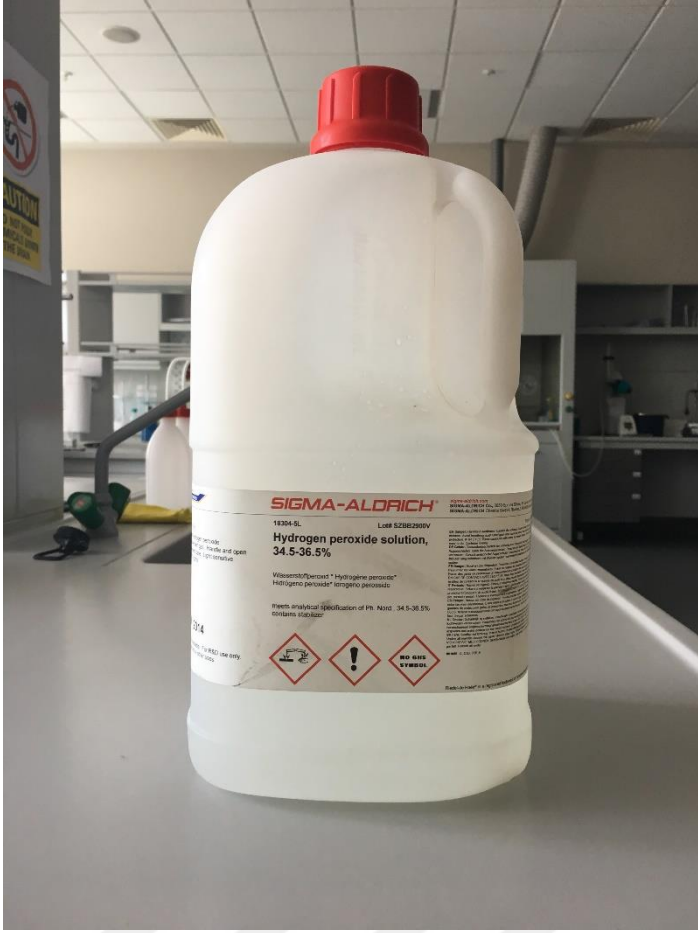
Şekil 3-5: 110 µm partikül büyüklüğünde Al₂O₃ kum



Şekil 3-6: İnce uçlu kumlama cihazı

3.2.2.2. Hidrojen Peroksit ile Etching İşlemi Uygulanan Grup

Etching işleminde alkali tip oksitleyici olan % 35 ağırlıklı H_2O_2 (Sigma-Aldrich, St. Louis, Missouri, Amerika Birleşik Devletleri, Lot: SZBB2900V) (Şekil 3-7) kullanılmıştır. Abutment örnekleri 15 ml H_2O_2 içeren beherlere, oda sıcaklığında 30 dk boyunca daldırılmıştır. Etching işleminden sonra ultrasonik banyoda deiyonize su kullanılarak temizleme işlemi uygulanmıştır.



Şekil 3-7: H₂O₂ solüsyonu

3.2.2.3. Atmosferik Plazma İşlemi Uygulanan Grup

Atmosferik plazma cihazıyla (Plasmatreat GmbH, Bisamweg 10, Steinhagen, Almanya) (Şekil 3-8) 12 adet titanyum abutment yüzeyine plazma işlemi uygulanmıştır. Plazma işlemi, 2 bar basınçta, yaklaşık 1 kVA jet gücünde ve işlem hızı 5 mm/sn olacak şekilde abutment yüzeyinden 5 mm mesafede ve 5 sn süre uygulanmıştır (Şekil 3-9).



Şekil 3-8: Plasmatreat marka atmosferik plazma cihazı



Şekil 3-9: Atmosferik plazma işlemlerinin abutment yüzeyine uygulanması

3.2.2.4. Kimyasal Mekanik Cilalama İşlemi Uygulanan Grup

CMP sıvısı, silisyum dioksit (SiO_2) sıvısından (BASF company, Amerika Birleşik Devletleri) % 5 konsantrasyonda dilüe edilerek hazırlanmıştır. Stabilitenin sağlanması amacıyla süspansiyonlar tamamen stabilize olana kadar ultrasonik işleme tabi tutulmuştur. H_2O_2 , CMP deneylerinde materyalin üzerinde oksit tabaka oluşturmak için oksitleyici olarak kullanılmıştır. Abutment yüzeylerine % 3 ağırlıklı oksitleyici 10 dk süre ile uygulanmıştır (Şekil 3-10). CMP işleminden sonra örnekler ultrasonic banyoda aseton, etanol ve pH 4 olarak düzenlenmiş suda 5 dk bekletilmiştir.

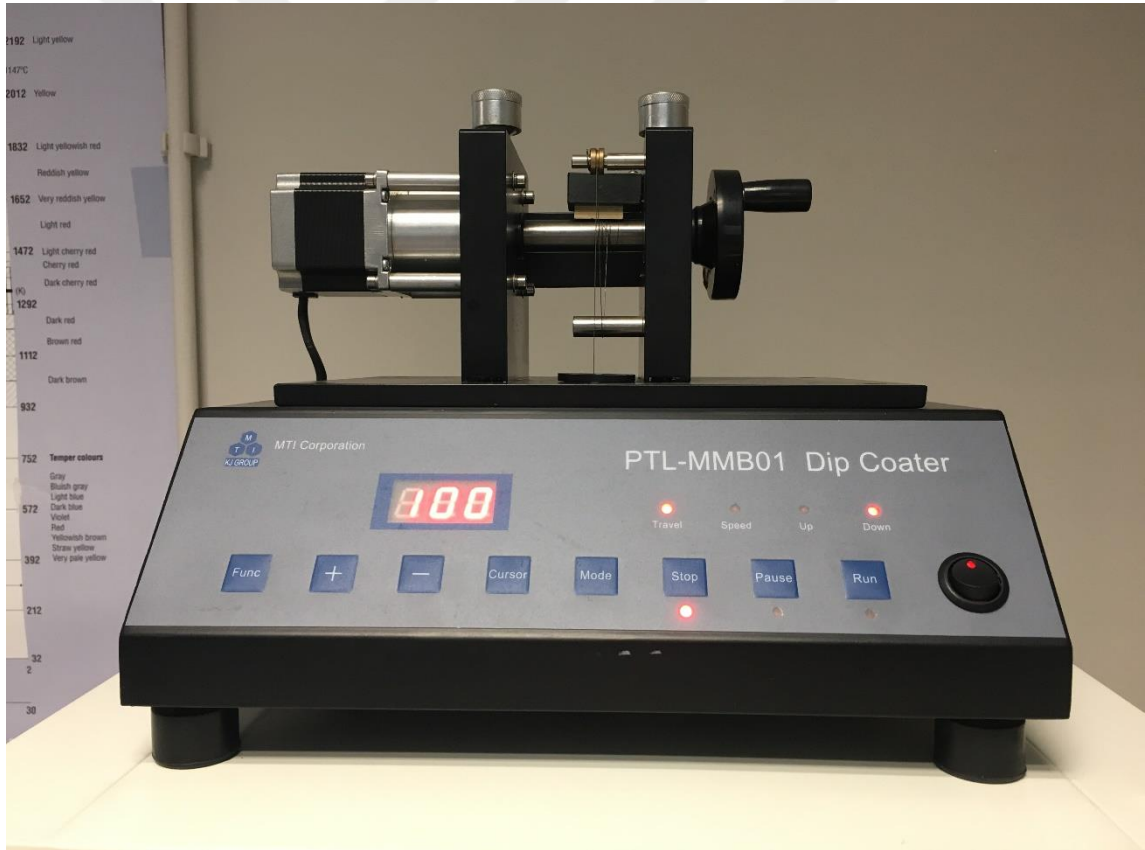


Şekil 3-10: CMP işleminde kullanılan Struers marka cihaz

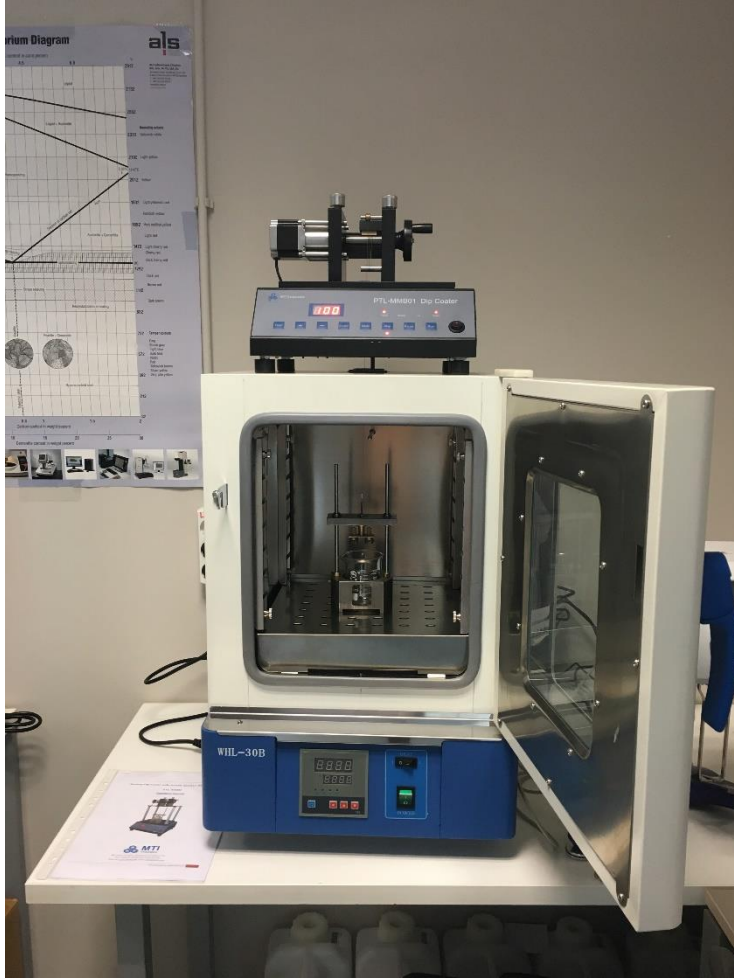
3.2.2.5. Sol-Jel Yöntemiyle Titanyum dioksit Nano Kaplama İşlemi Uygulanan Grup

TiO_2 nano film literatürdeki^{329,330} uygulama ve öneriler doğrultusunda sol-jel yöntemi ile çöktürülmüştür. Prekürsör olarak TiOSO_4 kullanılmış, 0.5M Ti kaynağı 0.5M H_2O (deiyonize su) ve 20M etanol içinde çözünme tamamlanıncaya kadar karıştırılmıştır.

HNO₃ (0.1M) kullanılarak pH=1.23 olacak şekilde ayarlanmıştır. Titanyum “TiOSO₄(s) + 2H₂O (aq) → 2H⁺(aq) + SO₄⁻(aq) + TiO(OH)₂(s)” hidroliz reaksiyonuna girmiştir. Hidroliz reaksiyonu sonucunda TiO₂ şeffaf (transparan) solüsyonu elde edilmiş ve abutment yüzeyleri Dip Coater cihazında (PTL-MMB01) (Şekil 3-11) bulunan solüsyona daldırılarak abutment yüzeyinde TiO₂ nano film depozisyonu sağlanmıştır³³¹. TiO₂ ile kaplanacak olan abutmentler kaplama solüsyonuna daldırılmış ve sonrasında belirli bir hız (140 mm/dk) ve uzaklık (100 mm) aralığında geri çekilmiştir. Örnekler Dip Coater cihazı ile birleşik bir fırın (Şekil 3-12) kullanılarak 200°C’de 1 saat süreyle kurutulmuştur. Deneylerde kullanılan tüm kimyasallar aynı firmadan (Sigma-Aldrich, St. Louis, Missouri, Amerika Birleşik Devletleri) elde edilmiştir.



Şekil 3-11: Sol-jel yöntemiyle TiO₂ nano kaplama işleminde kullanılan Dip Coater cihazı



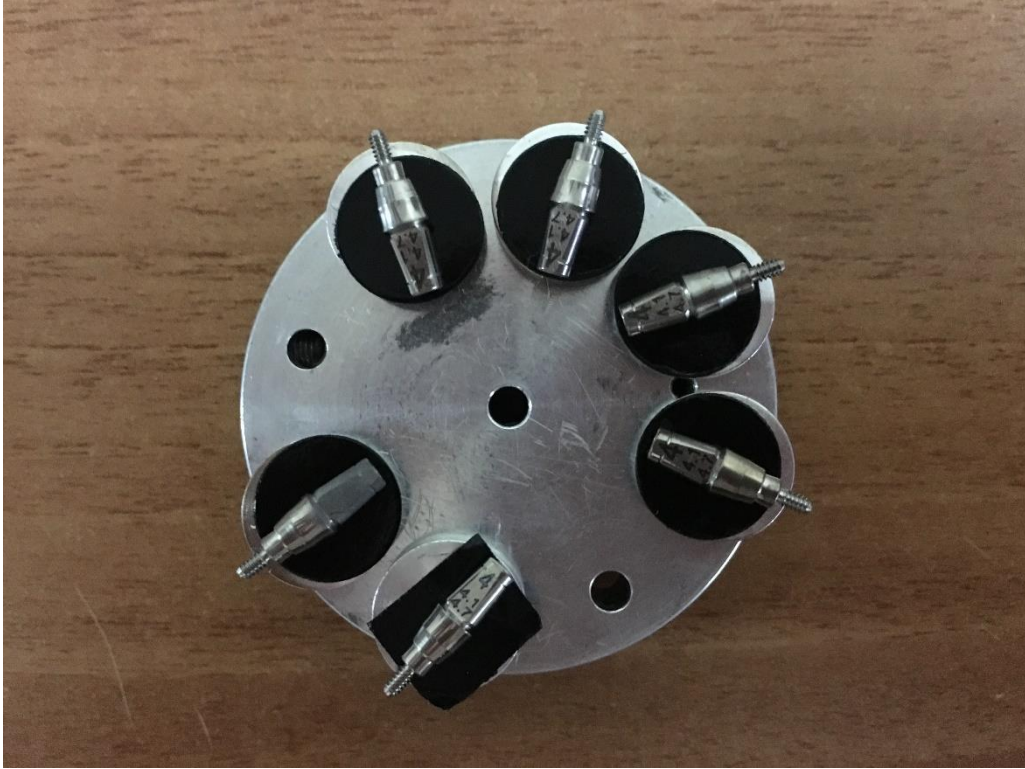
Şekil 3-12: Sol-jel yöntemiyle TiO₂ nano kaplama işleminde örnekleri kurutmak amacıyla kullanılan fırın

3.3. Örneklerin SEM Analizi

Abutment yüzeylerine uygulanan yüzey işlemleri tamamlandıktan sonra deney gruplarını (5 adet) ve kontrol grubunu (1 adet) oluşturan gruplardan rastgele 1'er örnek olmak üzere toplam 6 adet örnek alınmıştır. Alınan örneklerin analizi Yıldız Teknik Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Uygulama ve Araştırma Merkezi, Merkez Laboratuvarı'nda bulunan taramalı elektron mikroskobu (EVO LS 10, Zeiss, Almanya) (Şekil 3-13) ile yapılmıştır. Analiz öncesi örnekler numune tutuculara (Şekil 3-14) bant ile sabitlenmiştir. Örnekler taramalı elektron mikroskobunda 500x, 1000x, 2000x büyütme altında incelenmiştir.



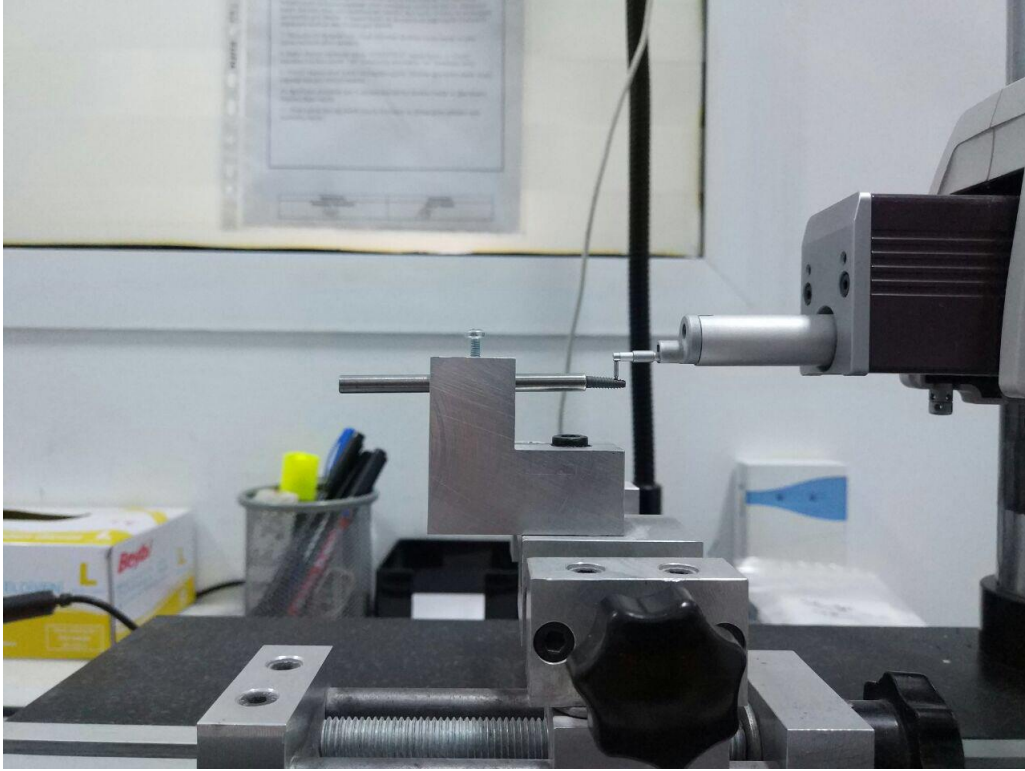
Şekil 3-13: Taramalı elektron mikroskobu



Şekil 3-14: Taramalı elektron mikroskobunda kullanılan numune tutucu

3.4. Örneklerin Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçülmesi

Örneklerin yüzey pürüzlülük ölçümleri profilometre cihazı (Mitutoyo SJ-400, Tokyo, Japonya) (Şekil 3-15) ile yapılmıştır. Örneklerin yüzeylerinde 3 noktadan pürüzlülük ölçümleri yapılmış ve elde edilen verilerin aritmetik ortalaması alınarak, her örneğin ortalama pürüzlülük değeri (R_a) hesaplanmıştır.

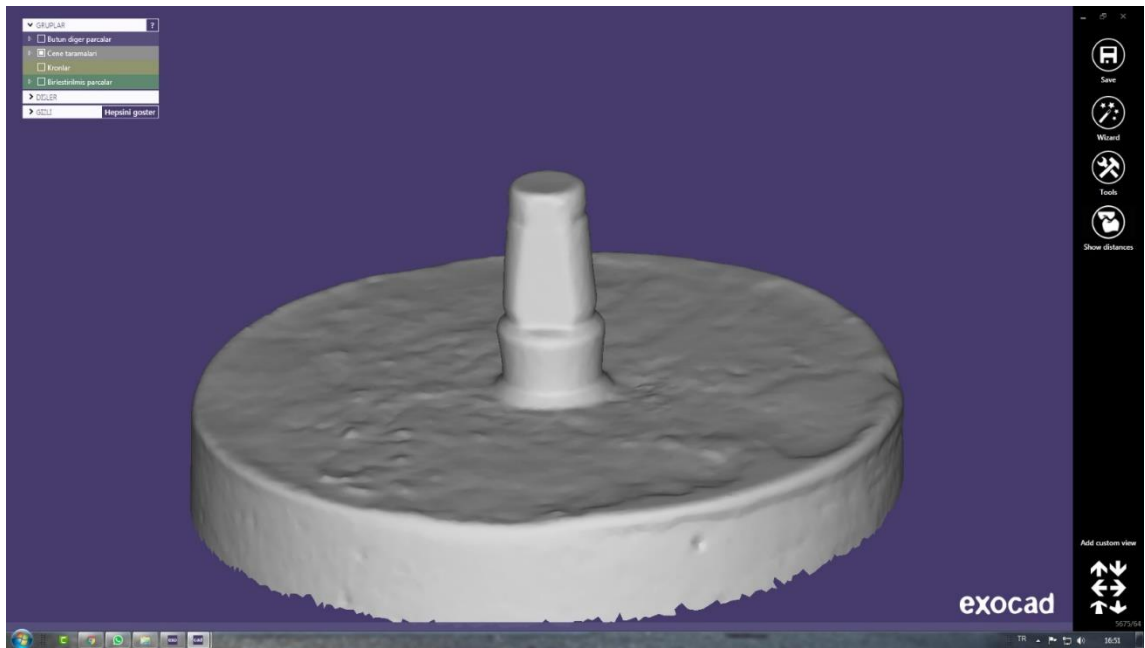


Şekil 3-15: Abutment yüzey pürüzlülüğü ölçümlerinde kullanılan profilometre cihazı

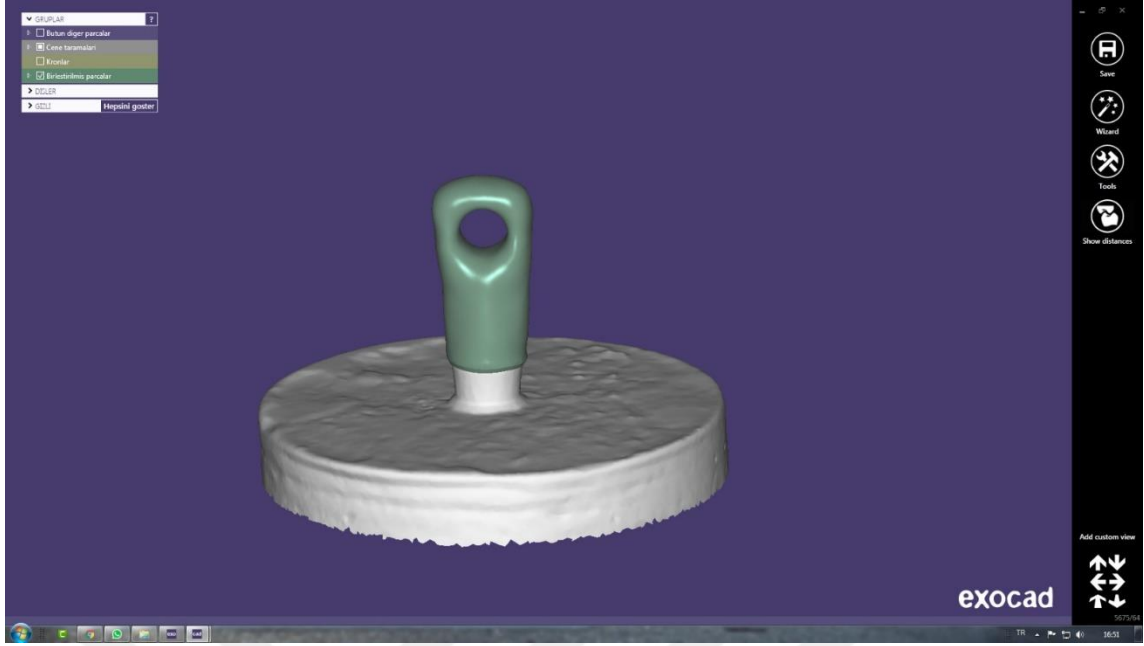
3.5. Cr-Co Alaşım Kuronlar

Abutment üzerine simante edilecek kuronlar tasarlanırken, öncelikle abutment yüzeyleri dental 3 boyutlu tarayıcı (Shining 3D DS200; Hangzhou, Çin) ile taranarak bilgisayar ortamına aktarılmıştır (Şekil 3-16). Exocad® Dental CAD programı yardımı ile 20 μ m siman aralığı ve 0.5 mm alaşım kalınlığı oluşturularak kuron tasarımları yapılmıştır (Şekil 3-17, 3-18). Kuron tasarımı sırasında çekme testinde kullanılmak üzere oklüzal yüzeyde halka şeklinde yapılar oluşturulmuştur. Halka şeklindeki yapıların iç çapı 2.2 mm olacak şekilde dizayn edilmiş ve çekme testinde kullanılacak makinayla uyumlu olması sağlanmıştır.

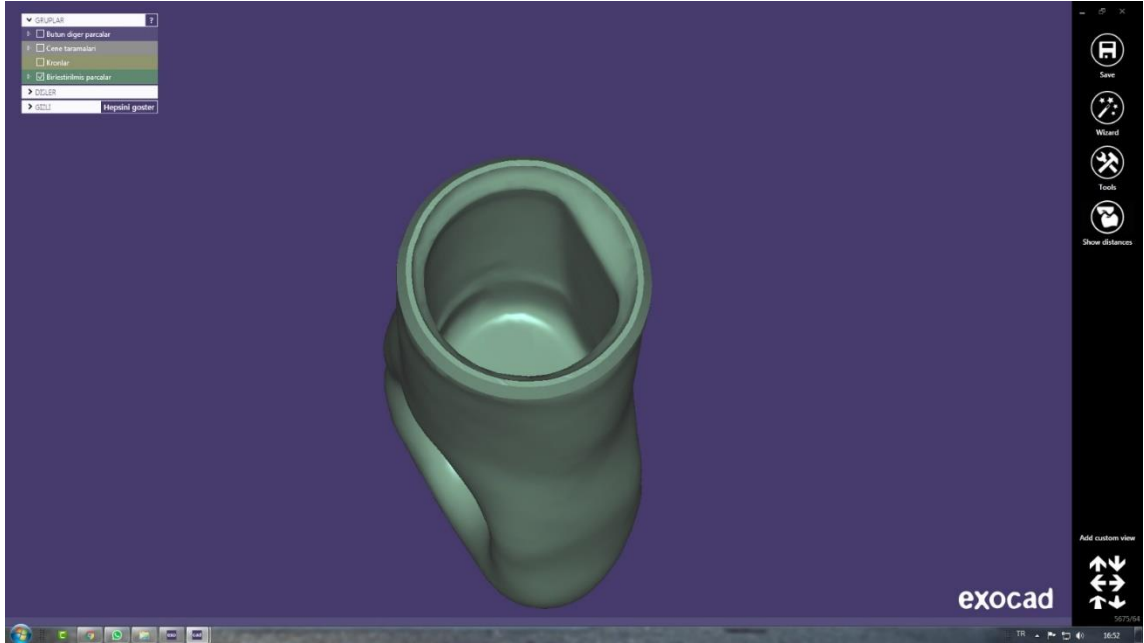
Kuronların üretiminde standardizasyonu sağlamak amacıyla lazer sinterleme teknolojisine sahip bilgisayar destekli üretim sistemi (ProX DMP 200) (Şekil 3-19) ve sisteme ait Cr-Co alaşımı (SINT-TECH, ST2725G, Riom, Fransa) kullanılmıştır. Her grupta 12 tane olmak üzere 6 grup (1 adet kontrol grubu, 5 adet deney grubu) için toplam 72 adet kuron (Şekil 3-20) üretilmiştir.



Şekil 3-16: Dental 3 boyutlu tarayıcı ile taranan abutment yüzeylerinin Exocad programında görüntüsü



Şekil 3-17: Exocad programında hazırlanmış kuron tasarımı



Şekil 3-18: Exocad programıyla hazırlanan kuronun iç yüzeyinin görüntüsü



Şekil 3-19: Lazer sinterleme teknolojisine sahip bilgisayar destekli üretim sistemi (ProX DMP 200)



Şekil 3-20: Lazer sinterleme cihazı ile üretilen Cr-Co alaşım kuronlar

3.6. Simantasyon

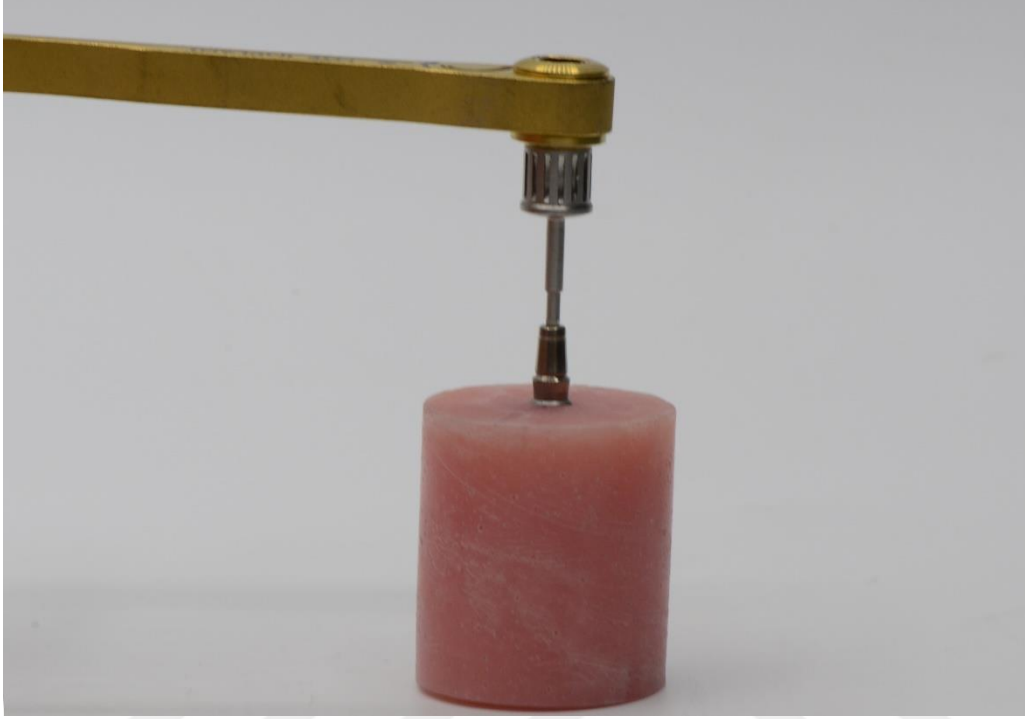
Simantasyon işlemi öncesinde abutmentlar analoglara üretici firmanın önerisi doğrultusunda 30N/cm kuvvetle torklanmış (Şekil 3-21) ve abutment vida giriş boşlukları pamuk peletler ve geçici dolgu malzemesiyle (Cavit, 3M ESPE, Seefeld, Almanya) abutment üst yüzeyi ile aynı seviyede olacak şekilde kapatılmıştır.

Simantasyon işleminde Panavia F 2.0 dual cure rezin siman (Kuraray Dental, Okayama, Japonya) (Şekil 3-22) (Tablo 3-4) kullanılmıştır.

ED PRIMER II likit A'dan 1 damla ve likit B'den 1 damla olmak üzere karıştırma kabına damlatıldıktan sonra fırça yardımıyla abutment yüzeyine uygulanmıştır. 30 sn bekleme süresinden sonra abutment yüzeyi su ve yağ içermeyen hava ile likit, abutment yüzeyinden dağılmayacak şekilde standart olarak kurutulmuştur.

Panavia F 2.0 pat A ve pat B 1/1 oranında karıştırma kağıdında 20 sn süre ile spatül yardımıyla karıştırılmıştır. Karıştırılan rezin siman kuronların iç yüzeyine ince tabaka halinde uygulanmış ve kuronlar abutmentların üzerine aynı kişi tarafından parmak basıncı ile yerleştirilmiştir (Şekil 3-23). Fazla siman sond yardımıyla uzaklaştırılmış ve

tüm yüzeyler 20 sn süre ışıkla polimerize edilmiştir. Örnekler 5 kg kuvvet altında 10 dk süre ile bekletilmiştir^{189,211,213,332,333} (Şekil 3-24). Simantasyon işleminden sonra simanın polimerizasyonun tamamlanması için örnekler 24 saat suda bekletilmiştir.



Şekil 3-21: Abutmentin analoğa raşet ve implant anahtarı ile torklanması



Şekil 3-22: Panavia F 2.0 dual cure rezin siman



Şekil 3-23: Abutmenta simante edilmiş kuron



Şekil 3-24: Kuronlara 5 kg kuvvet uygulanması amacıyla hazırlanan düzenek

Tablo 3-4: Panavia F 2.0 dual cure rezin siman

Materyal	İçerik	Üretici	Lot Numarası
Panavia F 2.0 Pat A	MDP, Hidrofobik aromatik dimetakrilat, Hidrofobik alifatik dimetakrilat, Hidrofilik alifatik dimetakrilat, Silanlanmış silika dolgu macunu, Silanlanmış koloidal silika, dl-Camphorquinone, Katalizörler, Başlatıcılar	Kuraray, Okayama, Japonya	000061
Panavia F 2.0 Pat B	Hidrofobik aromatik dimetakrilat, Hidrofobik alifatik dimetakrilat, Hidrofilik alifatik dimetakrilat, Silanlanmış baryum cam dolgu, Sodyum florid, Katalizörler, Hızlandırıcılar, Pigmentler		
Panavia F 2.0 Likit A	HEMA, MDP, Su, 5-NMSA, Hızlandırıcılar		
Panavia F 2.0 Likit B	5-NMSA, Su, Katalizörler, Hızlandırıcılar		

3.7. Termal Siklus İşlemi

Örnekler termal siklus işlemi öncesi 37°C’de distile su banyosunda 24 saat boyunca bekletilmiştir^{6,215,216,334-338}. Örneklere distile su banyosundan sonra termal siklus işlemi uygulanmıştır. Termal siklus işlemleri İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Konservatif Diş Tedavisi Anabilim Dalı’nda bulunan termal siklus cihazı (Salubris-Technica, Massachusetts, Amerika Birleşik Devletleri) (Şekil 3-25) ile gerçekleştirilmiştir. Örnekler sırasıyla, yüzeylerini tamamen örtecek seviyede 5°C, 55°C’deki su banyolarında 30’ar sn olmak üzere toplam 60 sn bekleme süresinde 5.000 devir termal siklus işlemine tabi tutulmuştur^{17,211,214}.

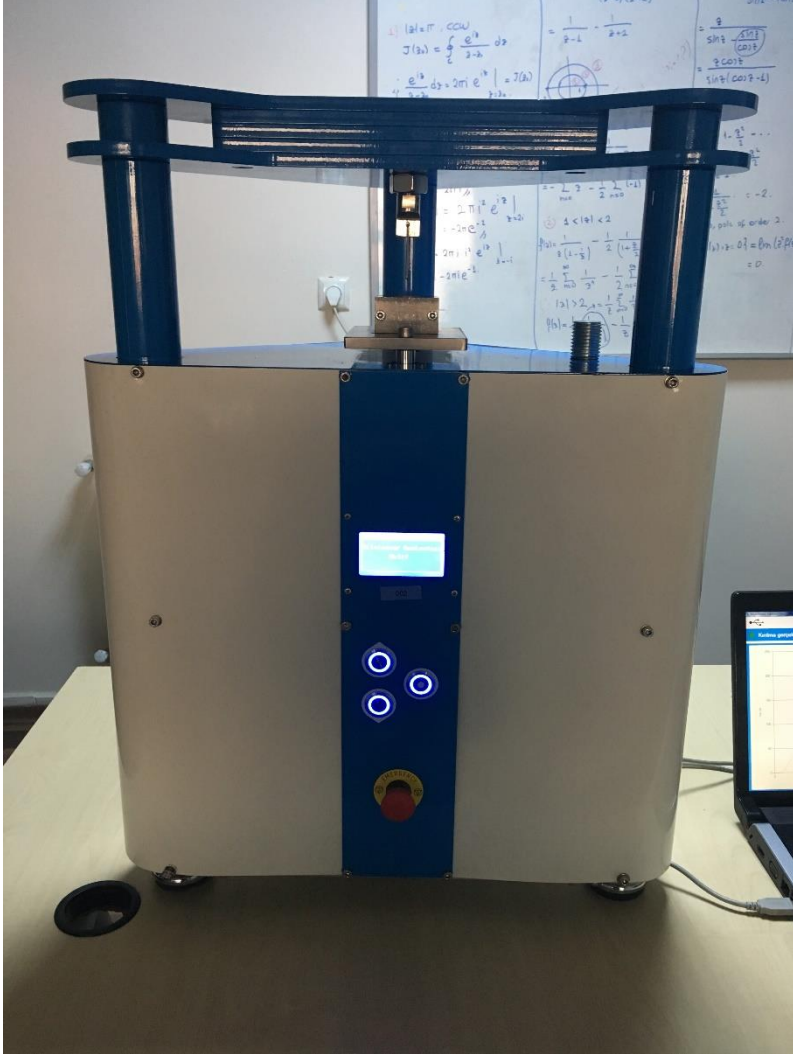


Şekil 3-25: Termal siklus cihazı (Salubris-Technica)

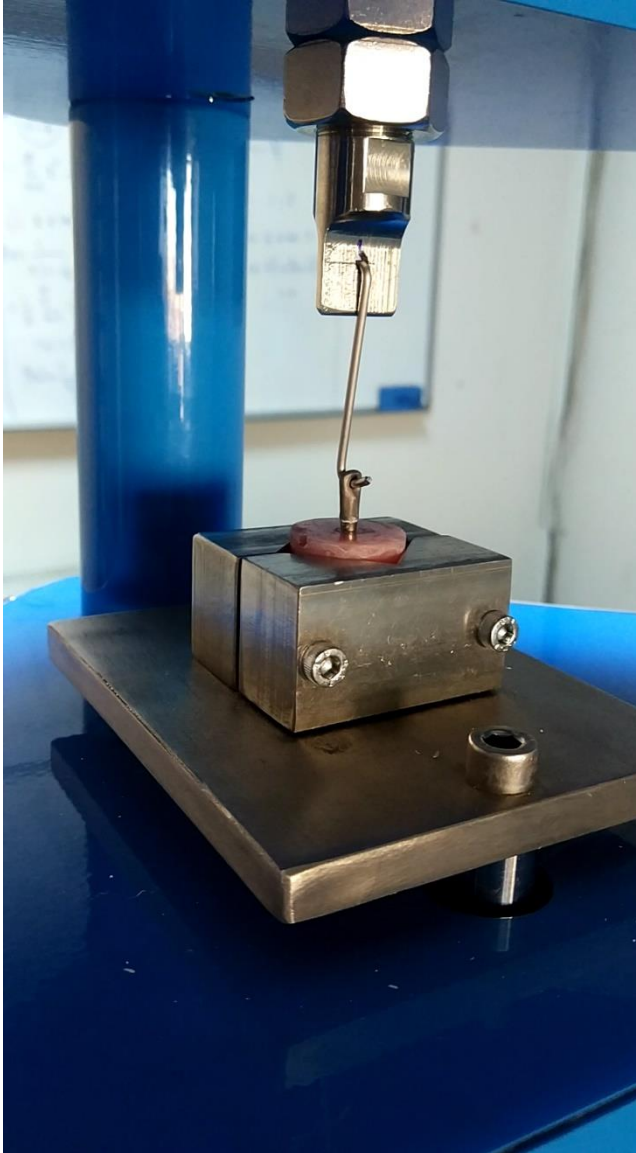
3.8. Bağlanma Dayanımının Ölçülmesi

Örneklerin bağlanma dayanımı Universal Test cihazında (Esetron Smart Robotechnologies MIN-100, Ankara, Türkiye) (Şekil 3-26) ölçülmüştür. Örneklerin içine gömüldüğü akrilik bloklar test cihazının alt tablasına sabitlendikten sonra kuronların oklüzal yüzeyinde özel olarak oluşturulan halkaya, makinanın üst tablasında bulunan ve uyguladığımız kuvvet altında esnemeyen 2 mm çapında paslanmaz çelik tel takılmıştır. Test cihazı 5 kN’a kadar çekme (koparma) kuvveti uygulayabilmektedir. Kuvvet

sensörlerinin ölçüm hassasiyeti 0.1 N ve ölçüm hatası % 0.012'den küçüktür. Örneklerin test cihazına yerleştirilmesinden sonra kuron ile abutment arasında ayrılma meydana gelinceye kadar çekme kuvveti uygulanmıştır. Ayrılmanın tam olarak gerçekleştiği değer Newton birimi olarak kaydedilmiştir (Şekil 3-27).



Şekil 3-26: Universal Test cihazı (Esetron Smart Robotechnologies MIN-100)



Şekil 3-27: Abutment yüzeyi ile kuron arasında Universal Test cihazı ile çekme testi uygulaması

3.9. Abutment-Kuron Arasındaki Siman Ayrılma Tiplerinin Belirlenmesi

Çekme testi uygulandıktan sonra abutment yüzeyleri İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Konservatif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda stereomikroskop cihazı (Olympus SZ61; Olympus Optical Co., Tokyo, Japonya) (Şekil 3-28) ile 20x büyütmede incelenmiş ve software programında analiz edilmiştir. Tüm gruplardaki siman ayrılmaları adeziv tip ayrılma (abutment yüzeyinde siman kalıntısı yok) veya koheziv tip ayrılma (simanın kendi yapısında meydana gelen ayrılma sonucu hem abutment yüzeyinde hem de kuron iç yüzeyinde siman artığı var) olarak kaydedilmiştir.



Şekil 3-28: Stereomikroskop Cihazı

3.10. İstatiksel Analiz

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için IBM SPSS Statistics 22 (IBM SPSS, Türkiye) programı kullanılmıştır. Çalışma verilerinin parametrelerinin normal dağılıma uygunluğu Shapiro Wilks testi ile değerlendirilmiş ve parametrelerin normal dağılıma uygun olduğu saptanmıştır.

Çalışma verileri değerlendirilirken tanımlayıcı istatistiksel metotların yanısıra niceliksel verilerin karşılaştırılmasında tek yönlü varyans analizi (One-way ANOVA) testi ve farklılığa neden olan grubun tespitinde tutuculuk değerleri için grupların varyansları homojen olduğundan Tukey HSD testi, pürüzlülük değerleri için grupların varyansları homojen olmadığından Tamhane's T2 testi kullanıldı. Niteliksel verilerin karşılaştırılmasında ise Ki-Kare testi kullanıldı. Anlamlılık $p < 0.05$ düzeyinde değerlendirildi.

4. BULGULAR

4.1. Pürüzlülük Değerleri Bulguları

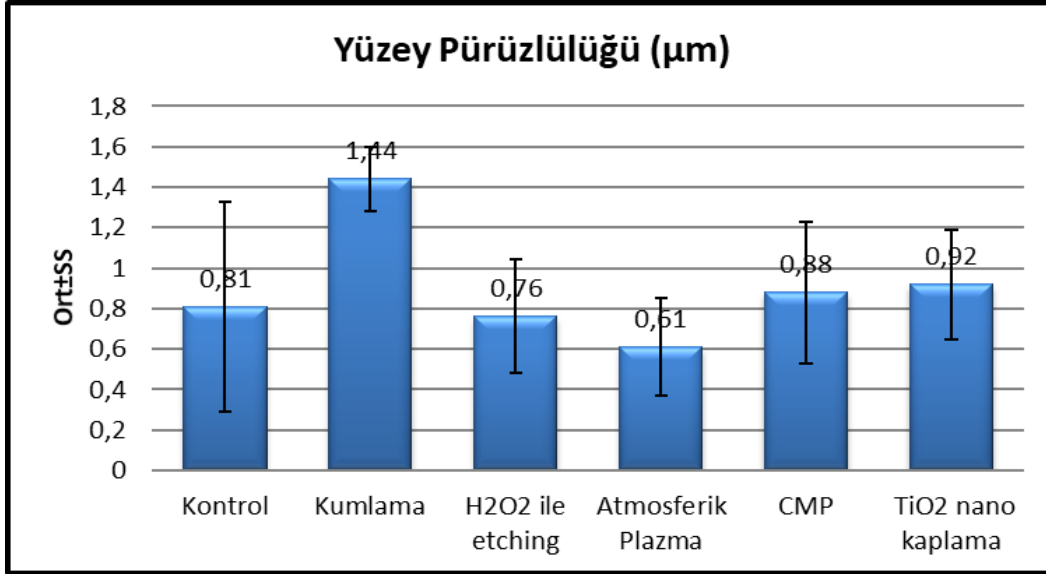
Abutment yüzeyine uygulanan farklı yüzey işlemleri açısından pürüzlülük değerlerine ait minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri Tablo 4-1 ve Şekil 4-1’de belirtilmiştir.

En yüksek yüzey pürüzlülük değerleri ortalaması kumlama işlemi uygulanan grupta ($1,44 \pm 0,16 \mu\text{m}$), en düşük yüzey pürüzlülük değerleri ortalaması ise atmosferik plazma işlemi uygulanan grupta ($0,61 \pm 0,24 \mu\text{m}$) saptanmıştır. Kumlama işlemi uygulanan grubu sırası ile sol-jel yöntemiyle TiO_2 nano kaplama işlemi uygulanan grup ($0,92 \pm 0,27 \mu\text{m}$), CMP işlemi uygulanan grup ($0,88 \pm 0,35 \mu\text{m}$), kontrol grubu ($0,81 \pm 0,52 \mu\text{m}$), H_2O_2 ile etching işlemi uygulanan grup ($0,76 \pm 0,28 \mu\text{m}$) izlemiştir (Tablo 4-1, Şekil 4-1).

Tablo 4-1: Kontrol ve deney gruplarının minimum, maksimum, ortalama yüzey pürüzlülük ve standart sapma değerleri (μm)

	Yüzey Pürüzlülüğü (μm)			
	n	Min	Max	Ort $\pm$ SS
Kontrol	12	0,27	2,09	$0,81 \pm 0,52$
Kumlama	12	1,12	1,62	$1,44 \pm 0,16$
H_2O_2 ile etching	12	0,31	1,2	$0,76 \pm 0,28$
Atmosferik plazma	12	0,28	0,94	$0,61 \pm 0,24$
CMP	12	0,31	1,34	$0,88 \pm 0,35$
TiO_2 nano kaplama	12	0,42	1,38	$0,92 \pm 0,27$

Oneway ANOVA Test * $p < 0.05$



Şekil 4-1: Kontrol ve deney gruplarının ortalama yüzey pürüzlülük ve standart sapma değerlerinin (µm) grafik görünümü

Gruplar arasında yüzey pürüzlülük değerleri ortalamaları açısından istatistiksel anlamlı farklılık olduğu ($p < 0.05$) gözlenmektedir (Tablo 4-2). Anlamlılığın hangi gruplar arasında ve hangi istatistik değerlerde oluştuğunun saptanması için yapılan 2'li karşılaştırmalar sonucunda; kumlama işlemi uygulanan grubun yüzey pürüzlülük değerleri ortalamasının, H₂O₂ ile etching, atmosferik plazma, sol-jel yöntemiyle TiO₂ nano kaplama işlemleri uygulanan gruplardan istatistiksel olarak çok ileri derecede anlamlı düzeyde yüksek olduğu ($p < 0.001$), CMP işlemi uygulanan gruptan istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı düzeyde yüksek olduğu ($p < 0.01$) ve kontrol grubundan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek olduğu ($p < 0.05$) saptanmıştır. Diğer gruplar arasında yüzey pürüzlülük değerleri ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılığın oluşmadığı ($p > 0.05$) belirlenmiştir (Tablo 4-3).

Tablo 4-2: Kontrol ve deney gruplarının yüzey pürüzlülük değerleri için one-way ANOVA test sonuçları

	Sum of Squares (SS)	df	Mean Square (MS)	F	p
Between Groups	4,956	5	0,991	9,425	0,000
Within Groups	6,941	66	0,105		
Total	11,897	71			

* $p < 0.05$

Tablo 4-3: Kontrol ve deney gruplarının yüzey pürüzlülüğü değerlerinin post hoc değerlendirilmesi

		Yüzey Pürüzlülüğü (Ra)
		P
Kontrol	Kumlama	0,022
	H ₂ O ₂ ile Etching	1,000
	Atmosferik Plazma	0,982
	CMP	1,000
	TiO ₂ Nano Kaplama	1,000
Kumlama	H ₂ O ₂ ile Etching	0,000
	Atmosferik Plazma	0,000
	CMP	0,002
	TiO ₂ Nano Kaplama	0,000
H ₂ O ₂ ile Etching	Atmosferik Plazma	0,936
	CMP	0,999
	TiO ₂ Nano Kaplama	0,934
Atmosferik Plazma	CMP	0,455
	TiO ₂ Nano Kaplama	0,095
CMP	TiO ₂ Nano Kaplama	1,000

Tamhane's T2 Test

p: Anlamlılık değeri.

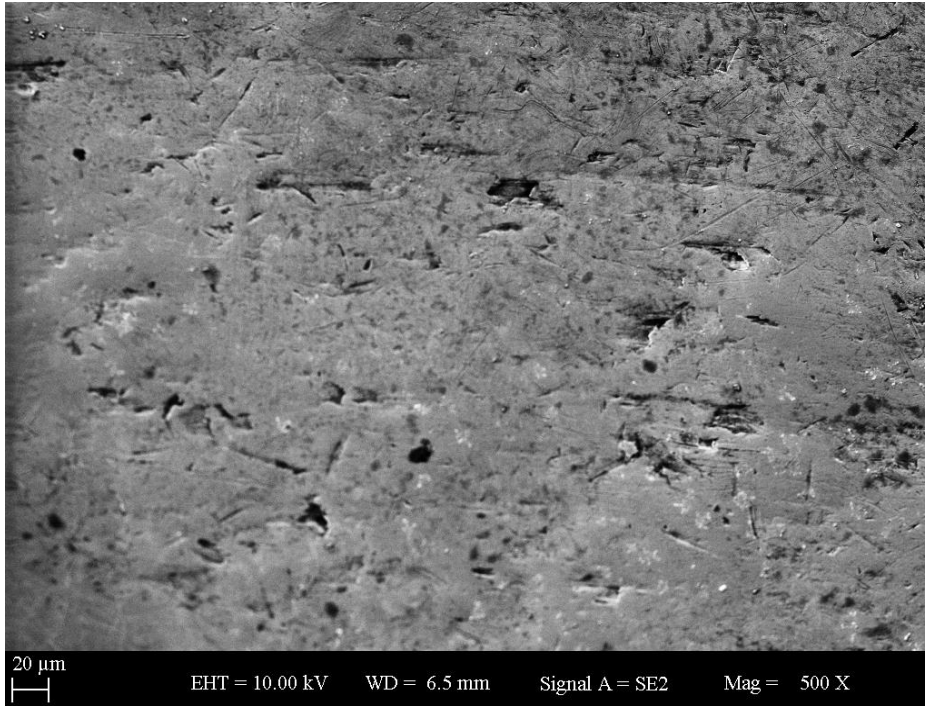
p<0,001: Çok ileri derecede anlamlı, p<0,01: İleri derecede anlamlı. p<0,05: Anlamlı.

p>0,05: Anlamlı değil

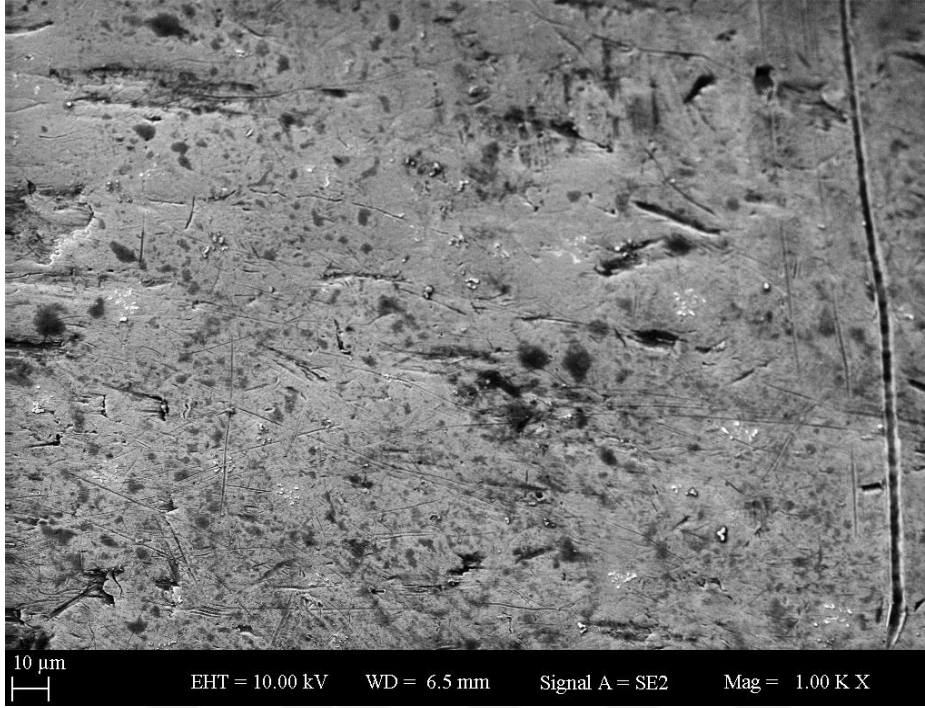
4.2. Taramalı Elektron Mikroskobu Bulguları

Çalışmamızda abutment yüzeylerine; yüzey işlemleri uygulandıktan sonra, simantasyon işlemi öncesi 500x, 1000x, 2000x büyütmede taramalı elektron mikroskobu ile abutment yüzeylerinin topografileri değerlendirilmiştir.

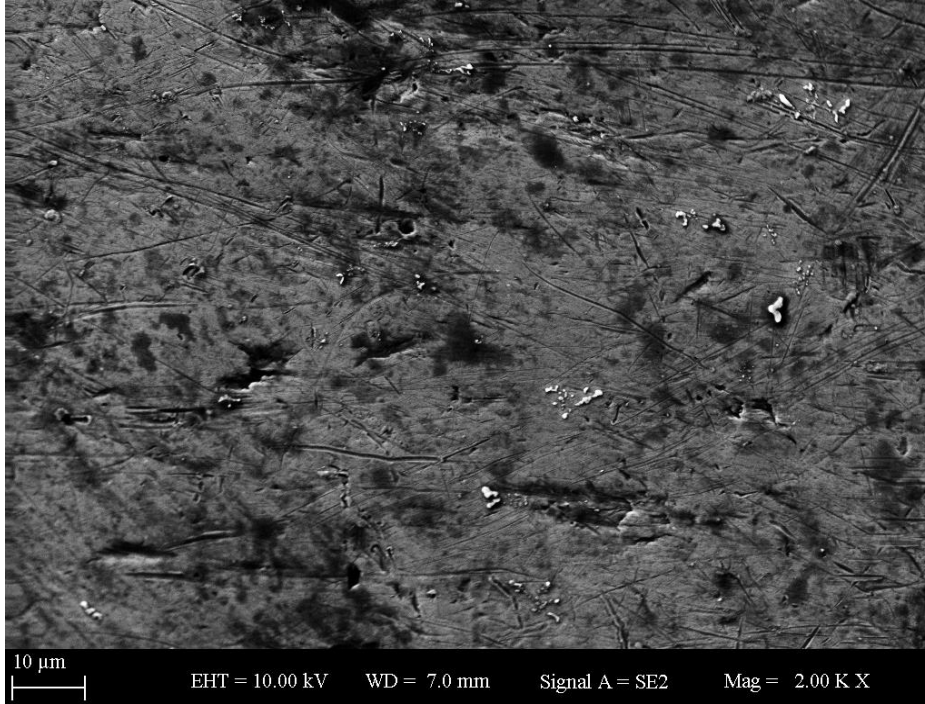
Kumlama işlemi uygulanan grupta, aşındırıcı partiküllere bağlı olarak diğer gruplara göre abutment yüzeyinde belirgin düzensizlikler ve derin makro boşluklar görüntülenmiştir. Kontrol, H₂O₂ ile etching, atmosferik plazma, CMP ve sol-jel yöntemiyle TiO₂ nano kaplama işlemleri uygulanan gruplar arasında yüzey morfolojileri açısından SEM görüntülerinde belirgin bir farklılık gözlenmemiştir.



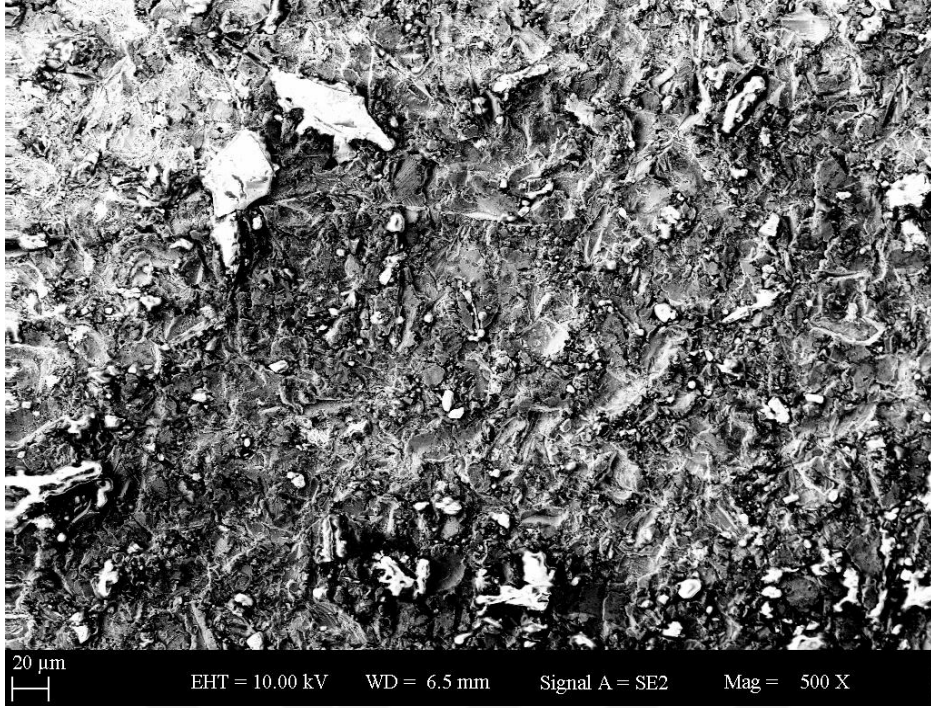
Şekil 4-2: Kontrol grubu örnek yüzeylerinin 500x büyütmede SEM görüntüleri



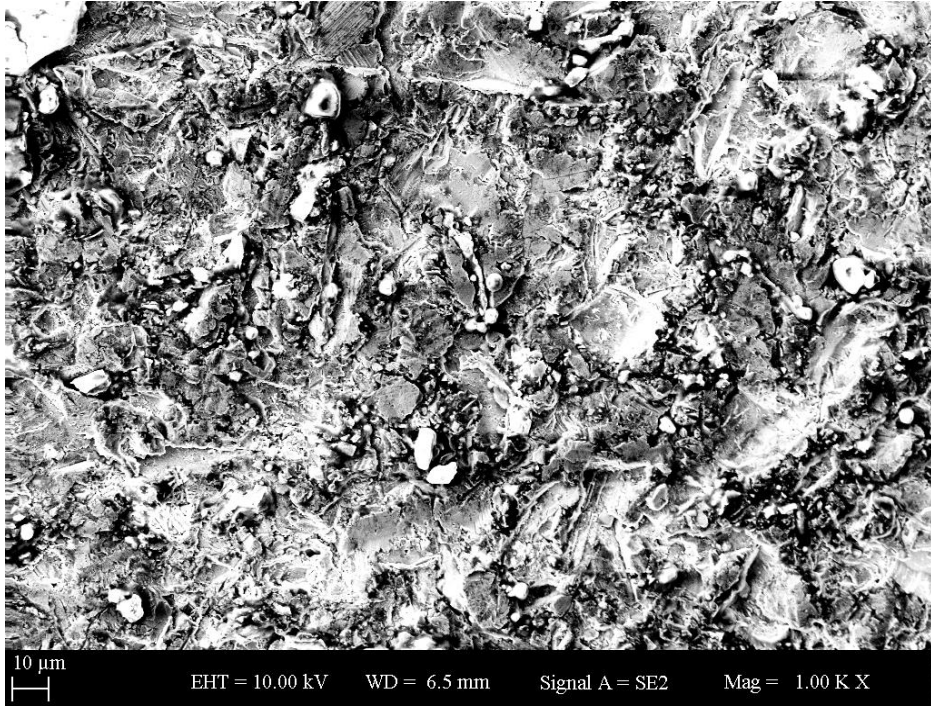
Şekil 4-3: Kontrol grubu örnek yüzeylerinin 1.000x büyütmede SEM görüntüleri



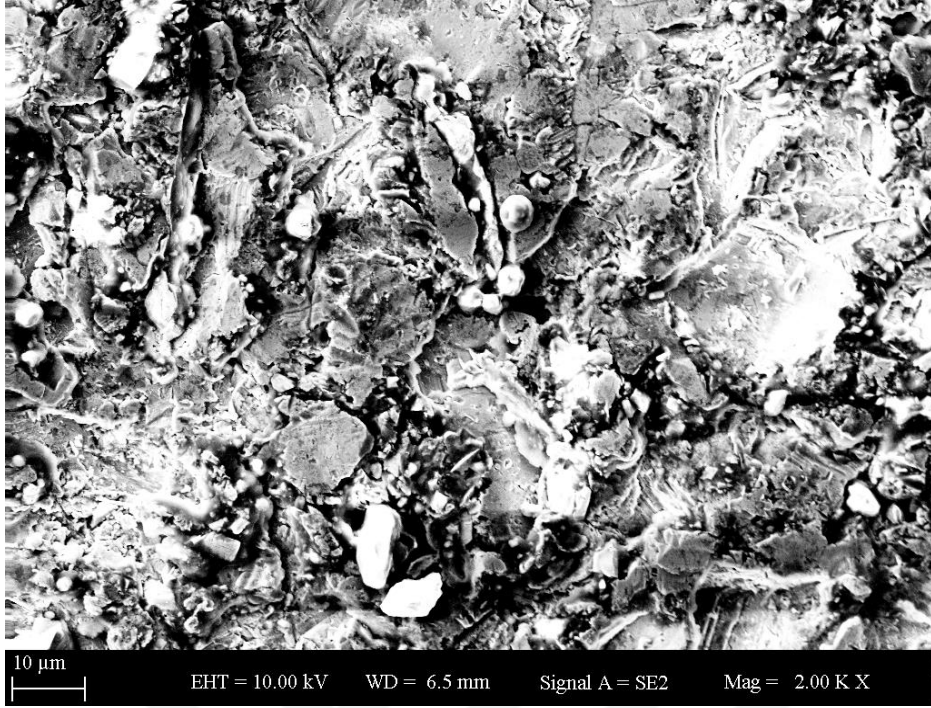
Şekil 4-4: Kontrol grubu örnek yüzeylerinin 2.000x büyütmede SEM görüntüleri



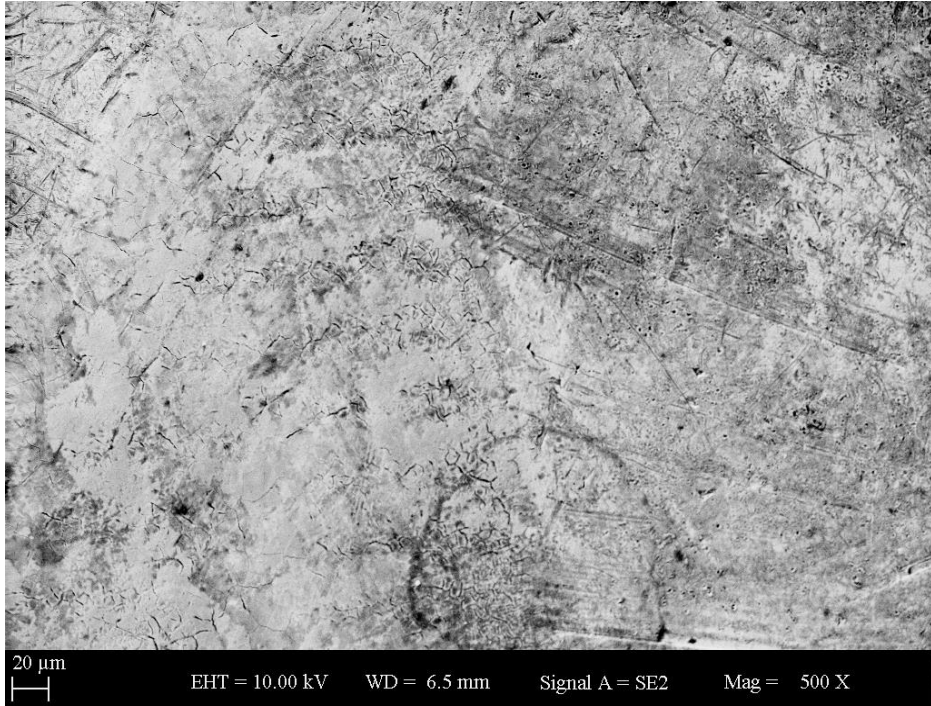
Şekil 4-5: Kumlama işlemi uygulanan grup örnek yüzeylerinin 500x büyütmede SEM görüntüleri



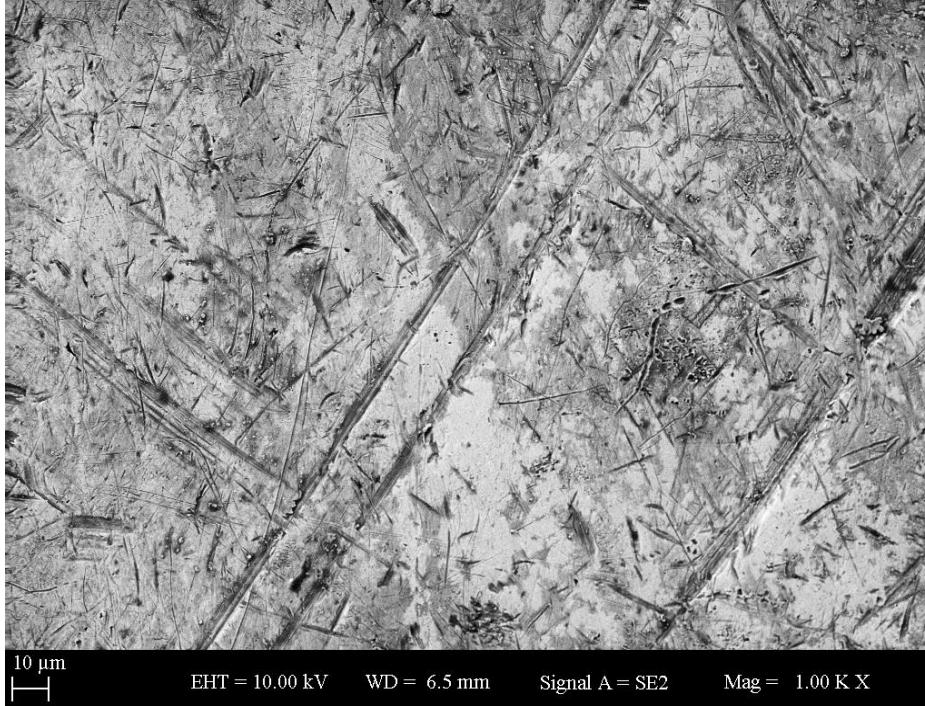
Şekil 4-6: Kumlama işlemi uygulanan grup örnek yüzeylerinin 1.000x büyütmede SEM görüntüleri



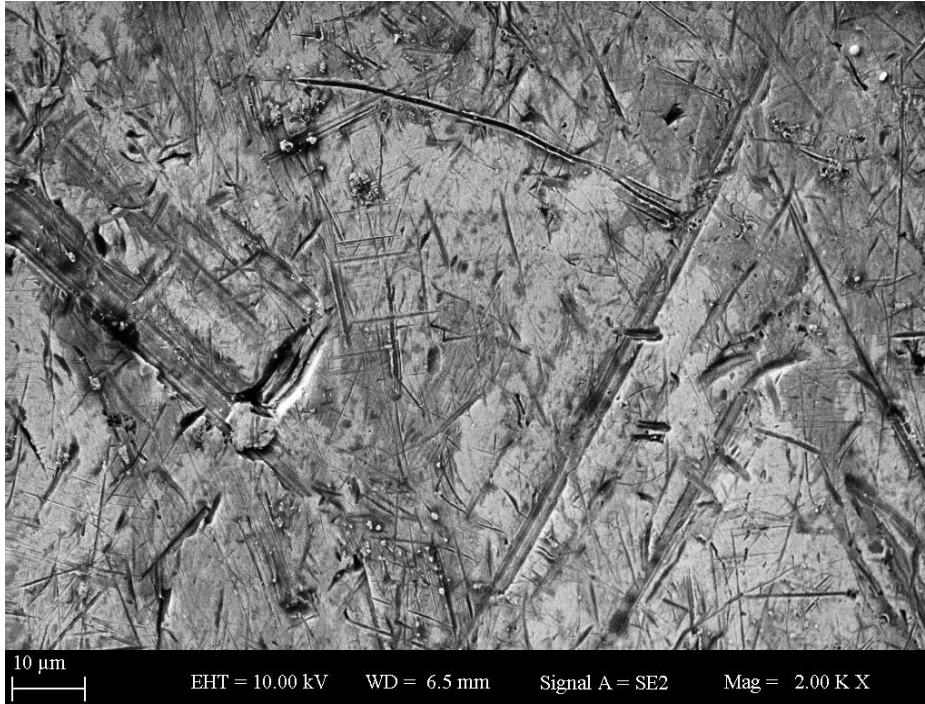
Şekil 4-7: Kumlama işlemi uygulanan grup örnek yüzeylerinin 2.000x büyütmede SEM görüntüleri



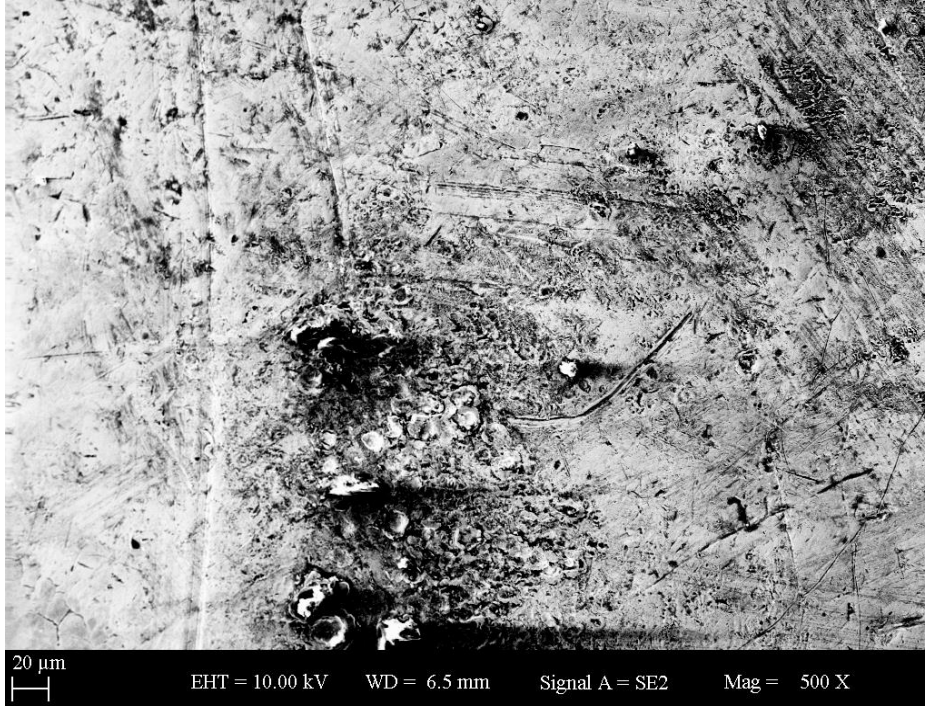
Şekil 4-8: H₂O₂ ile etching işlemi uygulanan grup örnek yüzeylerinin 500x büyütmede SEM görüntüleri



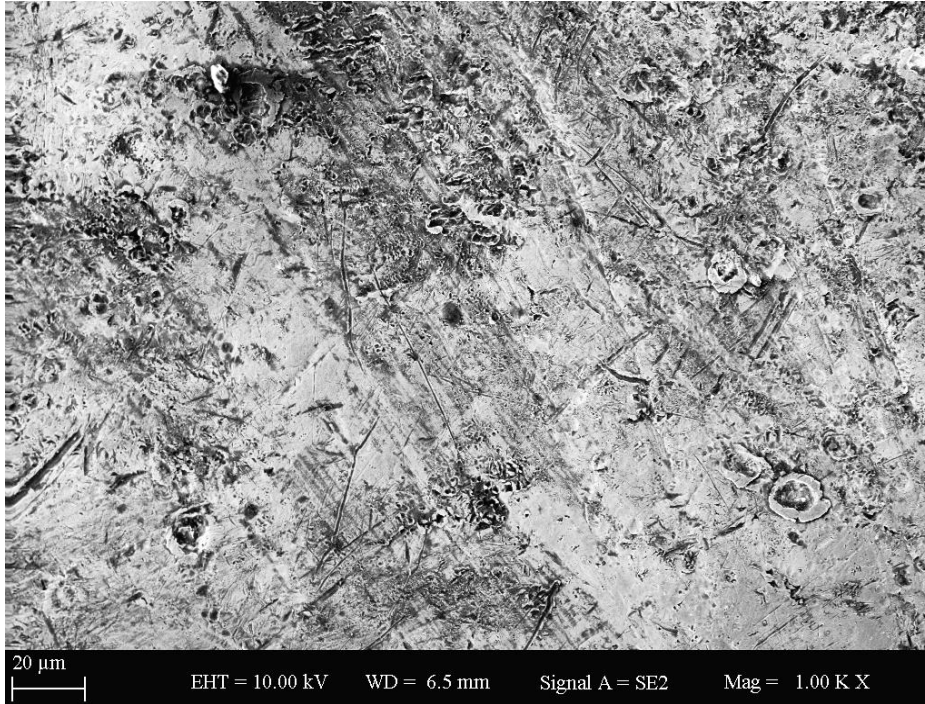
Şekil 4-9: H₂O₂ ile etching işlemi uygulanan grup örnek yüzeylerinin 1.000x büyütmede SEM görüntüleri



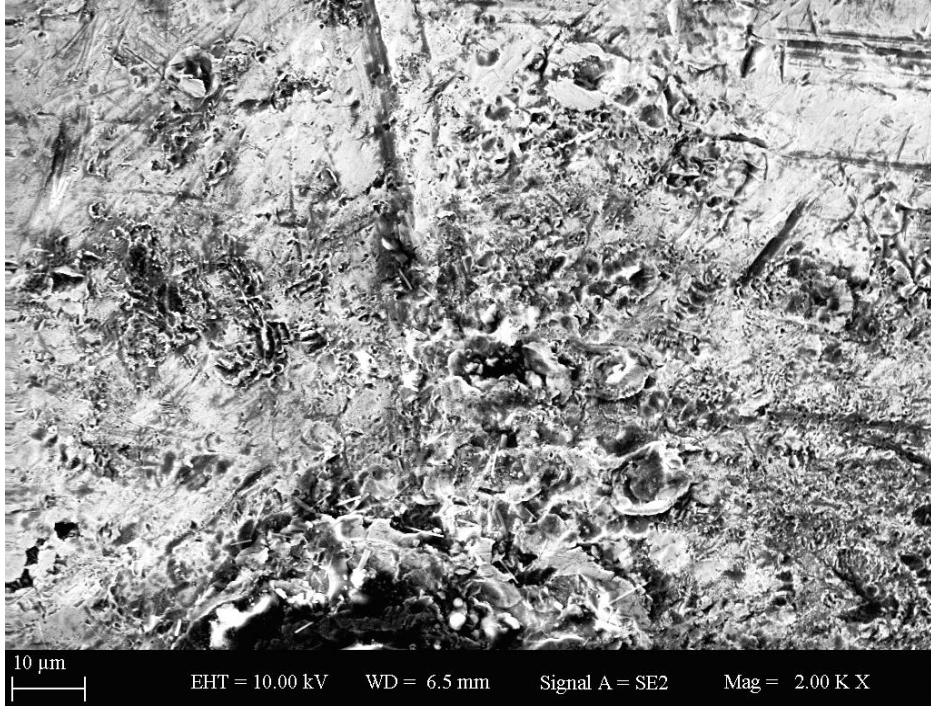
Şekil 4-10: H₂O₂ ile etching işlemi uygulanan grup örnek yüzeylerinin 2.000x büyütmede SEM görüntüleri



Şekil 4-11: Atmosferik plazma işlemi uygulanan grup örnek yüzeylerinin 500x büyütmede SEM görüntüleri



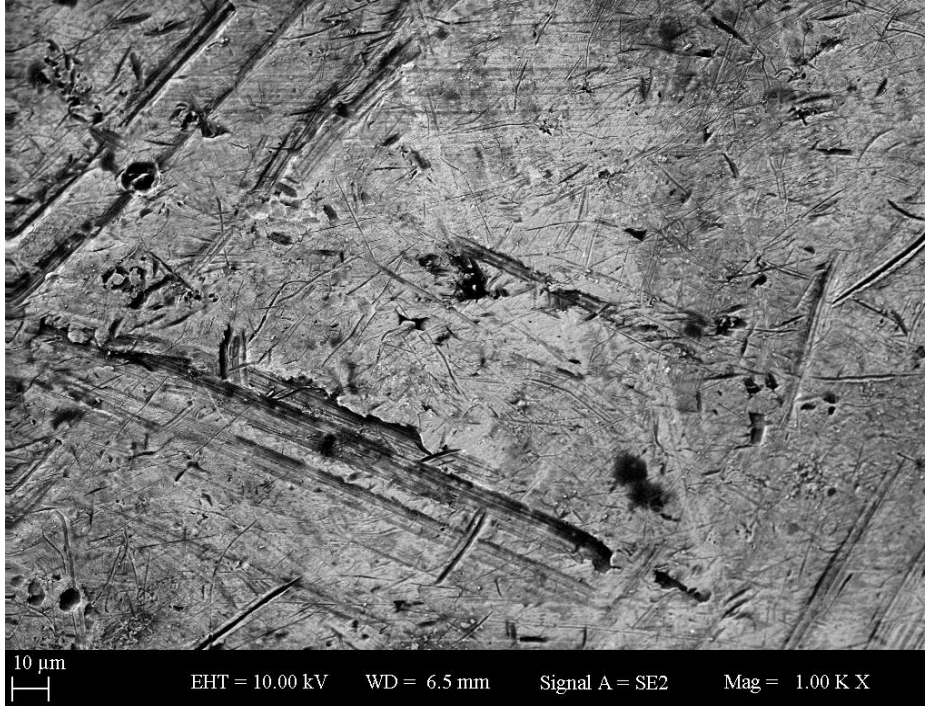
Şekil 4-12: Atmosferik plazma işlemi uygulanan grup örnek yüzeylerinin 1.000x büyütmede SEM görüntüleri



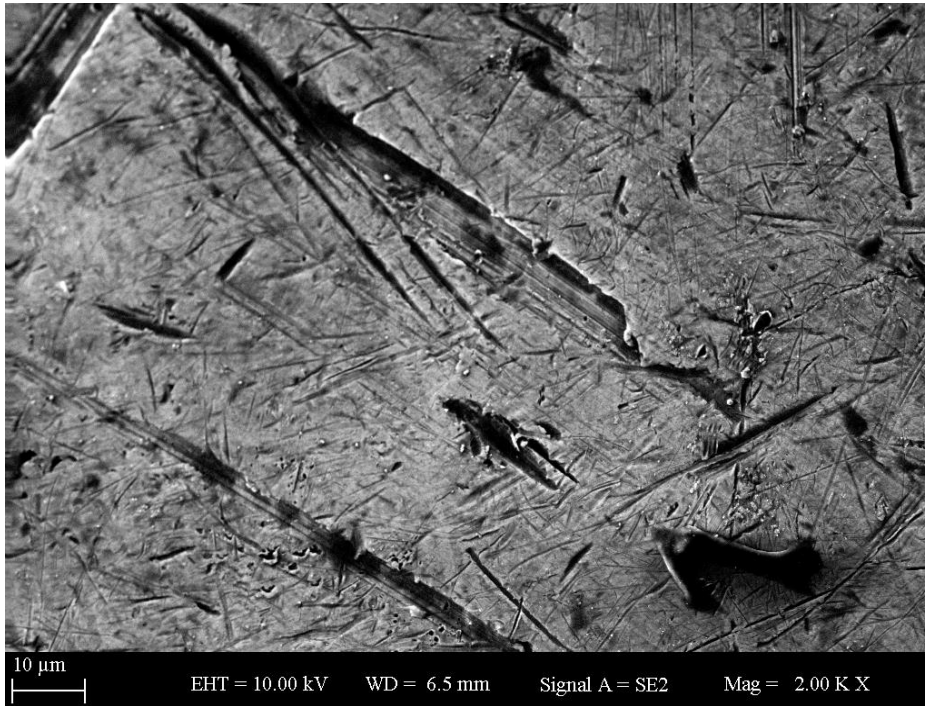
Şekil 4-13: Atmosferik plazma işlemi uygulanan grup örnek yüzeylerinin 2.000x büyütmede SEM görüntüleri



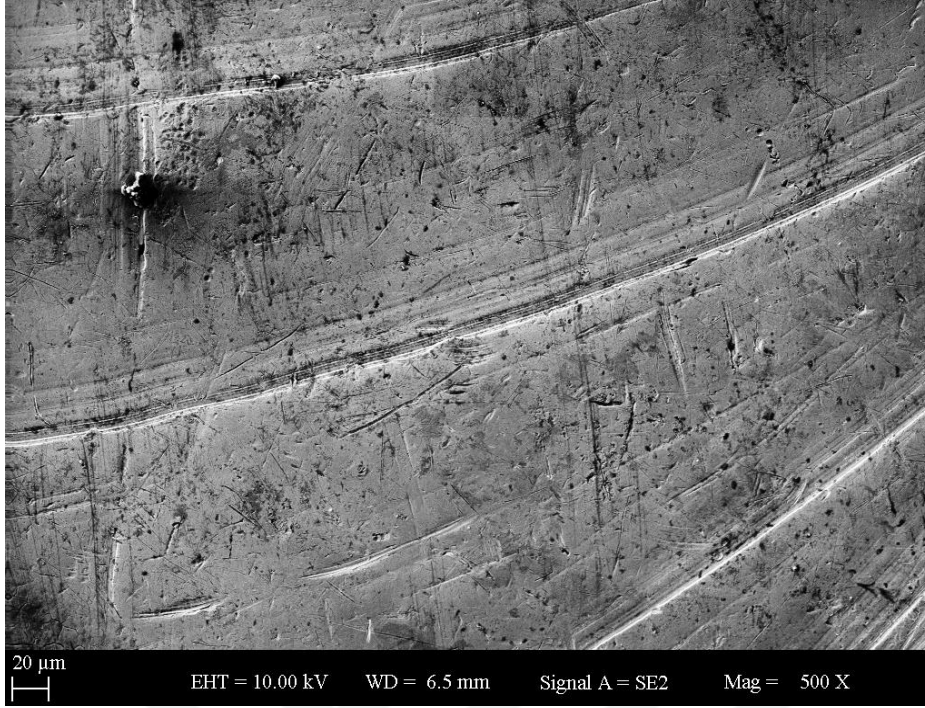
Şekil 4-14: CMP işlemi uygulanan grup örnek yüzeylerinin 500x büyütmede SEM görüntüleri



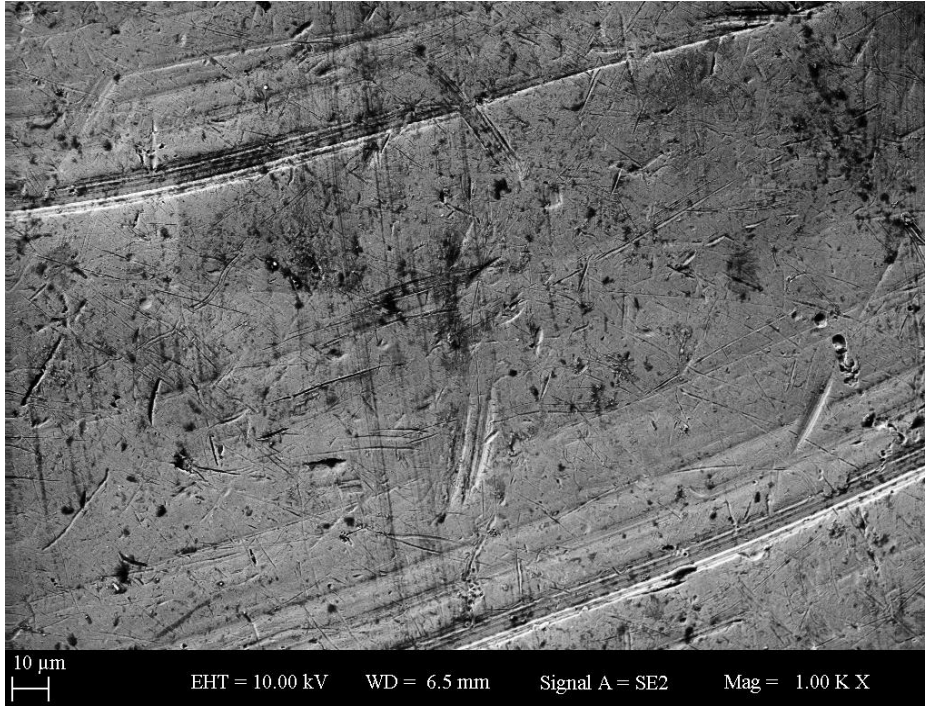
Şekil 4-15: CMP işlemi uygulanan grup örnek yüzeylerinin 1.000x büyütmede SEM görüntüleri



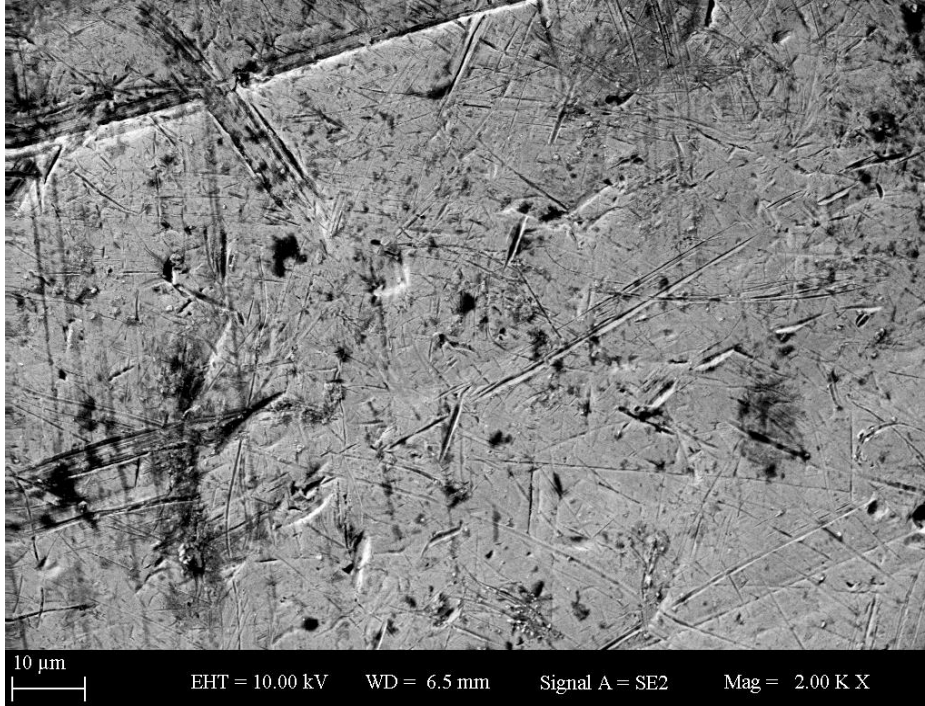
Şekil 4-16: CMP işlemi uygulanan grup örnek yüzeylerinin 2.000x büyütmede SEM görüntüleri



Şekil 4-17: Sol-jel yöntemiyle TiO₂ nano kaplama işlemi uygulanan grup örnek yüzeylerinin 500x büyütmede SEM görüntüleri



Şekil 4-18: Sol-jel yöntemiyle TiO₂ nano kaplama işlemi uygulanan grup örnek yüzeylerinin 1.000x büyütmede SEM görüntüleri



Şekil 4-19: Sol-jel yöntemiyle TiO_2 nano kaplama işlemi uygulanan grup örnek yüzeylerinin 2.000x büyütmede SEM görüntüleri

4.3. Tutuculuk Değerleri Bulguları

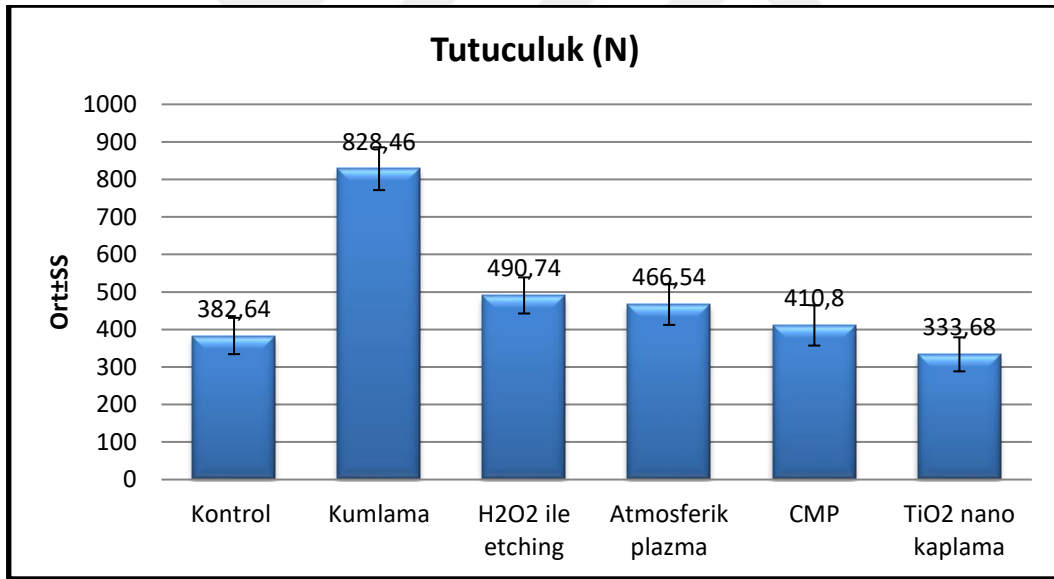
Farklı yüzey işlemleri uygulanmış abutment yüzeyleri ile kuron arasındaki tutuculuk değerlerine ait minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri Tablo 4-4 ve Şekil 4-20’de belirtilmiştir.

En yüksek tutuculuk değerleri ortalaması; kumlama işlemi uygulanan grupta ($828,46 \pm 57,04$ N), en düşük tutuculuk değerleri ortalaması sol-jel yöntemiyle TiO_2 nano kaplama işlemi uygulanan grupta ($333,68 \pm 45,33$ N) saptanmıştır. Kumlama işlemi uygulanan grubun tutuculuk değerleri ortalamasını sırası ile H_2O_2 ile etching işlemi uygulanan grup ($490,74 \pm 48,17$ N), atmosferik plazma işlemi uygulanan grup ($466,54 \pm 54,28$ N), CMP işlemi uygulanan grup ($410,8 \pm 53,73$ N) ve kontrol grubu ($382,64 \pm 48,35$ N) izlemiştir (Tablo 4-4, Şekil 4-20).

Tablo 4-4: Kontrol ve deney gruplarının minimum, maksimum, ortalama tutuculuk ve standart sapma değerleri (N)

	Tutuculuk Değerleri (N)			
	N	Min	Max	Ort±SS
Kontrol	12	307,89	488,91	382,64±48,35
Kumlama	12	740,24	895,55	828,46±57,04
H ₂ O ₂ ile etching	12	412,34	572,77	490,74±48,17
Atmosferik Plazma	12	382,26	540,47	466,54±54,28
CMP	12	340,89	493,38	410,8±53,73
TiO ₂ nano kaplama	12	247,91	386,10	333,68±45,33

One-way ANOVA Test * $p < 0.05$



Şekil 4-20: Kontrol ve deney gruplarının ortalama tutuculuk ve standart sapma değerlerinin (N) grafik görünümü

Gruplar arasında tutuculuk değerleri ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğu ($p < 0.05$) belirlenmiştir (Tablo 4-5). Anlamlılığın hangi gruplar arasında ve hangi istatistik değerlerde oluştuğunun saptanması için yapılan 2'li karşılaştırmalar sonucunda; kumlama işlemi uygulanan grubun tutuculuk değerleri

ortalaması, kontrol grubu ve diğer tüm deney gruplarından istatistiksel olarak çok ileri derecede anlamlı düzeyde yüksek olduğu ($p<0.001$) saptanmıştır. H_2O_2 ile etching işlemi uygulanan grubun tutuculuk değerleri ortalaması; kontrol ve sol-jel yöntemiyle TiO_2 nano kaplama işlemleri uygulanan gruplardan istatistiksel olarak çok ileri derecede anlamlı düzeyde yüksek olduğu ($p<0.001$), CMP işlemi uygulanan gruptan ise istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı düzeyde yüksek olduğu ($p<0.01$) belirlenmiştir. Atmosferik plazma işlemi uygulanan grubun tutuculuk değerleri ortalaması, sol-jel yöntemiyle TiO_2 nano kaplama işlemi uygulanan gruptan istatistiksel olarak çok ileri derecede anlamlı düzeyde yüksek olduğu ($p<0.001$), kontrol grubundan istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı düzeyde yüksek olduğu ($p<0.01$) saptanmıştır. CMP işlemi uygulanan grubun tutuculuk değerleri ortalaması, sol-jel yöntemiyle TiO_2 nano kaplama işlemi uygulanan gruptan istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı düzeyde yüksek olduğu ($p<0.01$) saptanmıştır. Diğer gruplar arasında tutuculuk değerleri ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık oluşmadığı ($p>0.05$) belirlenmiştir (Tablo 4-6).

Tablo 4-5: Kontrol ve deney gruplarının tutuculuk değerleri için one-way ANOVA test sonuçları

	Sum of Squares (SS)	df	Mean Square (MS)	F	p
Between Groups	1886650,842	5	377330,168	143,291	0,000
Within Groups	173798,961	66	2633,318		
Total	2060449,803	71			

* $p<0.05$

Tablo 4-6: Kontrol ve deney gruplarının tutuculuk değerlerinin post hoc değerlendirilmesi

		Tutuculuk
		p
Kontrol	Kumlama	0,000
	H ₂ O ₂ ile Etching	0,000
	Atmosferik Plazma	0,002
	CMP	0,759
	TiO ₂ Nano Kaplama	0,194
Kumlama	H ₂ O ₂ ile Etching	0,000
	Atmosferik Plazma	0,000
	CMP	0,000
	TiO ₂ Nano Kaplama	0,000
H ₂ O ₂ ile Etching	Atmosferik Plazma	0,856
	CMP	0,004
	TiO ₂ Nano Kaplama	0,000
Atmosferik Plazma	CMP	0,097
	TiO ₂ Nano Kaplama	0,000
CMP	TiO ₂ Nano Kaplama	0,006

Tukey HSD Test

p: Anlamlılık değeri.

p<0,001: Çok ileri derecede anlamlı, p<0,01: İleri derecede anlamlı. p<0,05: Anlamlı.

p>0,05: Anlamlı değil

4.4. Abutment-Kuron Arasındaki Siman Ayrılma Tipleri Bulguları

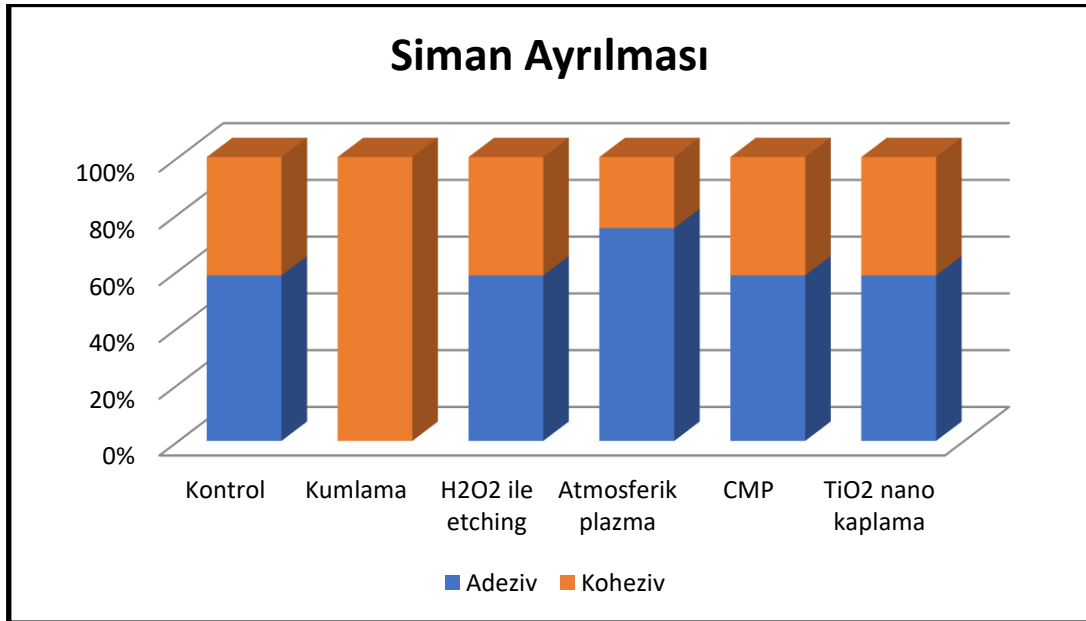
Kontrol grubu ve H₂O₂ ile etching, atmosferik plazma, CMP, sol-jel yöntemiyle TiO₂ nano kaplama işlemleri uygulanan gruplarda adeziv tip ayrılma (Şekil 4-22); kumlama işlemi uygulanan grupta koheziv tip ayrılma (Şekil 4-23) saptanmıştır.

Gruplar arasında abutmen-kuron arasındaki ayrılma tipi açısından istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı farklılık olduğu belirlenmiştir ($p<0.05$). Kumlama işlemi uygulanan grubun tamamında koheziv tip ayrılma (% 100) saptanmış olup, bu oran kontrol grubu ve diğer tüm deney gruplarından anlamlı düzeyde yüksek saptanmıştır ($p<0.05$). Kontrol grubu ve H_2O_2 ile etching, atmosferik plazma, CMP, sol-jel yöntemiyle TiO_2 nano kaplama işlemleri uygulanan gruplar arasında abutment-kuron arasındaki ayrılma tipi açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık oluşmadığı belirlenmiştir ($p>0.05$) (Tablo 4-7, Şekil 4-21).

Tablo 4-7: Kontrol ve deney gruplarının abutment-kuron arasındaki siman ayrılma tipi açısından değerlendirilmesi

Siman Ayrılması		Kontrol	Kumlama	H_2O_2 ile etching	Atmosferik Plazma	CMP	TiO_2 nano kaplama	Toplam
Adeziv	n	7	0	7	9	7	7	37
	%	58,3	0	58,3	75	58,3	58,3	51,4
Koheziv	n	5	12	5	3	5	5	35
	%	41,7	100	41,7	25	41,7	41,7	48,6

$p:0.006; p<0.05$



Şekil 4-21: Kontrol ve deney gruplarının abutment-kuron arasındaki siman ayrılma tipi açısından değerlendirilmesi



Şekil 4-22: Abutment ile kuron arasındaki adeziv tip ayrılma görüntüsü



Şekil 4-23: Abutment ile kuron arasındaki koheziv tip ayrılma görüntüsü

5. TARTIŞMA

İmplant destekli sabit protezlerin retansiyonu, implant üzerinde yer alan abutment ile siman arasında güçlü bağlantı gerektirir. Bu etki abutmentı oluşturan titanyumun yüzey özelliklerine, kullanılacak simanın özelliklerine, kompozisyonuna ve adezyon kabiliyetine bağlıdır²². Bu tez çalışmamızda; farklı yüzey işlemleri uygulanan titanyum abutment yüzeylerinin pürüzlülük değerleri ve abutment yüzeyleri ile kuron arasındaki tutuculuk değerlerinin belirlenmesi amaçlanmıştır.

Tam dişsiz, kısmi dişsiz ve tek diş eksikliklerinde uygulanan implant destekli protezlerin; başarı oranı yüksek, sonuçları öngörülebilir tedavi şekli olduğu bildirilmektedir¹. İmplant destekli protezler implanta bağlanma mekanizmalarına göre vida tutuculuğu ya da siman tutuculuğu olmak üzere 2 yöntemle uygulanmaktadır².

Protezin siman ya da vida tutuculu olması kararı, temel olarak klinisyenin tercihine bağlıdır¹⁰⁸. Klinisyenlerin, implant destekli protezlerde, daha yüksek oranda vida tutuculuğu yerine siman tutuculuğunu tercih ettikleri bildirmektedirler^{4,188}. Retansiyon yöntemlerinin, diğerine üstünlüğü konusunda herhangi bir fikir birliği bulunmamasına rağmen; siman tutuculu implant destekli protez uygulamaları, daha düşük komplikasyon oranı ve üst yapı seramiğinde daha yüksek kırılma dayanımı oluşturmaları nedenleriyle daha çok tercih edilmektedir^{108,136,188,339,340}.

Vida tutuculu implant destekli protezlerde oklüzal yüzeydeki vida ve vida giriş delikleri olumsuz estetik görünüme, oklüzal yüzey kontürlerinin bozulmasına neden olmaktadır. Ayrıca vida giriş deliği, genel olarak oklüzal tablanın yarısından fazlasını kapladığından ideal oklüzal temasların oluşturulması da mümkün olmayabilir¹⁰³. Siman tutuculu implant destekli sabit protezlerde, oklüzal yüzeyde vida giriş deliği bulunmadığından ideal ve stabil oklüzal temaslar daha iyi oluşturulabilmektedir^{4,95,97,105}. Siman tutuculu implant destekli protezlerin, vida tutuculu protezlere göre pasif uyumu sağlamada da daha başarılı olduğu da bildirilmektedir^{97,105,107,125-127}.

Bu nedenlerden dolayı; çalışmamızda siman tutuculu abutment uygulamalarında, abutment ile siman tutuculu protezler arasındaki tutuculuk bulguları değerlendirilmiş ve karşılaştırılmıştır.

5.1. Gereç ve Yöntemin Tartışılması

5.1.1. Abutment Yüksekliği ve Genişliği

Siman tutuculu implant destekli sabit protezlerin başarısı büyük oranda; protezin retansiyon ve stabilitesine bağlıdır¹³. Protez, abutment ya da doğal dişe simante edilirken oluşacak tutuculuk değerlerini etkileyen birçok faktör vardır¹⁷². Abutmentların tutuculuk değerlerini etkileyen faktörler abutment preperasyonu, abutment-taper açısı, abutmentin yüzey alanı, yüksekliği, yüzey pürüzlülüğü ve siman seçimidir^{3,97}.

Uzun abutmentların, kısa abutmentlara göre daha fazla retansiyon sağladığı bilinmektedir^{174,175}. Al Hamad ve ark.¹⁷³ 2011 yılında yayınladıkları çalışmada; abutment yüksekliği, yüzey pürüzlülüğü ve siman tipinin, siman tutuculu implant destekli protezlerde tutuculuk değerlerine etkisini incelemişlerdir. Abutment boyları 4 mm ve 6 mm olarak seçilmiştir. Örnekler hem geçici simanla hem de daimi simanla yapıştırılmıştır. Çalışma sonucunda; tutuculuk değerlerinin siman tipi, abutment yüksekliği ve yüzey pürüzlülüğünden etkilendiği belirtilmiştir. Daimi siman kullanılan grupta, abutment yüksekliğinin artması ile tutuculuk değerlerinin de arttığı bildirilmektedir. Saleh Saber ve ark.³³⁵ 2012 yılında yayınladıkları çalışmada; geniş ve dar çaplarda hazırlanmış implant abutmentlarında, siman tutuculu implant destekli protezlerde abutment yüksekliğinin tutuculuğa etkisini incelemişlerdir. Çalışmada abutment yükseklikleri 2, 3, 4, 5 mm olarak seçilmiştir. Araştırmacılar hem dar hem de geniş abutmentlarda yükseklik arttıkça tutuculuğun da arttığını belirtmişlerdir.

Cano-Batalla ve ark.¹⁸⁹ 2012 yılında; siman tutuculu implant destekli protezlerde abutment yüksekliği, siman tipi ve yüzey pürüzlülüğünün tutuculuğa etkisini inceledikleri çalışmada; abutment yüksekliği 4, 5, 6 mm olarak seçilmiştir. 6 mm yüksekliğindeki abutmentlarda tutuculuk değerlerinin, 4 mm yüksekliğe sahip abutmentların tutuculuk değerlerine göre daha fazla olduğunu, ancak 4 mm ile 5 mm ya da 5 mm ile 6 mm abutment yükseklikleri arasında, tutuculuk değerleri açısından anlamlı farklılık oluşmadığını bildirmişlerdir. Araştırmacılar ayrıca rezin siman veya çinko oksit öjenol siman ile simante edilen gruplarda tutuculuk değerinin abutment yüksekliğinden de etkilendiğini belirtmişlerdir.

Chee ve Jivraj¹⁰⁴ ve Kaufman ve ark.¹¹⁰ siman tutuculu implant destekli protezlerde yeterli tutuculuk elde edebilmek için olması gereken minimum abutment yüksekliğini 5 mm olarak bildirmişlerdir. Eğer sınırlı kretler arası mesafe nedeniyle

abutment yüksekliği 4 mm'den az ise, siman tutuculu protezlerin retansiyon ve stabilitesinin olumsuz etkilenebildiğini belirtmişlerdir^{97,176}. Bu nedenlerle; çalışmamızda 5 mm boyunda abutmentların kullanımı tercih edilmiştir.

Abutmentin çapı arttıkça kuron ile abutment arasındaki tutuculuk değerleri de orantılı olarak artış göstermektedir. Abutment çapındaki artış, abutment yüksekliğindeki artışla kıyaslandığında yüzey alanında daha fazla artış oluşturur ve bu nedenle; abutment ile kuron arasındaki tutuculuk değerlerinin artmasında abutment genişliği abutment yüksekliğinden daha önemli bir faktör olduğu bildirilmektedir³⁴¹.

Tez çalışmamızda, 4 mm çapında abutmentların kullanımı tercih edilmiştir.

5.1.2. Siman Aralığı

Siman aralığı, protezin dayanağa pasif olarak oturmasına izin verecek kadar geniş, ancak protez ile dayanak arasında aşırı siman kalınlığı oluşturmayacak kadar dar olmalıdır³⁴². 1980'li yıllarda Grajower ve Lewinstein³⁴³ döküm restorasyonlarında; 30 µm siman kalınlığı ve 20 µm da mum modelajın distorsiyonunu karşılamak için ideal siman aralığının toplamda 50 µm olması gerektiğini bildirmişlerdir.

2000'li yıllarda CAD/CAM sistemlerinin gelişmesiyle birlikte hem döküme bağlı oluşabilecek problemlerin üstesinden gelinmiş, hem de protez ile dayanak arasında tüm bölgelerde eşit kalınlıkta siman aralığı oluşturabilme olanağı gündeme gelmiştir. Literatürde ideal siman aralığı 20-40 µm olarak bildirilmektedir³⁴⁴. Siman aralığının dayanak ile protez arasındaki tüm bölgelerde eşit kalınlıkta olması gerektiği de bildirilmektedir³⁴⁵. Selektif lazer sinterleme/eritme sistemleri ile eşit siman aralık değerine sahip standart implant üstü metal alt yapıların elde edilmesi mümkün olabilmektedir.

Amerikan Diş Hekimleri Birliği'nin (American Dental Association, ADA) 96 no.lu spesifikasyonuna göre de ideal siman aralığının 20 µm olması gerektiği bildirilmiştir¹¹⁶. Bu nedenlerle; ADA'nın 96 no.lu spesifikasyonuna uymak ve çalışmamızda elde edilen bulguları, diğer çalışmaların bulgularıyla karşılaştırmak için; çalışmamızda lazer sinterleme yöntemi ile metal alt yapıların üretimi sırasında 20 µm siman aralığı oluşturulmuştur.

5.1.3. Lazer Sinterleme Yöntemi

Diş destekli ya da implant destekli, sabit protezlerde alt yapı üretiminde geleneksel kayıp mum tekniği, CAD/CAM, seçici lazer sinterleme yöntemleri

kullanılmaktadır⁷³. Temel olarak lazer sinterleme yönteminin esası CAD-CAM sistemidir⁷⁶.

Lazer sinterleme yöntemleri ile revetmana alma, döküm gibi işlemler ortadan kalktığından üretim süresi kısalmakta⁸⁴⁻⁸⁶ ve döküm hataları da büyük oranda önlenerek dayanıklılığı yüksek yapılar elde edilebilmektedir⁸⁰. Ayrıca bu sistem ile üretilen metal alt yapılar ile yüksek homojenite, mükemmel uyum ve standardizasyon sağlanmaktadır⁸³.

Çalışmamızda standardizasyonu sağlamak amacıyla; abutment yüzeylerine simante edilecek tüm kuronların üretiminde lazer sinterleme yöntemi kullanılmıştır. Kuronların oklüzal yüzeylerinde çekme testinde kullanılmak amacıyla halka şeklinde yapılar oluşturulmuştur. Çekme testi sırasında uygulanacak kuvvetlere dayanabilmesi için Universal Test cihazının üst tablasında 2 mm çapında paslanmaz çelik tel kullanılması gerektiği firma (Esetron Smart Robotechnologies) tarafından bildirilmiştir. Bu nedenlerle; 2 mm çapındaki paslanmaz çelik telin rahatça geçebilmesi amacıyla kuron tasarımı sırasında oklüzal yüzeyde oluşturulan halkanın çapı 2.2 mm olarak oluşturulmuştur.

5.1.4. Siman

Literatürde restorasyon ile abutment arasında farklı özelliklere sahip simanlar kullanılarak bağlanma dayanımının incelendiği birçok çalışma mevcuttur^{3,334,346}.

Farklı simanların; abutment ile restorasyon arasındaki tutuculuk değerlerine etkilerinin incelendiği çalışmalarda; rezin simanların, geleneksel simanlar ile benzer ya da daha iyi tutuculuk değerleri oluşturduğu bildirilmiştir^{200,280}.

Dudley ve ark.²⁸⁰ 2008 yılında yayınladıkları çalışmada; implant destekli sabit protezlerin simantasyonunda rezin simanların tercih edilmesi gerektiğini bildirmişlerdir.

Fonseca ve ark.¹⁹² 2009 yılında yayınladıkları çalışmada; titanyum ve Cr-Ni yüzeyleri ile 2 farklı rezin siman arasındaki bağlanma dayanım değerlerini incelemişlerdir. Araştırmacılar titanyum ve Cr-Ni yüzeylerine 2 farklı rezin siman ve 2 farklı rezin siman + simana özgü metal primeri uygulamışlardır. Çalışma sonucunda titanyum ve Cr-Ni yüzeylerine en iyi bağlanma dayanımı oluşturan simanın Panavia F siman olduğunu; titanyum ve Cr-Ni yüzeylerine metal primeri uygulamasının rezin simanın bağlanma dayanımı değerlerini arttırmadığını bildirmişlerdir.

Francescantonio ve ark.³⁴⁷ 2012 yılında yayınladıkları çalışmalarında; titanyum yüzeyleri ile siman arasındaki bağlanma dayanımı değerlerine, 5 farklı rezin simanın ve

rezin simanlara ait 4 farklı metal primerin etkisini değerlendirmişlerdir. Metal primeri uygulanmadan rezin siman ile simantasyon işlemi yapılan grupta Panavia F2.0 rezin simanının, diğer simanlardan daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri oluşturduğunu ve Panavia F2.0 rezin simanı uygulamasından önce metal primeri kullanılmasının bağlanma dayanımı değerlerini etkilemediğini bildirmişlerdir.

Özcan ve ark.¹⁸⁵ 2012 yılında yayınladıkları çalışmalarında; yüzey işlemleri uygulanmış titanyum yüzeyi ile 2 farklı rezin siman arasındaki bağlanma dayanımını değerlendirmişler ve Panavia F simanının en yüksek bağlanma dayanım değerlerini oluşturduğunu belirtmişlerdir.

Panavia F simanı içeriğindeki MDP, yüksek oranda doldurucu ve Bis-GMA ile çapraz bağlanması gibi özellikleri nedenleriyle, termal siklustan daha az etkilendiği bildirilmiştir^{348,349}. Ayrıca, Panavia F simanının içeriğinde bulunan fosfat ester grubunun yüzeyde bulunan metal oksitlere direkt bağlandığının düşünüldüğünü belirtmişlerdir¹⁸².

Metal primeri; VBATDT (monomer 6-(4-vinilbenzil-n-propil) amino-1,3,5-triazin-2,4-ditiyol) ve MDP fonksiyonel monomerlerine sahiptir. VBATDT monomerlerinin; altın, gümüş, palladyum, platin gibi bazı metallere karşı afinite gösterdiği, ancak titanyumun VBATDT monomerleri ile arasında etkileşim oluşmadığı bildirilmiştir. Hem metal primeri hem de Panavia F2.0 resin simanı, MDP monomeri içermektedir. Bu nedenlerle Panavia F2.0 rezin simanının metal primeri kullanılmadan titanyum yüzeyine uygulanmasının yüksek bağlanma dayanımı değerleri elde edilmesinde yeterli olduğu bildirilmiştir³⁴⁷.

Çalışmamızda da bu nedenlerle; yüzey işlemi uygulanmış titanyum abutment yüzeylerine metal primeri uygulaması yapılmadan, Panavia F2.0 rezin siman ile kuronlar simante edilmiş ve tutuculuk değerleri belirlenmiştir.

Abutment yüzeyi ile kuron arasındaki tutuculuk değerlerinin incelendiği çalışmalarda standardizasyonun sağlanması amacıyla simantasyon aşamasında örnekler sabit yük altında farklı sürelerde bekletilmiştir. ADA 96 no.lu spesifikasyona göre simantasyon sırasında kuronun uzun aksı boyunca 10 dk süre ile 5 kg'lık kuvvet uygulanması gerektiği bildirilmektedir¹¹⁶. Abutment yüzeyi ile kuron arasındaki tutuculuk değerlerinin incelendiği çalışmalarda^{189,211,213,332,333} kuronlar abutment üzerine genellikle parmak basıncıyla yerleştirildikten sonra 5 kg yük altında 10 dk süre ile bekletildiği bildirilmektedir.

Çalışmamızda; rezin siman, kuronların iç yüzüne uygulandıktan sonra kuronlar abutmentların üzerine aynı kişi tarafından parmak basıncı ile yerleştirilmiş ve ADA 96 no.lu spesifikasyonuna uygun olarak 10 dk süresince, 5 kg kuvvet uygulanması hazırlanan düzeneğe ile sağlanmıştır.

5.1.5. Termal Siklus İşlemi

ISO; örnekleri suda bekletme işlemleri için 3 alternatif yöntem önermektedir.

1) Örneklerin 37°C distile suda 24 saat süre ile bekletilmesi

2) 37°C distile suda 24 saat süre ile bekletme ve devamında termal siklus işlemi uygulaması

3) 37°C distile suda 6 ay süre ile bekletilmesi³¹⁵.

Ağız ortamı nemli olduğu için simanın bağlanma dayanımının değerlendirildiği in vitro çalışmalarda siman sertleşme reaksiyonunun nemli ortamda gerçekleşmesi gerektiği bildirilmektedir³⁵⁰.

Literatürde simanın bağlanma dayanımının değerlendirildiği çalışmalarda Akın ve ark.²¹⁶, Varalakshmi Reddy ve ark.³³⁶, Campos ve ark.²¹⁵, Kim ve ark.⁶, Saber ve ark.³³⁵, El-Helbawy ve ark.²⁶⁰, Carnaggio ve ark.³³⁷, Cano-Batalla ve ark.¹⁸⁹ çalışmada kullanılan örnekleri test öncesi 37°C’de 24 saat süre ile distile suda, Sadig ve ark.²¹³ 37°C’de 1 hafta süre ile distile suda, Sahu ve ark.⁷ 37°C’de 48 saat süre ile distile suda beklettiklerini bildirmişlerdir.

İn vitro çalışmalarda, ağız ortamını taklit edebilmek için, termal siklus işleminden yararlanılmaktadır³³⁸. Termal siklus işlemi restorasyonların yaşlandırılması ve malzemelerin yorulmasının sağlanması amacıyla uygulanmaktadır³⁵¹. ISO TR 11450; yapay yaşlandırma için, termal siklus işleminin 5°C ve 55°C sıcaklıklarındaki su banyolarında 500 siklus uygulanmasının yeterli olduğu belirtilmektedir³¹⁵. Gale ve Darvell³⁰⁵ 10.000 devir termal siklusun in vivo koşullarda yaklaşık olarak 1 yıla denk geldiğini ve 500 devrin uzun dönemde bağlanma işleminin değerlendirilmesi için yetersiz olduğunu belirtmişlerdir.

Rismanchian ve ark.²¹⁴ simantasyon sonrası örneklere 5°C ve 55°C sıcaklıkta 5.000 döngü termal siklus işlemi uyguladıklarını; Fonseca ve ark.¹⁷, Kurt ve ark.²¹¹, örneklerin simante edilme sonrasında 37°C’de 24 saat süre ile distile suda bekletildikten

sonra 5°C ve 55°C sıcaklıkta 5.000 döngü termal siklus işlemi uygulandığını bildirmişlerdir. Al Hamad ve ark.¹⁷³, simantasyon işlemi sonrası örnekler 37°C’de 24 saat süre ile distile suda bekletildikten sonra 5°C ve 56°C sıcaklıkta 1.000 döngü termal siklus işlemi uygulandığını; Özcan ve ark.¹⁸⁵ örneklere 5°C ve 55°C sıcaklıkta 6.000 döngü termal siklus işlemi uygulamasını takiben 37°C’de distile suda 30 gün bekletildiğini bildirmişlerdir.

Çalışmamızda simantasyon işlemi sonrası örnekler 37°C distile suda 24 saat süre ile bekletildikten sonra 5°C ve 55°C sıcaklıkta, 30 sn distile su banyosunda bekleme süresi ile 5.000 döngü termal siklus işlemi uygulanmıştır.

5.1.6. Çekme Testi

Çekme testi; simanın, seramik ve metal alaşımlarına bağlanma dayanımının ölçülmesi amacıyla uygulanmaktadır³²³. Çekme testi sırasında oluşan stresler daha homojendir^{326,327}.

Çekme testinde başlık hızının, bağlanma dayanımı değerlerine etkisini değerlendiren çalışmalar az sayıdadır ve bu çalışmalarda da çelişkili sonuçlar olduğu bildirilmektedir^{327,352,353}. Takemori ve ark.³⁵³ başlık hızının, bağlanma dayanımına etkisini değerlendirmişler ve 0.5 mm/dk ile 5.0 mm/dk arasında değişen başlık hızında, bağlanma dayanım değerlerinde farklılık oluşmadığını bildirmişlerdir. Oshida ve ark.³⁵² ise 5.0 mm/dk ve 10.0 mm/dk başlık hızında, 0.1, 0.5, 1.0 mm/dk başlık hızına göre daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri elde edildiğini bildirmişlerdir.

Literatürde bu konu ile ilgili yapılmış çalışmalarda Kurt ve ark.²¹¹, Al Hamad ve ark.¹⁷³, Judgev ve ark.²¹², Mansour ve ark.³⁵⁴, Sahu ve ark.⁷, Kim ve ark.⁶ örneklere 5 mm/dk başlık hızında çekme testi uyguladıklarını belirtmişlerdir.

Çalışmamız sonuçlarını; benzer çalışmalarla karşılaştırmak amacıyla, çalışmamız için hazırlanan örneklere Universal Test cihazında 5 mm/dk başlık hızında çekme testi uygulanmıştır.

5.2. Bulguların Tartışılması

5.2.1. Yüzey Pürüzlülüğü ve Tutuculuk Değerleri

5.2.1.1. Kumlama işlemi

Dental implant abutmentlarına uygulanan farklı yüzey işlemlerine odaklanmış çalışmalarda, abutment yüzeylerine sıklıkla kumlama işleminin uygulandığı bildirilmektedir¹⁹⁹⁻²⁰¹.

Kumlama işlemi uygulamasıyla alaşım yüzeyinde mikroretantif topografya elde edilerek alaşımın yüzey alanının^{193,205} ve ıslanabilirliğinin²⁰⁵ arttığı bildirilmektedir. Yüzeyin Al_2O_3 partikülleri ile kumlanmasından sonra rezin siman uygulanması ile iyi bir adezyon elde edildiği belirtilmiştir²⁰¹. Fakat kumlama işleminden kaynaklanan metal alt yapının distorsiyonu bu yüzey işleminin önemli dezavantajıdır²⁰⁷.

Abi-Rached ve ark.¹⁹⁶ 2012 yılında yayınladıkları çalışmada; 240 adet saf titanyum disk yüzeylerine: a) 50 μm partikül büyüklüğünde Al_2O_3 ile kumlama işlemi, b) 120 μm partikül büyüklüğünde Al_2O_3 ile kumlama işlemi, c) 250 μm partikül büyüklüğünde Al_2O_3 ile kumlama işlemi uygulamışlardır. 5.000 döngü termal siklus işlemi uygulama sonrası disk yüzeyleri ile rezin siman ve rezin modifiye cam iyonomer siman arasındaki bağlanma dayanımını değerlendirmişlerdir. Araştırmacılar çalışmanın verilerine göre; titanyum yüzey ile rezin siman ve rezin modifiye cam iyonomer siman arasındaki bağlanma dayanım değerlerinin, 120 μm partikül büyüklüğünde Al_2O_3 ile kumlama işlemi uygulanan grupta daha yüksek saptandığını bildirilmişlerdir.

Kurt ve ark.²¹⁶ 2012 yılında yayınladıkları çalışmalarında; titanyum yüzeyi ile rezin siman arasındaki bağlanma dayanımına, kumlama işleminin ve farklı tipte lazer ışınlarının etkisini araştırmışlardır. Titanyum disk yüzeylerine 120 μm partikül büyüklüğünde Al_2O_3 ile kumlama işlemi, Nd:YAG ve Er:YAG lazer ışını uygulamışlardır. Kumlama işlemi uygulanan grupta; titanyum ile rezin siman arasındaki bağlanma dayanımı değerlerinin yüzey işlemi uygulanmayan kontrol grubundan daha az saptandığı bildirilmiştir.

Ateş ve ark.²⁴ 2017 yılında yayınladıkları çalışmada; 60 titanyum disk yüzeyine 125 μm partikül büyüklüğünde Al_2O_3 ile kumlama işlemi, elmas frezle pürüzlendirme işlemi, ultrafast fiber lazer işlemi, resorbable blast media işlemi, bakır ile elektro erozyon işlemi uygulamışlardır. Çalışmada yüzey işlemleri uygulanmış titanyum disk yüzeyleri ile rezin siman arasındaki bağlanma dayanımı değerlendirilmiş ve 125 μm partikül büyüklüğünde Al_2O_3 ile kumlama işlemi uygulanan grubun bağlanma dayanım

değerlerinin; elmas frezle pürüzlendirme işlemi, resorbable blast media işlemi, bakır ile elektro erozyon işlemleri uygulanan gruplardan daha yüksek saptandığını belirtmişlerdir.

Elsaka²⁰⁹ 2013 yılında yayınladığı çalışmada; 180 adet saf titanyum disk uygulanan yüzey işlemlerine göre 5 gruba ayrılmıştır. Grup 1: Kontrol grubu, Grup 2: 110 µm partikül büyüklüğünde Al₂O₃ ile kumlama işlemi uygulanan grup, Grup 3: 15 dk süre ile metanol-hidroklorik asit-demir klorür karışımı ile etching işlemi uygulanan grup, Grup 4: 30 dk süre ile metanol-hidroklorik asit-demir klorür karışımı ile etching işlemi uygulanan grup, Grup 5: 60 dk süre ile metanol-hidroklorik asit-demir klorür karışımı ile etching işlemi uygulanan gruptur. Araştırmacılar kullanılan örneklerin ½'sini 24 saat distile suda bekletmişler, örneklerin diğer ½'sine 10.000 döngü termal siklus işlemi uygulamışlardır. Çalışmada yüzey işlemleri uygulanmış disk ile 2 farklı rezin siman arasındaki bağlanma dayanımını ve bağlanma dayanımına termal siklus işleminin etkisini değerlendirmişlerdir. 110 µm partikül büyüklüğünde Al₂O₃ ile kumlama işlemi uygulanan grubun; 30 dk ve 60 dk sürelerinde metanol-hidroklorik asit-demir klorür karışımı ile etching işlemi uygulanan gruplardan sonra en yüksek bağlanma dayanım değerleri gösterdiğini ve disk ile rezin siman arasındaki bağlanma dayanım değerlerinin siman tipi, yüzey işlemi ve termal siklus işleminden etkilendiğini bildirmişlerdir.

Sahu ve ark.⁷ 2014 yılında yayınladıkları çalışmada; titanyum abutment yüzeyine uyguladıkları işlemlerin, polimerik implant simanı ile simante edilen implant-destekli sabit protezlerin tutuculuğuna etkisini araştırmışlardır. 30 adet abutment 3 gruba ayrılmıştır: 1. Grup: Abutment yüzeylerine işlem uygulanmamış, 2. Grup: Abutment yüzeyleri prepare edilerek 20° taper açısı oluşturulmuş, 3. Grup: 20° taper açısı oluşturulmuş abutment yüzeylerine 110 µm partikül büyüklüğünde Al₂O₃ ile kumlama işlemi uygulanmıştır. 110 µm partikül büyüklüğünde Al₂O₃ ile kumlama işlemi uygulanan grupta elde edilen tutuculuk değerleri ortalamasının, diğer tüm gruplardan istatistiksel olarak daha yüksek saptandığını bildirmişlerdir. Ayrıca 110 µm partikül büyüklüğünde Al₂O₃ ile kumlama işleminin tutuculuğu arttırmada etkili bir yöntem olduğunu rapor etmişlerdir.

Şeker ve ark.²¹⁰ 2015 yılında yayınladıkları çalışmada; Ti-6Al-4V alaşımı ile self-adeziv rezin siman arasındaki bağlanma dayanımına, farklı yüzey işlemlerinin etkisini araştırmışlardır. 60 titanyum disk 5 gruba ayrılmıştır: a) Yüzey işlemi uygulanmayan grup, b) 110 µm partikül büyüklüğünde Al₂O₃ ile kumlama işlemi uygulanan grup, c) Tribokimyasal kaplama işlemi uygulanan grup, d) Tungsten karbür frezle pürüzlendirme

işlemi uygulanan grup, e) Atmosferik plazma işlemi uygulanan grup. Disk yüzeylerine self-adeziv rezin siman uygulandıktan sonra bağlanma dayanımı testi yapılmıştır. 110 µm partikül büyüklüğünde Al₂O₃ ile kumlama işlemi uygulanan grubun bağlanma dayanım değerlerinin, kontrol ve atmosferik plazma işlemleri uygulanan gruplardan daha yüksek saptandığı bildirilmiştir.

Literatürde^{24,185,189,196,211,216,260,355} kumlama yüzey işleminin genellikle 10 mm mesafeden, 10 sn süre ile uygulandığı bildirilmektedir. Bu nedenle de çalışmamızda; kumlama işlemi 2.5 atmosfer basınç altında, 110 µm partikül büyüklüğündeki Al₂O₃ ile 10 mm mesafeden, 10 sn süre ile uygulanmıştır. Kumlama işleminden sonra örnek yüzeylerinin kumlama işlemi artıklarından temizlenmesi amacıyla Aljadi³⁵⁶'nin yapmış olduğu çalışma referans alınarak 5 sn süre ile buhar işlemi uygulanmış ve 10 sn süreyle hava ile standart koşullarda kurutulmuştur.

Çalışmamızda abutment yüzeyine 110 µm partikül büyüklüğünde Al₂O₃ ile kumlama işlemi uygulamasının, diğer yüzey işlemlerine göre kuron tutuculuğunu çok ileri derecede anlamlı düzeyde arttırdığı saptanmıştır (p<0.001).

Elsaka²⁰⁹ 2013 yılında yayınladığı çalışmada; titanyum disk yüzeylerine uyguladığı 110 µm partikül büyüklüğünde Al₂O₃ ile kumlama işleminin; kontrol grubu ve 15 dk, 30 dk, 60 dk sürelerinde metanol-hidroklorik asit-demir klorür karışımı ile etching işlemi uygulanan deney gruplarına kıyasla titanyum yüzeyinde daha fazla pürüzlülük oluşturduğunu bildirmiştir.

Şeker ve ark.²¹⁰ 2015 yılında yayınlanan çalışmada; Ti-6Al-4V disk yüzeylerine 110 µm partikül büyüklüğünde Al₂O₃ ile kumlama işlemi uygulamasının yüzey pürüzlülüğünü kontrol grubuna göre anlamlı olarak arttırdığını belirtmişlerdir.

Ateş ve ark.²⁴ 2017 yılında yayınlanan çalışmada; 60 adet saf titanyum disk yüzeylerine 125 µm partikül büyüklüğünde Al₂O₃ ile kumlama işlemi uygulamasının; kontrol grubu ve elmas frezle pürüzlendirme, resorbable blast media, bakır ile elektro erozyon işlemleri uygulanan deney gruplarına göre yüzey pürüzlülüğünü anlamlı olarak arttırdığını bildirmişlerdir.

Çalışmamızda abutment yüzeylerine kumlama işlemi uygulanan grupta elde edilen yüzey pürüzlülük değerleri, hidrojen peroksit ile etching, atmosferik plazma, sol-jel yöntemiyle titanyum dioksit nano kaplama işlemleri uygulanan deney gruplarına göre çok ileri derecede anlamlı düzeyde yüksek (p<0.001), kimyasal mekanik cilalama işlemi uygulanan gruba göre ileri derecede anlamlı düzeyde yüksek (p<0.01) ve kontrol grubuna

göre anlamlı düzeyde yüksek ($p<0.05$) saptanmıştır. Bu bulgumuza dayanarak yüzey pürüzlülüğünün artmasının, abutment ile siman arasında mekanik bağlanma sağladığını ve tutuculuk değerlerinin artmasında etkili olduğunu bildiren çalışmalara^{6,7,97,211} katılmaktayız.

5.2.1.2. Hidrojen Peroksit ile Etching İşlemi

Hidrojen peroksit ile etching işleminin titanyum yüzeyinde oksidasyon oluşturarak rezin ile bağlanma dayanımını arttırdığı bildirilmektedir²²⁰.

Yoshida ve ark.⁵ 2005 yılında yayınladıkları çalışmada; titanyum yüzeylerine hidrojen peroksit işlemi uygulamışlar ve rezin siman ile titanyum yüzeyleri arasındaki bağlanma dayanımını incelemişlerdir. Çalışmada kullanılan örnekler 3 gruba ayrılmış; a) Yüzey işlemi uygulanmayan grup, b) % 34,5 konsantrasyonda hidrojen peroksit ile etching işlemi uygulanan grup, c) % 34,5 konsantrasyonda hidrojen peroksit ile etching işlemi + halojen ışın uygulanan gruptur. Titanyum yüzeylerine yaklaşık 1 ml hidrojen peroksit uygulanmış ve uygulama süreleri 40 sn, 100 sn, 160 sn, 220 sn olarak seçilmiştir. Titanyum yüzeylerine siman uygulandıktan sonra, Universal Test cihazı ile titanyum yüzeyleri ile siman arasındaki bağlanma dayanımı değerlendirilmiştir. Simanın bağlanma dayanımı değerlerinin; tüm deney gruplarında kontrol grubuna göre arttığı bildirilmiştir. Titanyum yüzeylerine hidrojen peroksit ile etching işlemi + halojen ışın uygulanan grubun bağlanma dayanımı değerlerinin, sadece hidrojen peroksit ile etching işlemi uygulanan gruba göre daha yüksek saptandığı da bildirilmiştir. Ayrıca hidrojen peroksit ile etching işlemi uygulanan grupta; hidrojen peroksit uygulama süresi arttıkça ıslanabilirlik değerlerinin arttığı da bildirilmiştir.

Elsaka ve ark.²³⁸ 2013 yılında yayınladıkları çalışmada; uygulanan yüzey işlemlerine göre 280 adet titanyum disk 10 gruba ayrılmıştır: a) Kontrol grubu, b) 250 µm partikül büyüklüğünde kumlama işlemi uygulanan grup, c) 5 dk ve 10 dk süreyle metilen klorür ile etching işlemi uygulanan grup, d) 5 dk ve 10 dk süreyle % 10 ve % 30 konsantrasyonda hidrojen peroksit ile etching işlemi uygulanan grup, e) 5 dk ve 10 dk süreyle % 9 konsantrasyonda hidroflorik asit ile etching işlemi uygulanan grup. Çalışmada yüzey işlemi uygulanmış disk yüzeyleri ile rezin siman arasındaki bağlanma dayanımı değerleri ve disk yüzeylerinin pürüzlülük değerleri incelenmiştir. Araştırmacılar hidrojen peroksit ile etching işlemi uygulanan grupta her 2 konsantrasyonda da bağlanma dayanımı değerlerinin kontrol grubuna göre arttığını ve %

30 konsantrasyonda hidrojen peroksit uygulamasının, % 10 konsantrasyona göre bağlanma dayanımını daha fazla arttırdığını bildirmişlerdir.

Literatürde titanyum disk yüzeyine hidrojen peroksit ile etching işleminin uygulandığı ve titanyum yüzeyi ile siman arasındaki bağlanmanın değerlendirildiği çalışmalar^{5,238} mevcuttur. Abutment yüzeylerine hidrojen peroksit ile etching işleminin uygulandığı ve abutment ile krun arasındaki tutuculuğun değerlendirildiği çalışmalara literatürde rastlanmamıştır.

Çalışmamızda; abutment yüzeyine % 35 konsantrasyonda 30 dk süre ile hidrojen peroksit ile etching işlemi uygulanan grup, kumlama işlemi uygulanan gruptan sonra en yüksek tutuculuk değerleri oluşturan grup olarak belirlenmiştir. Hidrojen peroksit ile etching işlemi uygulanan grubun tutuculuk değerleri ortalaması; kontrol ve sol-jel yöntemiyle titanyum dioksit nano kaplama işlemleri uygulanan gruplardan çok ileri derecede anlamlı düzeyde yüksek olduğu ($p<0.001$), kimyasal mekanik cilalama işlemi uygulanan gruptan ise ileri derecede anlamlı düzeyde yüksek olduğu ($p<0.01$) belirlenmiştir. Hidrojen peroksit ile etching işlemi uygulanan grupta elde edilen tutuculuk değerleri ile atmosferik plazma işlemi uygulanan grupta elde edilen tutuculuk değerleri arasında anlamlı farklılık saptanmamıştır ($p>0.05$).

Çalışmamızın sonuçları; Yoshida ve ark.⁵ ve Elsaka ve ark.'nın²³⁸ hidrojen peroksit ile etching işlemi uygulamasının tutuculuk değerlerini arttırdığını bildirdikleri çalışmalarının sonuçlarıyla benzerlik göstermektedir. Çalışmamızda abutment yüzeylerine hidrojen peroksit 30 dk gibi uzun bir süre uygulanmıştır. Hidrojen peroksitin tutuculuk değerlerinin artmasında etkili olabilmesi için; gereken sürenin azaltılması amacıyla Yoshida ve ark.⁵'nin çalışmasında uygulanan halojen ışın kullanılarak ya da titanyum yüzeyi ile hidrojen peroksit arasındaki reaksiyonu hızlandırmaya yardımcı farklı cihazlar kullanılarak yeni çalışmaların yapılabileceği kanısındayız.

Nagassa²²⁷ 2008 yılında ve Daw²³⁹ 2013 yılında yayınlanan çalışmalarında; titanyum disk yüzeylerine % 30 konsantrasyonda hidrojen peroksit solüsyonunu farklı sürelerde uygulamışlar ve süre arttıkça pürüzlülük değerlerinin de arttığını bildirmişlerdir.

Elsaka ve ark.²³⁸ 2013 yılında yayınlanan çalışmada; hidrojen peroksitin farklı uygulama süreleri ve konsantrasyonda titanyum yüzeyinde oluşturduğu pürüzlülük değerlerinin, kontrol grubu ile anlamlı farklılık oluşturmadığını bildirmişlerdir.

Çalışmamızda hidrojen peroksit ile etching işlemi uygulanan grup ile kontrol grubu arasında yüzey pürüzlülüğü açısından anlamlı bir farklılık saptanmamıştır ($p>0.05$).

Literatürde, titanyum yüzeyine hidrojen peroksit uygulamasının yüzey ıslanabilirliğini arttırdığını bildiren çalışmalar^{5,29} mevcuttur. Bu verilere dayanarak; çalışmamızda hidrojen peroksit ile etching işlemi uygulanan grupta, düşük yüzey pürüzlülük değerlerine rağmen, hidrojen peroksit ile etching işlemi uygulamasının titanyum yüzeyinin ıslanabilirliğini arttırdığını ve çalışmamızda kullanılan simanın; abutment yüzeyi ile güçlü kimyasal bağlanma sağladığını, bu bağlanmanın da tutuculuk değerlerinin artmasında etkili olduğunu düşünmekteyiz.

Çalışmamızda titanyum abutment yüzeylerine uygulanan hidrojen peroksit ile etching işleminin kuron tutuculuğunu arttırmada etkili bir yöntem olduğu saptanmıştır. Hidrojen peroksit ile etching işlemi uygulanan grubun tutuculuk değerleri; kontrol grubu ve atmosferik plazma, kimyasal mekanik cilalama, sol-jel yöntemiyle titanyum dioksit nano kaplama işlemleri uygulanan gruplardan daha yüksek olduğu belirlenmiştir. Bu nedenle titanyum yüzeyine hidrojen peroksitin farklı konsantrasyonlarda, farklı sürelerde uygulandığı ve yüzey pürüzlülüğünün, ıslanabilirliğin ve tutuculuğun değerlendirildiği yeni çalışmalar yapılmasını önermekteyiz.

5.2.1.3. Atmosferik Plazma İşlemi

Atmosferik plazma işleminin, ıslanabilirliğin artmasına olanak sağladığı ve kimyasal olarak aktif bölgeler oluşturarak diğer moleküllerin bağlanmasını da kolaylaştırdığı bildirilmektedir^{252,257,259}.

Silva ve ark.²⁵⁷ 2011 yılında yayınladıkları çalışmada; titanyum ve Y-TZP yüzeylerine non-termal plazma işleminin etkisini araştırmışlar ve her 2 yüzeyde uygulama süresindeki artışa paralel olarak yüzey enerjisinin de arttığını bildirmişlerdir.

Cho ve ark.²⁵⁵ 2011 yılında, Han ve ark.²⁵⁹ 2012 yılında yayınladıkları çalışmalarda; seramik yüzeylerine uygulanan non-termal atmosferik plazma işleminin, bağlanma dayanım değerlerinin kontrol grubuna göre arttırdığını belirtmişlerdir.

Şeker ve ark.²¹⁰ 2015 yılında yayınladıkları çalışmada; titanyum disk yüzeylerine 110 µm partikül büyüklüğünde Al₂O₃ ile kumlama işlemi, tribokimyasal kaplama işlemi, frez ile pürüzlendirme işlemi ve atmosferik plazma cihazı ile 21 kHz frekans, 5 kV volt, 2 bar basınç, 5 m/dk işlem hızında, örnek yüzeylerinden 5 mm uzaklıkta, 5 sn süre ile

atmosferik plazma işlemi uygulamışlardır. Titanyum disk yüzeylerine self-adeziv resin siman uygulanmış ve polimerize edilmiştir. Araştırmacılar atmosferik plazma işleminin, bağlanma dayanımını, kontrol grubuna göre anlamlı olmamakla beraber bir miktar arttığını bildirmişlerdir.

El-Helbawy ve ark.²⁶⁰ 2016 yılında yayınladıkları çalışmada; titanyum implant abutment yüzeylerine, 50 µm partikül büyüklüğünde Al₂O₃ ile kumlama işlemi ve dielektrik bariyer deşarj cihazı ile 1 atmosfer basınç, 5x10⁻¹ torr oksijen basıncı ve 30 mA akım ile 30 dk boyunca oksijen plazma işlemi uygulamışlardır. Çalışmada hazırlanan kuronlar, yüzey işlemi uygulanmış abutment yüzeylerine öjenolsüz geçici siman ile simante edilmiş ve Universal Test cihazında çekme testi uygulanmıştır. Çalışma verilerine göre, kumlama ve oksijen plazma işlemlerinin kuron tutuculuğunu arttırdığı bildirilmektedir.

Çalışmamızda; atmosferik plazma işlemi uygulamasının abutment ile kuron arasındaki tutuculuk değerlerini, kontrol grubuna göre ileri derecede anlamlı düzeyde arttırdığı saptanmıştır (p<0.01). Ayrıca atmosferik plazma işlemi uygulanan grubun tutuculuk değerleri; kimyasal mekanik cilalama, sol-jel yöntemi ile titanyum dioksit nano kaplama işlemleri uygulanan gruplardan yüksek, fakat kumlama ve hidrojen peroksit ile etching işlemleri uygulanan gruplardan daha düşük olduğu belirlenmiştir.

El-Helbawy ve ark.²⁶⁰ 2016 yılında yayınladıkları çalışmada; oksijen plazma işlemi uygulanan grubun, yüzey pürüzlülük değerlerinin kontrol grubuna yakın değerlerde olduğunu bildirmişlerdir.

Şeker ve ark.²¹⁰ 2015 yılında yayınladıkları çalışmada; atmosferik plazma işlemi uygulanan grubun, yüzey pürüzlülük değerlerinin kontrol grubuna göre anlamlı olarak daha yüksek saptandığını bildirmişlerdir.

Çalışmamızda; abutment yüzeylerine atmosferik plazma işlemi uygulanan grubun abutment yüzey pürüzlülük değerleri ile kontrol grubu arasında anlamlı bir farklılık saptanmamıştır (p>0.05).

Atmosferik plazma işlemi uygulanan grupta; düşük yüzey pürüzlülüğüne rağmen, Vogelsang ve ark.³⁰'nın çalışma bulgularına dayanarak atmosferik plazma işlemi uygulamasının titanyum yüzeyini daha hidrofilik hale getirdiğini; Ozden ve ark.²⁵², Silva ve ark.²⁵⁷, Han ve ark.²⁵⁹'nin çalışmalarının bulgularına dayanarak ıslanabilirliği arttırdığını ve uyguladığımız yüzey işlemi ile kullanılan simanın güçlü kimyasal bağlanma sağlayarak tutuculuk değerlerinin artmasında etkili olduğunu düşünmekteyiz.

Bu durumun Foest ve ark.²⁴⁵ plazmanın, titanyumun yüzey enerjisini ve kimyasını yüksek konsantrasyonda reaktif O₂'lerin oluşması sonucu değiştirdiğini, ayrıca plazmanın yüzeyi temizleme özelliği ile simanın titanyum yüzeyine kimyasal olarak bağlanmasına da olanak sağladığını bildirdikleri çalışmaları ile açıklanabileceği kanısındayız.

Bu nedenlerle; titanyum yüzeyine kullandığımız atmosferik plazma işleminin farklı süre ve mesafeden uygulandığı, atmosferik plazma ve farklı gazların kullanıldığı ve farklı kuron materyalleri ile tutuculuğun değerlendirildiği yeni çalışmalar yapılmasını önermekteyiz.

5.2.1.4. Kimyasal Mekanik Cilalama İşlemi

Kimyasal mekanik cilalama işlemi, dental implant materyalinin biyouyumluluğunu ve korozyon direncini arttırmak amacıyla kullanılan yeni bir yöntemdir³⁵⁷. Kimyasal mekanik cilalama yönteminin genel olarak pürüzsüz yüzeyler oluşturmak için kullanıldığı, fakat kimyasal mekanik cilalama sıvısı içerisindeki parçacık boyutlarının ve pad materyalinin özelliklerinin değiştirilmesi ile örnek yüzeylerinde kontrollü pürüzlülüğün de elde edilebileceği bildirilmiştir³².

Özdemir ve ark.^{197,358} 2016 ve 2017 yılında yayınladıkları çalışmalarda; titanyum disk yüzeyleri ve dental implant yüzeylerine kimyasal mekanik cilalama işlemi uygulamışlar ve yüzey pürüzlülüğünü, yüzey topografisini, temas açısını ve hücre göçünü değerlendirmişlerdir. Araştırmacılar titanyum disk ve implant yüzeylerini 5 gruba ayırmışlardır: a) Yüzey işlemi uygulanmamış kontrol grubu b) Kimyasal mekanik cilalama işlemi uygulanan grup c) Kimyasal mekanik cilalama+% 3 ağırlıklı oksitleyici (hidrojen peroksit) işlemi uygulanan grup d) Kimyasal mekanik cilalama+% 3 ağırlıklı oksitleyici+45 µm partiküllü aşındırıcı pad işlemi uygulanan grup e) Kimyasal mekanik cilalama+% 3 ağırlıklı oksitleyici+90 µm partiküllü aşındırıcı pad işlemleri uygulanan grup. Titanyum disk yüzeyleri ve titanyum dental implant yüzeylerinde kimyasal mekanik cilalama+oksitleyici+90 µm partiküllü aşındırıcı pad işlemi uygulanan grupta en yüksek pürüzlülük değerleri, kimyasal mekanik cilalama+oksitleyici işlemi uygulanan grupta ise en düşük temas açısı değerlerinin saptandığı bildirilmiştir. Çalışmanın sonucunda; oksitleyici işlem uygulamasının örnek yüzeylerini daha pürüzsüz hale getirdiği, fakat aşındırıcı pad kullanımının örnek yüzeylerinin pürüzlülük değerlerini arttırdığı bildirilmiştir.

Araştırmacılar^{197,358} yapılan bu çalışmalarda; en düşük temas açısı değerlerinin oksitleyici ile beraber kimyasal mekanik cilalama işlemi uygulanan grupta saptandığını bildirmektedirler. Temas açısının bağlanma dayanımını etkileyen en önemli faktörlerden biri olduğu ve temas açısı küçüldükçe bağlanma dayanımının da arttığı bildirilmektedir³⁵⁹. Bu nedenlerle çalışmamızda; 2016 ve 2017 yıllarında yayınlanan bu literatür bulguları^{197,358} dikkate alınarak abutment yüzeylerine % 3 ağırlıklı oksitleyici ile beraber kimyasal mekanik cilalama işlemi uygulanmıştır.

Kimyasal mekanik cilalama işlemi ile ilgili yapılan çalışmalar, yoğun olarak kimyasal mekanik cilalama işleminin dental implant osseointegrasyonuna etkisini değerlendirmeye yöneliktir. Kimyasal mekanik cilalama işleminin abutment yüzeyi ile kuron arasındaki tutuculuk değerine etkisinin değerlendirildiği çalışmalara literatürde rastlanmamıştır. Çalışmamızda abutment yüzeyine kimyasal mekanik cilalama işlemi uygulamasının, abutment ile kuron arasındaki yüzey pürüzlülüğü ve tutuculuk değerlerini kontrol grubuna göre anlamlı olmamakla beraber ($p>0.05$) bir miktar arttığı saptanmıştır.

2016 yılında yayınlanan çalışmada¹⁹⁷, kimyasal mekanik cilalama işleminin, aynı anda kumlama işlemi gibi mekanik ve hidrojen peroksit gibi kimyasal etki de oluşturduğu bildirilmektedir. Araştırmacılar kimyasal mekanik cilalama işleminde farklı aşındırıcı partiküller ve ped materyalleri kullanılarak geniş pürüzlülük değer aralığı elde etmenin mümkün olduğunu bildirmektedirler. Abutment yüzeyine ilk defa çalışmamızda uygulanan kimyasal mekanik cilalama işleminde, aşındırıcı oranı yüksek partiküller ve ped materyalleri kullanılarak ya da farklı oksitleyici konsantrasyonlarında daha yüksek pürüzlülük, tutuculuk değerleri elde edilebileceği kanısındayız. Bu nedenlerle, kimyasal mekanik cilalama işleminde kullanılan oksitleyici ve aşındırıcı materyallerin oranlarının değiştirilerek yeni çalışmalar yapılmasını önermekteyiz.

5.2.1.5. Sol-Jel Yöntemiyle Titanyum dioksit Nano Kaplama İşlemi

Sol-jel yöntemi ile titanyum dioksit nano kaplama işleminin, titanyum yüzeyinde ince metal oksit tabakasının oluşturulmasında kullanılabileceği belirtilmektedir³³. Oksit kaplamaların dental seramikler ile metal altyapılar arasındaki adezyonu artırma amacıyla kullanılabildiği de bildirilmektedir³⁴.

Çalışmamızda; literatürlere³²⁹⁻³³¹ dayanılarak abutment yüzeylerine sol-jel yöntemiyle titanyum dioksit işlemi uygulanmıştır.

Bienias ve ark.³⁴ 2009 yılında yayınladıkları çalışmalarında; saf titanyum ve Ti-6Al-4V alaşım disk yüzeylerine sol-jel yöntemi ile silisyum dioksit ve silisyum dioksit-titanyum dioksit kaplama işlemi uygulamışlar ve titanyum yüzeyi ile porselen arasındaki bağlanma dayanımını değerlendirmişlerdir. Araştırmacılar; disk yüzeylerine uygulanan sol-jel yöntemiyle üretilen silisyum dioksit ve silisyum dioksit-titanyum dioksit kaplama işlemlerinin titanyum yüzeyi ile porselen arasındaki bağlanma dayanımını arttırdığını bildirmişlerdir. Çalışmada ayrıca sol-jel yöntemiyle üretilen silisyum dioksit ve silisyum dioksit-titanyum dioksit kaplama işlemlerinin metal ile porselen arasındaki bağlanma dayanımını arttırmak amacıyla klinikte uygulanabilecek basit ve etkili işlemler olduğunu belirtmişlerdir.

Advincula ve ark.²⁷⁴ 2006 yılında ve Krzak-Ros ve ark.²⁷⁵ 2009 yılında titanyum yüzeyine sol-jel yöntemi ile titanyum dioksit nano kaplama işlemi uygulamasının yüzey pürüzlülüğünü arttırdığını bildirmişlerdir.

Walczak ve ark.³⁶⁰ 2017 yılında yayınladıkları çalışmalarında; Ti-6Al-4V alaşımına silisyum dioksit ve silisyum dioksit-titanyum dioksit kaplamaları sol-jel ve elektroforez yöntemleriyle uygulamışlardır. En yüksek yüzey pürüzlülük değerleri, sol-jel yöntemiyle silisyum dioksit-titanyum dioksit kaplama işlemi uygulanan grupta saptandığı bildirilmiştir.

Sol-jel yöntemi ile titanyum dioksit nano kaplama işleminin, titanyum abutment yüzeyine uygulandığı ve abutment ile kuron arasındaki tutuculuğa etkisinin değerlendirildiği çalışmalara literatürde rastlanmamıştır.

Çalışmamızda da abutment yüzeyine sol-jel yöntemi ile titanyum dioksit nano kaplama işlemi uygulanan grupta, yüzey pürüzlülük değerlerinin kontrol grubuna göre anlamlı olmamakla beraber ($p>0.05$) bir miktar arttırdığı saptanmıştır. Çalışmamızda abutment ile kuron arasındaki tutuculuk değerleri, sol-jel yöntemi ile titanyum dioksit nano kaplama işlemi uygulanan grupta, kontrol grubuna göre anlamlı olmamakla beraber ($p>0,05$) bir miktar düşük olduğu saptanmıştır. Sol-jel yöntemi ile titanyum dioksit nano kaplama işlemi uygulanan grup, çalışmamızda en az tutuculuk değeri elde edilen grubu oluşturmaktadır.

Literatürde çeşitli yüzey işlemi uygulamalarından sonra oluşan yüksek yüzey pürüzlülük değerlerine rağmen bağlanma dayanımının düşük saptandığı çalışmalar^{19,206,208} yayınlanmaktadır. Çalışmamızda da sol-jel yöntemi ile titanyum dioksit nano kaplama işlemi uygulanan grupta, abutment yüzeyinde kontrol grubuna göre

yüksek yüzey pürüzlülük değerine rağmen kuron tutuculuğunun düşük olduğu saptanmıştır. Bu bulgunun Lim²⁰⁸ ve Darwell²⁰⁶'in yüzey pürüzlülüğünün metal ile siman arasındaki stresi arttırabildiği, metal ile siman arasında boşluklara neden olabildiği ve ıslanabilirliği önleyebildiğini bildirdikleri çalışmaları ile açıklanabileceği kanısındayız. Ayrıca abutment yüzeyine uygulanan sol-jel yöntemiyle titanyum dioksit nano kaplama işleminin; çekme testi sırasında uygulanan kuvvetlere yeterince direnç gösteremediği, titanyum dioksit kaplamanın abutment yüzeyinden ayrıldığı ve böylece tutuculuk değerlerinin düşük saptanmasına neden olabildiğini de düşünmekteyiz.

Çalışmanın sonuçları doğrultusunda literatürde ilk defa çalışmamızda uygulanan sol-jel yöntemiyle titanyum dioksit nano kaplama işleminin abutment ile kuron arasındaki tutuculuk değerlerini arttırmada etkili olamadığı; bu nedenle titanyum dioksitin, silisyum dioksit gibi farklı nano kaplamalar ile birlikte uygulandığı ve tutuculuğun değerlendirildiği yeni çalışmalara gereksinim olduğu kanısındayız.

5.2.2. Taramalı Elektron Mikroskop Görüntüleri

Tez çalışmamızda kullanılan ve çeşitli yüzey işlemleri uygulanan örneklerin yüzey morfolojileri taramalı elektron mikroskobu ile 500x, 1.000x, 2.000x büyütmede incelenmiştir.

Elsaka²⁰⁹ 2013 yılında yayınladığı çalışmada; taramalı elektron mikroskobu ile titanyum disk yüzeylerini 1.000x büyütmede incelemiş ve 110 µm partikül büyüklüğünde kumlama işlemi uygulamasının aşındırıcı partiküllerin etkisiyle kontrol grubuna göre disk yüzeylerinde makro boyutlarda girinti ve çıkıntılar oluşturduğunu bildirmiştir.

Şeker ve ark.²¹⁰ 2015 yılında yayınladıkları çalışmada; titanyum disk yüzeylerini taramalı elektron mikroskobu ile 500x büyütmede incelemişler ve 110 µm partikül büyüklüğünde kumlama işlemi uygulamasının aşındırıcı partiküllere bağlı olarak kontrol grubuna göre disk yüzeyinde çukurlar oluştuğunu ve titanyum disk yüzeyinde pürüzlü, düzensiz gömülü alumina ve silika partiküllerinin gözlendiğini bildirmişlerdir.

Ateş ve ark.²⁴ 2017 yılında yayınladıkları çalışmalarında; titanyum disk yüzeylerini taramalı elektron mikroskobu ile incelemişler ve 125 µm partikül büyüklüğünde kumlama işlemi uygulamasının kontrol grubuna göre disk yüzeylerini daha pürüzlü hale getirdiğini bildirmişlerdir.

Elsaka ve ark.²³⁸ 2013 yılında yayınladıkları çalışmada; titanyum disk yüzeylerini taramalı elektron mikroskobu ile 1.000x büyütmede incelemişler ve 10 dk süreyle % 10 konsantrasyonda hidrojen peroksit ile etching işlemi uygulamasının, kontrol grubuna göre disk yüzeylerinde belirgin bir farklılık oluşturmadığı, ancak 10 dk süreyle % 30 konsantrasyonda hidrojen peroksit ile etching işlemi uygulamasının kontrol grubuna göre disk yüzeylerinde daha fazla oluklu yapı oluşturduğunu bildirmişlerdir.

Şeker ve ark.²¹⁰ 2015 yılında yayınladıkları çalışmada; titanyum disk yüzeylerini taramalı elektron mikroskobu ile 500x büyütmede incelemişler ve titanyum disk yüzeylerinin morfolojik yapılarında atmosferik plazma işlemi uygulanan grup ile kontrol grubu arasında farklılık gözlenmediğini bildirmişlerdir.

El-Helbawy ve ark.²⁶⁰ 2016 yılında yayınladıkları çalışmada; titanyum abutment yüzeylerini taramalı elektron mikroskobu ile 5.000x büyütmede incelemişler ve abutment yüzeylerinin morfolojik yapılarında oksijen plazma işlemi uygulaması ile kontrol grubu arasında farklılık gözlenmediğini bildirmişlerdir.

Çalışmamızda abutmentlerin yüzey morfolojileri taramalı elektron mikroskobu ile 500x, 1.000x, 2.000x büyütmede incelenmiştir. Kumlama işlemi uygulanan grupta, aşındırıcı partiküllere bağlı olarak, diğer gruplara göre abutment yüzeyinde belirgin düzensizlikler ve derin makro boşluklar görüntülenmiştir. Kontrol, hidrojen peroksit ile etching, atmosferik plazma, kimyasal mekanik cilalama ve sol-jel yöntemiyle titanyum dioksit nano kaplama işlemleri uygulanan gruplar arasında, yüzey morfolojileri açısından taramalı elektron mikroskobu görüntülerinde belirgin bir farklılık gözlenmemiştir.

5.2.3. Abutment ile Kuron Arasındaki Siman Ayrılma Tipi

Siman ayrılma tipi; kuron desimante olduktan sonra ya da gerekli durumlarda kuron abutmentten çıkarıldıktan sonra, ağız içerisindeki abutmentta kalan siman artıklarının temizlenebilmesi için klinikte geçen süreyi etkileyen önemli etkenlerden biridir. Adeziv tip ayrılma; siman ile abutment yüzeyi arasında gerçekleşmekte ve abutment yüzeyinde siman artığı kalmamaktadır. Koheziv tip ayrılmada ise; simanın kendi yapısında ayrılmalar gerçekleşmekte ve siman artığı hem abutment yüzeyinde, hem de kuronun iç yüzeyinde kalmaktadır.

Çalışmamızda çekme testi uygulandıktan sonra abutment yüzeyleri stereomikroskop cihazı ile 20x büyütmede incelenmiş ve kumlama işlemi uygulanan

grupta koheziv tip ayrılma; kontrol grubu ve hidrojen peroksit ile etching, atmosferik plazma, kimyasal mekanik cilalama, sol-jel yöntemiyle titanyum dioksit nano kaplama işlemleri uygulanan gruplarda adeziv tip ayrılma belirlenmiştir.

Kontrol grubu ve hidrojen peroksit ile etching, atmosferik plazma, kimyasal mekanik cilalama, sol-jel yöntemiyle titanyum dioksit nano kaplama işlemleri uygulanan gruplarda düşük yüzey pürüzlülük değerlerinin siman ile abutment yüzeyi arasındaki mekanik kilitlenmenin azalmasına neden olduğu kanısındayız. Bu nedenlerle, çekme testi uygulandıktan sonra abutment yüzeyinde siman artığı kalmamış ve adeziv tip ayrılma belirlenmiştir.

Kumlama işlemi uygulanan grupta ise, diğer gruplara göre yüksek yüzey pürüzlülük değerleri siman ile abutment arasında mekanik kilitlenmenin daha güçlü olmasına ve daha yüksek tutuculuk değerlerinin elde edilmesine neden olduğu kanısındayız. Bu nedenlerle; çekme testi uygulandıktan sonra siman artıkları, hem abutment yüzeyinde hem de krunun iç yüzeyinde kalmış ve koheziv tip ayrılma saptanmıştır.

Sonuç olarak;

“Dental implant abutmentlarına uygulanan farklı yüzey işlemlerinin siman tutuculuğuna etkisinin değerlendirilmesi” başlıklı bu deneysel doktora tez çalışmasının sınırları dahilinde; titanyum dental implant abutment yüzeylerine uygulanan kumlama, hidrojen peroksit (H_2O_2) ile etching, atmosferik plazma, kimyasal mekanik cilalama (CMP), sol-jel yöntemiyle titanyum dioksit (TiO_2) nano kaplama yüzey işlemlerinin abutment ile krun arasındaki tutuculuğa etkisinin incelendiği bu çalışma ile ilgili;

1- Çalışmamızda abutment yüzeylerine 110 μm partikül büyüklüğünde Al_2O_3 ile kumlama işlemi uygulanan grupta elde edilen yüzey pürüzlülük değerleri, H_2O_2 ile etching, atmosferik plazma, sol-jel yöntemiyle TiO_2 nano kaplama işlemleri uygulanan deney gruplarından ($p<0.001$), CMP işlemi uygulanan gruptan ($p<0.01$) ve hiçbir işlem uygulanmayan kontrol grubundan ($p<0.05$) daha yüksek değerlerde saptanmıştır. Kumlama işlemi uygulamasının, diğer yüzey işlemlerine göre krun tutuculuğunu arttırdığı ($p<0.001$) saptanmıştır. Kumlama işlemi uygulanan grupta elde edilen bu bulgularımıza dayanarak yüzey pürüzlülüğünün artmasının, abutment ile siman arasında mekanik bağlanma sağladığını ve tutuculuk değerlerinin artmasında etkili olduğu ifade edilebilir.

2- Çalışmamızda; abutment yüzeyine % 35 konsantrasyonda 30 dk süre ile H_2O_2 ile etching işlemi uygulanan grup ile hiçbir işlem uygulanmayan kontrol grubu arasında yüzey pürüzlülüğü açısından farklılık oluşmadığı ($p>0.05$) saptanmıştır. H_2O_2 ile etching işlemi uygulanan grup, kumlama işlemi uygulanan gruptan sonra en yüksek tutuculuk değerleri oluşturan grup olarak belirlenmiştir. H_2O_2 ile etching işlemi uygulanan grubun tutuculuk değerleri ortalaması; hiçbir işlem uygulanmayan kontrol grubu ve sol-jel yöntemiyle TiO_2 nano kaplama işlemi uygulanan gruptan ($p<0.001$), CMP işlemi uygulanan gruptan ise ($p<0.01$) yüksek değerlerde olduğu belirlenmiştir. H_2O_2 ile etching işlemi uygulanan grup ile atmosferik plazma işlemi uygulanan grup arasında elde edilen tutuculuk değerleri açısından farklılık oluşmadığı ($p>0.05$) saptanmıştır. Literatürde titanyum yüzeyine uygulanan H_2O_2 ile etching işleminin yüzey ıslanabilirliğini arttırarak titanyum yüzeyi ile siman arasında bağlanmayı güçlendirdiğini bildiren çalışma verilerine dayanarak, çalışmamızda H_2O_2 ile etching işlemi uygulanan grupta düşük yüzey pürüzlülük değerlerine rağmen H_2O_2 ile etching işleminin titanyum yüzeyinin ıslanabilirliğini arttırdığı ve abutment yüzeyi ile kuron arasındaki tutuculuk değerlerinin artmasında etkili bir yöntem olduğu ifade edilebilir.

3- Çalışmamızda; abutment yüzeylerine atmosferik plazma işlemi uygulanan grubun abutment yüzey pürüzlülük değerleri ile hiçbir yüzey işlemi uygulanmayan kontrol grubu arasında farklılık oluşmadığı ($p>0.05$) saptanmıştır. Düşük yüzey pürüzlülük değerlerine rağmen çalışmamızda; atmosferik plazma işlemi uygulamasının abutment ile kuron arasındaki tutuculuk değerlerini, hiçbir işlem uygulanmayan kontrol grubuna göre arttırmıştır ($p<0.01$). Ayrıca atmosferik plazma işlemi uygulanan grubun tutuculuk değerleri; CMP, sol-jel yöntemi ile TiO_2 nano kaplama işlemleri uygulanan gruplardan yüksek olduğu belirlenmiştir.

4- Bu tez çalışmasında literatürde ilk defa abutment yüzeyine CMP işlemi uygulamasının, abutment ile kuron arasındaki yüzey pürüzlülüğü ve tutuculuk değerlerini hiçbir işlem uygulanmayan kontrol grubuna göre bir miktar arttırdığı ($p>0.05$) saptanmıştır. Abutment yüzeyine uygulanan CMP işleminde, aşındırıcı oranı çalışmamızda uygulanan orandan daha yüksek oranda partiküller ve ped materyalleri kullanılarak ya da farklı oksitleyici (H_2O_2 gibi) konsantrasyonları uygulayarak daha yüksek pürüzlülük ve tutuculuk değerleri elde edilebileceği kanısındayız.

5- Sol-jel yöntemi ile TiO_2 nano kaplama işleminin, titanyum abutment yüzeyine uygulandığı ve abutment ile kuron arasındaki tutuculuğa etkisinin değerlendirildiği çalışmalara literatürde rastlanmamıştır. Bu tez çalışmasında literatürde ilk defa abutment yüzeyine sol-jel yöntemi ile TiO_2 nano kaplama işlemi uygulanan grubun, yüzey pürüzlülük değerleri ile hiçbir işlem uygulanmayan kontrol grubu arasında farklılık oluşmadığı ($p>0.05$) saptanmıştır. Sol-jel yöntemi ile TiO_2 nano kaplama işlemi uygulanan grup çalışmamızın en az tutuculuk değeri elde edilen grubunu oluşturmaktadır. Çalışmanın sonuçları doğrultusunda sol-jel yöntemiyle TiO_2 nano kaplama işleminin abutment ile kuron arasındaki tutuculuk değerlerini arttırmada etkili olamadığı; bu nedenle TiO_2 , silisyum dioksit gibi farklı nano kaplamalar ile birlikte uygulanarak pürüzlülüğün ve tutuculuğun değerlendirildiği yeni çalışmalara gereksinim olduğu kanısındayız.

6- SEM görüntülerinde; kumlama işlemi uygulamasının, hiçbir işlem uygulanmayan kontrol ve diğer deney gruplarına (H_2O_2 ile etching işlemi, atmosferik plazma işlemi, CMP işlemi, sol-jel yöntemiyle TiO_2 nano kaplama işlemi) göre abutment yüzeyinde daha belirgin düzensizlikler oluşturduğu görüntülenmiştir. Hiçbir işlem uygulanmayan kontrol, H_2O_2 ile etching, atmosferik plazma, CMP ve sol-jel yöntemiyle TiO_2 nano kaplama işlemleri uygulamaları arasında yüzey morfolojileri açısından SEM görüntülerinde belirgin bir farklılık gözlenmemiştir.

7- Hiçbir işlem uygulanmayan kontrol grubu ve H_2O_2 ile etching işlemi, atmosferik plazma işlemi, CMP işlemi, sol-jel yöntemiyle TiO_2 nano kaplama işlemi uygulamalarının adeziv tip ayrılmaya neden olduğu ve gruplar arasında ayrılma tipi açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık oluşmadığı ($p>0.05$) saptanmıştır. Kumlama işlemi uygulamasının hiçbir işlem uygulanmayan kontrol grubu ve diğer tüm deney gruplarından %100 oranda koheziv tip ayrılmaya neden olduğu ($p<0.05$) saptanmıştır. Kumlama işleminde koheziv tip ayrılmada siman artıklarının abutment yüzeyinde kalması nedeniyle klinikte ağız içerisinde çalışma süresi artmaktadır. Hiçbir işlem uygulanmayan kontrol grubu ve H_2O_2 ile etching işlemi, atmosferik plazma işlemi, CMP işlemi, sol-jel yöntemiyle TiO_2 nano kaplama işlemlerinde adeziv tip ayrılmanın ağız içerisinde çalışma süresini kısaltması klinik avantaj olarak ifade edilebilir.

8- Çalışmanın sınırlamaları dahilinde implant destekli sabit protezlerde gerekli ve yeterli tutuculuk değerlerinin sağlanmasında kumlama işleminin dezavantajları (metal yüzeyinin

kontaminasyonu ve distorsiyonu) gözönünde bulundurulduğunda atmosferik plazma işlemi ve literatürde ilk defa çalışmamızda abutment yüzeylerine uygulanan H_2O_2 ile etching işleminin tutuculuk değerlerini arttırması nedeniyle kumlama işlemine alternatif oluşturabileceği kanısındayız.

9- Abutment yüzeylerine uyguladığımız kumlama, H_2O_2 ile etching, atmosferik plazma ve literatürde ilk defa çalışmamızda uygulanan CMP ve sol-jel yöntemiyle TiO_2 nano kaplama yüzey işlemleriyle birlikte geçici siman, implant simanı gibi farklı özellikte simanların ve kıymetli metaller, kıymetsiz metaller, zirkonyum gibi farklı üst yapı materyallerinin kullanıldığı, yüzey pürüzlülüğün ve tutuculuğun değerlendirildiği yeni çalışmaların konuya katkısı olacağı kanısındayız.



KAYNAKLAR

1. Shadid R, Sadaqa N. A comparison between screw- and cement-retained implant prostheses. A literature review. *J Oral Implantol*. 2012;38(3):298-307.
2. Newsome P, Reaney D, Owen S. Screw-versus cement-retained crowns. *Irish Dent*. 2011;22-25.
3. Michalakis K, Pissiotis A, Hirayama H. Cement failure loads of 4 provisional luting agents used for the cementation of implant-supported fixed partial dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15(4):545-549.
4. Michalakis KX, Hirayama H, Garefis PD. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: a critical review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003;18(5):719-728.
5. Yoshida T, Terashima N, Niuro T, et al. Bond strength of resin cements to H₂O₂-treated titanium plates. *Dent Mater*. 2005;21(12):1087-1097.
6. Kim Y, Yamashita J, Shotwell JL, Chong KH, Wang HL. The comparison of provisional luting agents and abutment surface roughness on the retention of provisional implant-supported crowns. *J Prosthet Dent*. 2006;95(6):450-455.
7. Sahu N, Lakshmi N, Azhagarasan NS, Agnihotri Y, Rajan M, Hariharan R. Comparison of the effect of implant abutment surface modifications on retention of implant-supported restoration with a polymer based cement. *J Clin Diagnostic Res*. 2014;8(1):239-242.
8. Hebel KS, Gajjar RC. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *J Prosthet Dent*. 1997;77(1):28-35.
9. Zidan O, Ferguson GC. The retention of complete crowns prepared with three different tapers and luted with four different cements. *J Prosthet Dent*. 2003;89(6):565-571.
10. Felton DA, Kanoy BE, White JT. The effect of surface roughness of crown preparations on retention of cemented castings. *J Prosthet Dent*. 1987;58(3):292-296.
11. Ayad MF, Rosenstiel SF, Salama M. Influence of tooth surface roughness and type

- of cement on retention of complete cast crowns. *J Prosthet Dent*. 1997;77(2):116-121.
12. Bresciano M, Schierano G, Manzella C, Screti A, Bignardi C, Preti G. Retention of luting agents on implant abutments of different height and taper. *Clin Oral Implants Res*. 2005;16(5):594-598.
 13. Breeding LC, Dixon DL, Bogacki MT, Tietge JD. Use of luting agents with an implant system: Part I. *J Prosthet Dent*. 1992;68(5):737-741.
 14. Heinemann F, Mundt T, Biffar R. Retrospective evaluation of temporary cemented, tooth and implant supported fixed partial dentures. *J Cranio-Maxillofacial Surg*. 2006;34(SUPPL. 2):86-90.
 15. Pan Y-H, Lin C-K. The effect of luting agents on the retention of dental implant-supported crowns. *Chang Gung Med J*. 2005;28(6):403-410.
 16. Asmussen E, Peutzfeldt A. Surface energy characteristics of adhesive monomers. *Dent Mater*. 1998;14(1):21-28.
 17. Fonseca RG, Haneda IG, Almeida-Júnior AA, de Oliveira Abi-Rached F, Adabo GL. Efficacy of air-abrasion technique and additional surface treatment at titanium/resin cement interface. *J Adhes Dent*. 2012;14(5):453-459.
 18. Juntavee N, Millstein PL. Effect of surface roughness and cement space on crown retention. *J Prosthet Dent*. 1992;68(3):482-486.
 19. Elsaka SE, Swain M V. Effect of surface treatments on adhesion of low-fusing porcelain to titanium as determined by strain energy release rate. *Dent Mater*. 2011;27(12):1213-1220.
 20. Miyakawa O, Watanabe K, Okawa S, Kanatani M, Nakano S, Kobayashi M. Surface contamination of titanium by abrading treatment. *Dent Mater J*. 1996;15(1):11-21.
 21. McCracken M. Dental implant materials: commercially pure titanium and titanium alloys. *J Prosthodont*. 1999;8(1):40-43.
 22. Fawzy AS, El-Askary FS. Effect acidic and alkaline heat treatments on the bond strength of different luting cements to commercially pure titanium. *J Dent*. 2009;37:255-263.

23. Kılıçarslan MA, Özkan P, Mumcu E, Deniz ŞT. Efficacy of uncommon surface treatment methods on titanium in order to improve bond strengths for adhesive cementation. *J Adhes Sci Technol*. 2016;30(21):2345-2356.
24. Ates SM, Korkmaz FM, Caglar IS, Duymus ZY, Turgut S, Bagis EA. The effect of ultrafast fiber laser application on the bond strength of resin cement to titanium. *Lasers Med Sci*. 2017;32(5):1121-1129.
25. Kunt GE, Ceylan G, Yilmaz N. Effect of surface treatments on implant crown retention. *J Dent Sci*. 2010;5(3):131-135.
26. Tengvall P, Lundström I, Sjöqvist L, Elwing H, Bjursten LM. Titanium-hydrogen peroxide interaction: model studies of the influence of the inflammatory response on titanium implants. *Biomaterials*. 1989;10(3):166-175.
27. Tengvall P, Elwing H, Sjöqvist L, Lundström I, Bjursten LM. Interaction between hydrogen peroxide and titanium: a possible role in the biocompatibility of titanium. *Biomaterials*. 1989;10(2):118-120.
28. Tengvall P, Elwing H, Lundström I. Titanium gel made from metallic titanium and hydrogen peroxide. *J Colloid Interface Sci*. 1989;130(2):405-413.
29. Pan J, Thierry D, Leygraf C. Electrochemical and XPS studies of titanium for biomaterial applications with respect to the effect of hydrogen peroxide. *J Biomed Mater Res*. 1994;28(1):113-122.
30. Vogelsang A, Ohl A, Steffen H, Foest R, Schröder K, Weltmann KD. Locally resolved analysis of polymer surface functionalization by an atmospheric pressure argon microplasma jet with air entrainment. *Plasma Process Polym*. 2010;7(1):16-24.
31. Chathapuram VS, Du T, Sundaram KB, Desai V. Role of oxidizer in the chemical mechanical planarization of the Ti/TiN barrier layer. *Microelectron Eng*. 2003;65(4):478-488.
32. Basim GB, Brown SC, Vakarelski IU, Moudgil BM. Strategies for optimal chemical mechanical polishing (CMP) slurry design. *J Dispers Sci Technol*. 2003;24(3-4):499-515.
33. He J, Ichinose I, Fujikawa S, Kunitake T, Nakao A. A General, efficient method

- of incorporation of metal ions into ultra thin TiO₂ films. *Chem Mater*. 2002;14(8):3493-3500.
34. Bieniaś J, Surowska B, Stoch A, Matraszek H, Walczak M. The influence of SiO₂ and SiO₂-TiO₂ intermediate coatings on bond strength of titanium and Ti6Al4V alloy to dental porcelain. *Dent Mater*. 2009;25(9):1128-1135.
 35. Ataoğlu H. Kemik içi dental implantların klinik radyolojik ve mikrobiyolojik olarak incelenmesi. 2005.
 36. Kucey BKS. Implant placement in prosthodontics practice: A five-year retrospective study. *J Prosthet Dent*. 1997;77(2):171-176.
 37. Tunalı B. *Multi-Disipliner Bir Yaklaşımla Oral Implantolojiye Giriş*. İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları; 1996.
 38. The Glossary of Prosthodontic Terms. *J Prosthet Dent*. 2017;117(5):C1-e105.
 39. Sandallı P. *Oral Implantoloji*. İstanbul: Erler Matbaacılık; 2000.
 40. Spiekermann H, Donalt K, Hassel T. *Color Atlas of Dental Medicine Implantology*. Rateitschak KH, Eds. Newyork; 1995.
 41. McKinney R. *Endosteal Dental Implants*.; 1991.
 42. Tunalı B. Multi-disipliner bir yaklaşımla oral implantoloji. 2000.
 43. Gore D, Frazer RQ, Kovarik RE, Yepes JE. Vitallium®. *J Long Term Eff Med Implants*. 2005;15(6):673-686.
 44. Branemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindstrom J, Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg*. 1969;3:81-100.
 45. Brånemark PI. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from 10 year period. *Scand J Plast Reconst Surg*. 1977;16(1):1-32.
 46. Newman MG, Takei HH, Carranza FA. *Carranza's Clinical Periodontology, Volume 1*.; 2002.
 47. Stellingsma C, Vissink A, Meijer HJA, Kuiper C, Raghoobar GM. Implantology and the severely resorbed edentulous mandible. *Crit Rev Oral Biol Med*. 2004;15(4):240-248.

48. Zarb GA, Symington JM. Osseointegrated dental implants: Preliminary report on a replication study. *J Prosthet Dent*. 1983;50(2):271-276.
49. Venkat R, Chander N, Vasantakumar. Appraisal of fundamentals in contemporary implant systems. *Pakistan Oral Dent J*. 2009;29:159-166.
50. Meijer HJA, Van Oort RP, Raghoobar GM, Schoen PJ. The mandibular staple bone plate: A long-term retrospective evaluation. *J Oral Maxillofac Surg*. 1998;56(2):141-146.
51. Goldberg NI, Gershkoff A. The implant lower denture. *Dent Dig*. 1949;55(11):490-494.
52. Linkow LI, Wagner JR, Chanavaz M. Tripodal mandibular subperiosteal implant: basic sciences, operational procedures, and clinical data. *J Oral Implant*. 1998;24(1):16-36.
53. Sykaras N, Iacopino AM, Marker VA, Triplett RG, Woody RD. Implant materials, designs, and surface topographies: their effect on osseointegration. A literature review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15(5):675-690.
54. Misch CE. İmplant diş hekimliğinde protetik seçenekler. In: *Günümüz Diş Hekimliğinde Implantoloji*. 3. Baskı. Mosby Elsevier; 2011:94-102.
55. Sönmez N, Gül E, Nalbant P. Yaşlı hastaların protetik yönden değerlendirilmesi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg*. 2006:45-52.
56. Reinhardt B, Beikler T. Dental implants. In: *Advanced Ceramics for Dentistry*. ; 2014:51-75.
57. Zarb GA, Zarb FL, Schmitt A. Osseointegrated implants for partially edentulous patients. Interim considerations. *Dent Clin North Am*. 1987;31(3):457-472.
58. Davarpanah M, Martinez H, Kebir M, et al. Clinical manual of implant dentistry. In: London: Quintessence Publishing, Co. Inc; 2003.
59. Palmer R, Howe LC, Palmer PJ. *Implants in Clinical Dentistry*. Informa Healthcare; 2012.
60. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. *Contemporary Fixed Prosthodontics*. St. Louis, Missouri: Mosby Elsevier; 2006.

61. Tatum O. *The Omni Implant System*. Birmingham; 1988.
62. Millenium Research Group report: US Markets for Dental Implants 2006, USDI 06, June, 2006.
63. National Institutes of Health consensus development conference statement on dental implants. *J Dent Educ*. 1988;52:686-691.
64. Misch CE. İmplantların mantıksal temelleri. In: *Günümüz Diş Hekimliğinde Implantoloji*. ; 2011:3-25.
65. Ferrara A, Galli C, Mauro G, Macaluso GM. Immediate provisional restoration of postextraction implants for maxillary single-tooth replacement. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2006;26:371-377.
66. Parel SM, Schow SR. Early clinical experience with a new one-piece implant system in single tooth sites. *J Oral Maxillofac Surg*. 2005;63(9 SUPPL.):2-10.
67. Tunçdemir A, Özcan E. İmplant destekli sabit ve hareketli protetik restorasyonlar. *Mustafa Kemal Üniversitesi Tıp Derg*. 2011;2(6).
68. Kemppainen P, Eskola S, Ylipaavalniemi P. A comparative prospective clinical study of two single-tooth implants: A preliminary report of 102 implants. *J Prosthet Dent*. 1997;77(4):382-387.
69. Salinas TJ, Block MS, Sadan A. Fixed partial denture or single-tooth implant restoration? Statistical considerations for sequencing and treatment. *J Oral Maxillofac Surg*. 2004;62(SUPPL. 2):2-16.
70. Priest GF. Failure rates of restorations for single-tooth replacement. *Int J Prosthodont*. 1996;9(1):38-45.
71. Sclar AG. Strategies for management of single-tooth extraction sites in aesthetic implant therapy. *J Oral Maxillofac Surg*. 2004;62(SUPPL. 2):90-105.
72. Sato Y, Shindoi N, Hosokawa R, Tsuga K, Akagawa Y. Biomechanical effects of double or wide implants for single molar replacement in the posterior mandibular region. *J Oral Rehabil*. 2000;27(10):842-845.
73. Van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dent Mater*. 2012;28(1):3-12.
74. Willer J, Rosbach A, Weber H. Computer-assisted milling of dental restorations

- using a new CAD/CAM data acquisition system. *J Prosthet Dent*. 1998;80(3):346-353.
75. Strub J, Rekow E, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc*. 2006;137(9):1289-1296.
 76. Liu Q, Leu MC, Schmitt SM. Rapid prototyping in dentistry: Technology and application. *Int J Adv Manuf Technol*. 2006;29(3-4):317-335.
 77. Kruth JP, Mercelis P, Van Vaerenbergh J, Froyen L, Rombouts M. Binding mechanisms in selective laser sintering and selective laser melting. *Rapid Prototyp J*. 2005;11(1):26-36.
 78. Kruth JP, Levy G, Klocke F, Childs THC. Consolidation phenomena in laser and powder-bed based layered manufacturing. *CIRP Ann - Manuf Technol*. 2007;56(2):730-759.
 79. Santos EC, Shiomi M, Osakada K, Laoui T. Rapid manufacturing of metal components by laser forming. *Int J Mach Tools Manuf*. 2006;46(12-13):1459-1468.
 80. Sun J, Zhang FQ. The application of rapid prototyping in prosthodontics. *J Prosthodont*. 2012;21(8):641-644.
 81. Shellabear M, Nyrhilä O. DMLS – Development history and state of the art. *Lane 2004*. 2004:393-404.
 82. Çelik İ, Karakoç F, Çakır MC, Duysak A. Hızlı prototipleme teknolojileri ve uygulama alanları. *Dpü Fen Bilim Enstitüsü Derg*. 2013;31:53-70.
 83. www.eos.info/dental.
 84. Bibb R, Eggbeer D, Williams R. Rapid manufacture of removable partial denture frameworks. *Rapid Prototyp J*. 2006;12(2):95-99.
 85. Williams R, Bibb R, Eggbeer D, Collis J. Use of CAD/CAM technology to fabricate a removable partial denture framework. *J Prosthet Dent*. 2006;96:96-99.
 86. Wu J, Wang X, Zhao X, Zhang C, Gao B. A study on the fabrication method of removable partial denture framework by computer-aided design and rapid

- prototyping. *Rapid Prototyp J.* 2012;18(4):318-323.
87. Kruth JP, Vandenbroucke B, Van Vaerenbergh J, Naert I. Digital manufacturing of biocompatible metal frameworks for complex dental prostheses by means of SLS/SLM. In: Bartolo S, ed. *Virtual Modeling and Rapid Manufacturing: Advanced Research In Virtual And Rapid Prototyping.* 2nd Ed. Leiden-Netherlands: Taylor&Francis/Balkema; 2005:139-145.
 88. Leu M, Delli P, Walker M. Digital design and fabrication in dentistry. In: Bartolo P, Bidanda B, eds. *Bio-Materials and Prototyping Applications in Medicine.* 1st Ed. New York-USA: Springer; 2008:125-155.
 89. Ersu B, Yüzügüllü B, Canay Ş. Sabit restorasyonlarda CAD/CAM uygulamaları. *Hacettepe Dişhek Fak Derg.* 2008;32:58-72.
 90. Uzun G. An overview of dental CAD/CAM systems. *Biotechnol Biotechnol EQ.* 2008;22:530-535.
 91. Yıldırım M, Bayındır F. Protetik diş tedavisinde hızlı prototip üretim teknolojileri. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2013;23:430-435.
 92. Abou Tara M, Eschbach S, Bohlens F. Clinical outcome of metal-ceramic crowns fabricated with laser-sintering technology. *Int J Prosthodont.* 2011;24:46-48.
 93. Yuksel E, Zaimoglu A. Hızlı prototip üretim teknolojileri ve diş hekimliğinde kullanımı: Olgu sunumu. *Cumhur Dent J.* 2011;14(3):225-229.
 94. Traini T, Mangano C, Sammons RL, Mangano F, Macchi A, Piattelli A. Direct laser metal sintering as a new approach to fabrication of an isoelastic functionally graded material for manufacture of porous titanium dental implants. *Dent Mater.* 2008;24(11):1525-1533.
 95. Misch C. *Dental Implant Prosthetics.* St Louis: Mosby Elsevier; 2005.
 96. Warreth A, Fesharaki H, McConville R, McReynolds D. An introduction to single implant abutments. *Dent Update.* 2013;40(1):7-10, 12-14, 16-17.
 97. Hebel KS, Gajjar RC. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: Achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *J Prosthet Dent.* 1997;77(1):28-35.

98. Kutkut A, Abu-Hammad O, Frazer R. A Simplified technique for implant-abutment level impression after soft tissue adaptation around provisional restoration. *Dent J*. 2016;4(2):14.
99. McGlumphy E, Mendel D, Holloway J. Implant screw mechanics. *Dent Clin North Am*. 1998;42(1):71-89.
100. Misch CE. *Dental Implant Prosthetics*. St. Louis, Missouri: Elsevier Mosby; 2005.
101. Warreth A, McAleese E, McDonnell P, Slami R, Guray SM. Dental implants and single implant-supported restorations. *J Ir Dent Assoc*. 2013;59(1):32-43.
102. Avivi-Arber L, Zarb G. Clinical effectiveness of implant-supported single-tooth replacement: The Toronto Study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1997;11:311-321.
103. Modi R, Mittal R, Kohli S, Singh A. Screw versus cement retained prosthesis: A review. *Int J Adv Heal Sci*. 2014;1(6):26-32.
104. Chee W, Jivraj S. Screw versus cemented implant supported restorations. *Br Dent J*. 2006;201(8):501-507.
105. Taylor TD, Agar JR. Twenty years of progress in implant prosthodontics. *J Prosthet Dent*. 2002;88(1):89-95.
106. Worthington P. Ingested foreign body associated with oral implant treatment: Report of a case. *Int J Oral Maxillofac Implant*. 1996;11(5):679-681.
107. Chee W, Felton DA, Johnson PF, Sullivan DY. Cemented versus screw-retained implant prostheses: Which is better? *Int J Oral Maxillofac Implants*. 14(1):137-141.
108. Vigolo P, Givani A, Majzoub Z, Cordioli G. Cemented versus screw-retained implant-supported single-tooth crowns: A 4-year prospective clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004;19(2):260-265.
109. Ekfeldt A, Oilo G. Occlusal contact wear of prosthodontic materials. An in vivo study. *Acta Odontol Scand*. 1988;46(3):159-169.
110. Kaufman EG, Coelho DH, Colin L. Factors influencing the retention of cemented gold castings. *J Prosthet Dent*. 1961;11(3):487-502.

111. Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey JP. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1995;10(5):529-536.
112. McAlarney M, Stavropoulos D. Determination of cantilever length-anterior-posterior spread ratio assuming failure criteria to be the compromise of the prosthesis retaining screw-prosthesis joint. *Int J Oral Maxillofac Implant*. 1996;11:331-339.
113. Taylor TD, Agar JR, Vogiatzi T. Implant prosthodontics: current perspective and future directions. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15(1):66-75.
114. Binon P. The external hexagonal interface and screw joint stability: a primer on threaded fasteners in implant dentistry. *Quintessence Dent Technol*. 2000;23:91.
115. Patterson EA, Johns RB. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1992;7(1):26-33.
116. Duyck J, Naert I. Influence of prosthesis fit and the effect of a luting system on the prosthetic connection preload: an in vitro study. *Int J Prosthodont*. 2002;15(4):389-396.
117. Smedberg JI, Nilner K, Rangert B, Svensson SA, Glantz SA. On the influence of superstructure connection on implant preload: a methodological and clinical study. *Clin Oral Implants Res*. 1996;7(1):55-63.
118. Jörn  us L, Jemt T, Carlsson L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1992;7(3):353-359.
119. Andersson B, Odman P, Carlsson L, Br  nemark PI. A new Br  nemark single tooth abutment: handling and early clinical experiences. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1992;7(1):105-111.
120. Kallus T, Bessing C. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994;9(2):169-178.
121. Boggan RS, Strong JT, Misch CE, Bidez MW. Influence of hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants. *J Prosthet*

- Dent.* 1999;82(4):436-440.
122. Chiche GJ, Pinault A. Considerations for fabrication of implant-supported posterior restorations. *Int J Prosthodont.* 1991;4(1):37-44.
 123. Uludag B, Celik G. Fabrication of a cement- and screw-retained multiunit implant restoration. *J Oral Implant.* 2006;32:248-250.
 124. Guichet DL, Caputo AA, Choi H, Sorensen JA. Passivity of fit and marginal opening in screw or cemented-retained fixed partial denture designs. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15:239-246.
 125. Kim WD, Jacobson Z, Nathanson D. In vitro stress analyses of dental implants supporting screw-retained and cement-retained prostheses. *Implant Dent.* 1999;8(2):141-151.
 126. Guichet DL. Load transfer in screw- and cement-retained implant fixed partial denture designs. *J Prosthet Dent.* 1994;72:361.
 127. Misch C. Screw-retained versus cement-retained implant-supported prostheses. *Pract periodontics aesthetic Dent.* 1995;7(9):15-18.
 128. Pietrabissa R, Gionso L, Quaglini V, Di Martino E, Simion M. An in vitro study on compensation of mismatch of screw versus cement-retained implant supported fixed prostheses. *Clin Oral Implant Res.* 2000;11(5):448-457.
 129. Keith SE, Miller BH, Woody RD, Higginbottom FL. Marginal discrepancy of screw-retained and cemented metal-ceramic crowns on implants abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999;14(3):369-378.
 130. Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: A review of the current literature. *J Prosthet Dent.* 1998;80(3):280-301.
 131. Coleman AJ. Macromolecular leakage beneath full cast crowns. Part I: The diffusion of lipopolysaccharide and dextran. *J Prosthet Dent.* 1995;74:187-197.
 132. Dumbrigue HB, Abanomi AA, Cheng LL. Techniques to minimize excess luting agent in cement-retained implant restorations. *J Prosthet Dent.* 2002;87(1):112-114.
 133. Parel S, Sullivan D. *Esthetics and Osseointegration*. Dallas, Tex: OSI Publishers;

1989.

134. Pauletto N, Lahiffe BJ, Walton JN. Complications associated with excess cement around crowns on osseointegrated implants: A clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999;14(6):865-868.
135. Zarone F, Sorrentino R, Traini T, Di Iorio D, Caputi S. Fracture resistance of implant-supported screw- versus cement-retained porcelain fused to metal single crowns: SEM fractographic analysis. *Dent Mater*. 2007;23(3):296-301.
136. Torrado E, Ercoli C, Mardini M Al, Graser GN, Tallents RH, Cordaro L. A comparison of the porcelain fracture resistance of screw-retained and cement-retained implant-supported metal-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*. 2004;91(6):532-537.
137. Yildirim M, Fischer H, Marx R, Edelhoff D. In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent*. 2003;90(4):325-331.
138. Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. An in vitro evaluation of ZiReal abutments with hexagonal connection: In original state and following abutment preparation. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005;20(1):108-114.
139. Kotick PG, Blumenkopf B. Abutment selection for implant restorations. *Insid Dent*. 2011;7(7).
140. Gracis S, Michalakis K, Vigolo P, Vult von Steyern P, Zwahlen M, Sailer I. Internal vs. external connections for abutments/reconstructions: a systematic review. *Clin Oral Implants Res*. 2012;23:202-216.
141. Shafie H, Hamid R. Clinical and laboratory manual of dental implant abutments. In: *Clinical and Laboratory Manual of Dental Implant Abutments*. First Edit. John Wiley & Sons Inc; 2014:17-20.
142. Lewis S, Beumer J, Hornburg W, Moy P. The "UCLA" abutment. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1988;3(3):183-189.
143. Lewis SG, Llamas D, Avera S. The UCLA abutment: A four-year review. *J Prosthet Dent*. 1992;67(4):509-515.
144. Kerstein R, Castellucci F, Osorio J. Utilizing computer generated titanium permanent healing abutments to promote ideal gingival form and anatomic

- restorations on implants. *Compendium*. 2000;21(10):793-802.
145. Osorio J, Kerstein R. Clinical and laboratory manual of dental implant abutments. In: Shafie H, ed. *Clinical and Laboratory Manual of Dental Implant Abutments*. John Wiley & Sons Inc; 2014;67,77-78.
 146. Linkevicius T, Puisys A, Vindasiute E, Linkeviciene L, Apse P. Does residual cement around implant-supported restorations cause peri-implant disease? A retrospective case analysis. *Clin Oral Implants Res*. 2013;24(11):1179-1184.
 147. Wilson Jr. TG. The positive relationship between excess cement and peri-implant disease: A prospective clinical endoscopic study. *J Periodontol*. 2009;80(9):1388-1392.
 148. Williams D. Titanium and titanium alloys. *Biocompat Clin Implant Mater*. 1981;9-44.
 149. Lautenschlager EP, Monaghan P. Titanium and titanium alloys as dental materials. *Int Dent J*. 1993;43(3):245-253.
 150. Wang RR, Fenton A. Titanium for prosthodontic applications: A review of the literature. *Quintessence Int*. 1996;27(6):401-408.
 151. Van Noort R. *Introduction to Dental Materials*. Edinburgh, New York: Mosby; 2002.
 152. Brown D. All you wanted to know about titanium, but were afraid to ask. *Br Dent J*. 1997;182(10):393-394.
 153. Scarano A, Piatelli M. Superfici implantari. In Novello G: *Implantologia pratica*. New Serv *Internationale*. 2005.
 154. Kononen M, Kivilahti J. Fusing of dental ceramics to titanium. *J Dent Res*. 2001;80(3):848-854.
 155. Eliades G, Eliades T, Brantley W, Watts D. *Dental Materials in Vivo: Aging and Related Phenomena*. 1 st ed. Chicago: IL: Quintessence Publishing Co; 2003.
 156. Zaimoğlu A. *Dişhekimliğinde Maddeler Bilgisi*. Ankara: A.Ü.Basımevi; 1993.
 157. Bernal G, Okamura M, Muñoz CA. The effects of abutment taper, length and cement type on resistance to dislodgement of cement-retained, implant-supported

- restorations. *J Prosthodont.* 2003;12(2):111-115.
158. Niinomi M. Mechanical properties of biomedical titanium alloys. *Mater Sci Eng A.* 1998;243(1-2):231-236.
 159. Bardos DI. *Titanium and Titanium Alloys.* In David M'illiams (Ed). *Concise Encyclopedia of Medical and Dental Materials.* Oxford: Pergamon Press; 1990.
 160. Jackson MJ, Ahmed W, Ademosu W, et al. *Surface Engineered Surgical Tools and Medical Devices.* New York: Springer; 2007.
 161. O' Brien WJ. Dental materials and their selection. *Quintessence Publ Co Inc, IL, USA.* 1997;2nd editio:13.
 162. Kedici SP, Aksüt AA, Kılıçarslan MA, Bayramoğlu G, Gökdemir K. Corrosion behaviour of dental metals and alloys in different media. *J Oral Rehabil.* 1998;25(10):800-808.
 163. Ruiz Contreras EF, Pessanha Henriques GE, Ruiz Giolo S, Arruda Nobilo MA. Fit of cast commercially pure titanium and Ti-6Al-4V alloy crowns before and after marginal refinement by electrical discharge machining. *J Prosthet Dent.* 2002;88(5):467-472.
 164. Kasemo B LJ. *Metal Selection and Surface Characteristics.* In: Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T (Eds). *Tissue-Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry.* Chicago: Quintessence; 1985.
 165. Parr GR, Gardner LK, Toth RW. Titanium: The mystery metal of implant dentistry. Dental materials aspects. *J Prosthet Dent.* 1985;54(3):410-414.
 166. Roach M. Base metal alloys used for dental restorations and implants. *Dent Clin North Am.* 2007;51(3):603-627.
 167. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillip's Science of Dental Materials.* Vol 53.; 2013.
 168. CRAIG RG, Powers JM. *Restorative Dental Materials.*; 2002.
 169. Akça K. *Mandibular Kennedy I ve II Vakalarında Uygulanan Implant Destekli Sabit Protezlerde Kemiğin Farklı Bukko-Lingual Açılanmasından Kaynaklanan Streslerin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi Ile Araştırılması.*

Ankara: Hacettepe Üniversitesi; 1988.

170. Cranin AN. Root form implant prosthodontics abutments. In: *Atlas of Oral Implantology*. St. Louis Mosby Yearbook, Inc; 1999:320-340.
171. Misch CE. Principles of cementretained fixed implant prosthodontics. In: *Dental Implant Prosthetics*. St. Louis Elsevier-Mosby Inc; 2005:414-451.
172. Kent D, Koka S, Banks S, Beatty M. Factors influencing retention of a CeraOne gold cylinder. *Implant Dent*. 1996;5:96-99.
173. Al Hamad KQ, Al Rashdan BA, Abu-Sitta EH. The effects of height and surface roughness of abutments and the type of cement on bond strength of cement-retained implant restorations. *Clin Oral Implants Res*. 2011;22(6):638-644.
174. Gilboe DB, Teteruck WR. Fundamentals of extracoronary tooth preparation. Part I. Retention and resistance form. *J Prosthet*. 1974;32(651-656).
175. Perel ML. Progressive prosthetic transference for root form implants. *Implant Dent*. 1994;3(1):42-46.
176. Kent DK, Koka S, Froeschle ML. Retention of cemented implant-supported restorations. *J Prosthodont*. 1997;6(3):193-196.
177. Jorgensen KD. The relation between retention and angle of convergence in cemented veneer crowns. *Acta Odontol Scand*. 1955;13:35-40.
178. Tsuchimoto Y, Yoshida Y, Takeuchi M, et al. Effect of surface pre-treatment on durability of resin-based cements bonded to titanium. *Dent Mater*. 2006;22(6):545-552.
179. Meshramkar R, Nayak A, Kavlekar A. A study to evaluate the effect of taper on retention of straight and angled implant abutment. *J Dent Implant*. 2015;5:3-5.
180. Witwer DJ, Storey RJ, von Fraunhofer JA. The effects of surface texture and grooving on the retention of cast crowns. *J Prosthet Dent*. 1986;56(4):421-424.
181. Ozcan M, Pfeiffer P, Nergiz I. A brief history and current status of metal-and ceramic surface-conditioning concepts for resin bonding in dentistry. *Quintessence Int*. 1998;29:713-724.
182. Kern M, Van Thompson P. Durability of resin bonds to pure titanium. *J*

Prosthodont. 1995;4(1):16-22.

183. Lin J, Shinya A, Gomi H, Matinlinna JP, Shinya A. In vitro evaluation of the bonding durability of self-adhesive resin cement to titanium using highly accelerated life test. *Dent Mater J.* 2011;30(6):837-844.
184. Matinlinna JP, Lassila LVJ, Vallittu PK. The effect of five silane coupling agents on the bond strength of a luting cement to a silica-coated titanium. *Dent Mater.* 2007;23(9):1173-1180.
185. Ozcan M, Valandro LF. Bond strength of two resin cements to titanium after different surface conditioning methods. *Gen Dent.* 2012;60(1).
186. Ramp MH, Dixon DL, Ramp LC, Breeding LC, Barber LL. Tensile bond strengths of provisional luting agents used with an implant system. *J Prosthet Dent.* 1999;81(5):510-514.
187. Wolfart M, Wolfart S, Kern M. Retention forces and seating discrepancies of implant-retained castings after cementation. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005;21:519-525.
188. Mehl C, Harder S, Wolfart M, Kern M, Wolfart S. Retrieval of implant-retained crowns following cementation. *Clin Oral Implants Res.* 2008;19(12):1304-1311.
189. Cano-Batalla J, Soliva-Garriga J, Campillo-Funollet M, Munoz-Viveros C a, Giner-Tarrida L. Influence of abutment height and surface roughness on in vitro retention of three luting agents. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012;27(1):36-41.
190. Güncü MB, Çakan U, Canay Ş. Comparison of 3 luting agents on retention of implant-supported crowns on 2 different abutments. *Implant Dent.* 2011;20(5):349-353.
191. Akın H, Ozkurt Z, Kırmalı O, Kazazoglu E, Ozdemir AK. Shear bond strength of resin cement to zirconia ceramic after aluminum oxide sandblasting and various laser treatments. *Photomed Laser Surg.* 2011;29(12):797-802.
192. Fonseca RG, de Almeida JGDSP, Haneda IG, Adabo GL. Effect of metal primers on bond strength of resin cements to base metals. *J Prosthet Dent.* 2009;101(4):262-268.

193. Inan Ö, Acar A, Halkaci S. Effects of sandblasting and electrical discharge machining on porcelain adherence to cast and machined commercially pure titanium. *J Biomed Mater Res - Part B Appl Biomater*. 2006;78(2):393-400.
194. Bertolotti RL. Adhesion to porcelain and metal. *Dent Clin North Am*. 2007;51(2):433-451.
195. Taira Y, Matsumura H, Yoshida K, Tanaka T, Atsuta M. Adhesive bonding of titanium with a methacrylate–phosphate primer and self-curing adhesive resins. *J Oral Rehabil*. 1995;22(6):409-412.
196. Abi-Rached F de O, Fonseca R, Haneda I, de Almeida-Júnior A, Adabo G. The effect of different surface treatments on the shear bond strength of luting cements to titanium. *J Prosthet Dent*. 2012;108(6):370-376.
197. Ozdemir Z, Ozdemir A, Basim GB. Application of chemical mechanical polishing process on titanium based implants. *Mater Sci Eng C*. 2016;68:383-396.
198. Baburaj EG, Starikov D, Evans J, Shafeev GA, Bensaoula A. Enhancement of adhesive joint strength by laser surface modification. *Int J Adhes Adhes*. 2007;27(4):268-276.
199. Sheets JL, Wilcox C, Wilwerding T. Cement selection for cement-retained crown technique with dental implants. *J Prosthodont*. 2008;17(2):92-96.
200. Squier RS, Agar JR, Duncan JP, Taylor TD. Retentiveness of dental cements used with metallic implant components. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2001;16(6):793-798.
201. Abreu A, Loza MA, Elias A, Mukhopadhyay S, Rueggeberg FA. Effect of metal type and surface treatment on in vitro tensile strength of copings cemented to minimally retentive preparations. *J Prosthet Dent*. 2007;98(3):199-207.
202. Bagno A, Di Bello C. Surface treatments and roughness properties of Ti-based biomaterials. *J Mater Sci Mater Med*. 2004;15(9):935-949.
203. Aparicio C, Javier Gil F, Fonseca C, Barbosa M, Planell JA. Corrosion behaviour of commercially pure titanium shot blasted with different materials and sizes of shot particles for dental implant applications. *Biomaterials*. 2003;24:263-273.
204. Wolfart M, Lehmann F, Wolfart S, Kern M. Durability of the resin bond strength

- to zirconia ceramic after using different surface conditioning methods. *Dent Mater.* 2007;23(1):45-50.
205. Kim JT, Cho SA. The effects of laser etching on shear bond strength at the titanium ceramic interface. *J Prosthet Dent.* 2009;101(2):101-106.
 206. Darvell BW, Samman N, Luk WK, Clark RK, Tideman H. Contamination of titanium castings by aluminium oxide blasting. *J Dent.* 1995;23(5):319-322.
 207. Peutzfeldt A, Asmussen E. Distortion of alloy by sandblasting. *Am J Dent.* 1996;9(2):65-66.
 208. Lim B-S, Heo S-M, Lee Y-K, Kim C-W. Shear bond strength between titanium alloys and composite resin: sandblasting versus fluoride-gel treatment. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2003;64(1):38-43.
 209. Elsaka SE. Effect of surface pretreatments on the bonding strength and durability of self-adhesive resin cements to machined titanium. *J Prosthet Dent.* 2013;109(2):113-120.
 210. Seker E, Kilicarslan MA, Deniz ST, Mumcu E, Ozkan P. Effect of atmospheric plasma versus conventional surface treatments on the adhesion capability between self-adhesive resin cement and titanium surface. *J Adv Prosthodont.* 2015;7(3):249-256.
 211. Kurt M, Külünk T, Ural Ç, Külünk Ş, Danişman Ş, Savaş S. The effect of different surface treatments on cement-retained implant-supported restorations. *J Oral Implantol.* 2013;39(1):44-51.
 212. Jugdev J, Borzabadi-Farahani A, Lynch E. The effect of air abrasion of metal implant abutments on the tensile bond strength of three luting agents used to cement implant superstructures: an in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014;29(4):784-790.
 213. Sadig WM, Al Harbi MW. Effects of surface conditioning on the retentiveness of titanium crowns over short implant abutments. *Implant Dent.* 2007;16(4):387-396.
 214. Rismanchian M, Davoudi A, Shadmehr E. Effect of using nano and micro airborne abrasive particles on bond strength of implant abutment to prosthesis. *Braz Dent J.* 2015;26(1):50-54.

215. de Campos TN, Adachi LK, Miashiro K, et al. Effect of surface topography of implant abutments on retention of cemented single-tooth crowns. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2010;30(4):409-413.
216. Akin H, Guney U. Effect of various surface treatments on the retention properties of titanium to implant restorative cement. *Lasers Med Sci*. 2012;27(6):1183-1187.
217. Kim T, Suzuki M, Ohtsuki C, et al. Enhancement of bone growth in titanium fiber mesh by surface modification with hydrogen peroxide solution containing tantalum chloride. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2003;64(1):19-26.
218. Chen D, Jordan EH, Gell M, Wei M. Apatite formation on alkaline-treated dense TiO₂ coatings deposited using the solution precursor plasma spray process. *Acta Biomater*. 2008;4(3):553-559.
219. Drnovšek N, Rade K, Milačič R, Štrancar J, Novak S. The properties of bioactive TiO₂ coatings on Ti-based implants. *Surf Coatings Technol*. 2012;209:177-183.
220. Kamijo K, Yoshida T, Mizoguchi T, Nagasawa S, Ito M. Evolution of H₂O₂ surface treatment for the adhesion between resin cements and titanium. *J Jpn Soc Dent Mater Devices*. 2002;21:121-124.
221. Kim MJ, Kim CW, Lim YJ, Heo SJ. Microrough titanium surface affects biologic response in MG63 osteoblast-like cells. *J Biomed Mater Res - Part A*. 2006;79(4):1023-1032.
222. Rohanizadeh R, Al-Sadeq M, LeGeros RZ. Preparation of different forms of titanium oxide on titanium surface: Effects on apatite deposition. *J Biomed Mater Res - Part A*. 2004;71(2):343-352.
223. Pachauri P, Bathala LR, Sangur R. Techniques for dental implant nanosurface modifications. *J Adv Prosthodont*. 2014;6(6):498.
224. Pan J, Liao H, Leygraf C, Thierry D, Li J. Variation of oxide films on titanium induced by osteoblast-like cell culture and the influence of an H₂O₂ pretreatment. *J Biomed Mater Res*. 1998;40:244-256.
225. Takemoto S, Yamamoto T, Tsuru K, Hayakawa S, Osaka A, Takashima S. Platelet adhesion on titanium oxide gels: Effect of surface oxidation. *Biomaterials*. 2004;25(17):3485-3492.

226. MacDonald DE, Rapuano BE, Deo N, Stranick M, Somasundaran P, Boskey AL. Thermal and chemical modification of titanium-aluminum-vanadium implant materials: Effects on surface properties, glycoprotein adsorption, and MG63 cell attachment. *Biomaterials*. 2004;25(16):3135-3146.
227. Nagassa ME, Daw AE, Rowe WG, Carley A, Thomas DW, Moseley R. Optimisation of the hydrogen peroxide pre-treatment of titanium: Surface characterisation and protein adsorption. *Clin Oral Implants Res*. 2008;19(12):1317-1326.
228. Linkevicius T, Vindasiute E, Puisys A, Linkeviciene L, Maslova N, Puriene A. The influence of the cementation margin position on the amount of undetected cement. A prospective clinical study. *Clin Oral Implants Res*. 2013;24(1):71-76.
229. De Oliveira PT, Zalzal SF, Beloti MM, Rosa AL, Nanci A. Enhancement of in vitro osteogenesis on titanium by chemically produced nanotopography. *J Biomed Mater Res - Part A*. 2007;80(3):554-564.
230. Wang X-X, Hayakawa S, Tsuru K, Osaka A. Bioactive titania-gel layers formed by chemical treatment of Ti substrate with a H₂O₂/HCl solution. *Biomaterials*. 2002;23(5):1353-1357.
231. Tavares MG, de Oliveira PT, Nanci A, Hawthorne AC, Rosa AL, Xavier SP. Treatment of a commercial, machined surface titanium implant with H₂SO₄/H₂O₂ enhances contact osteogenesis. *Clin Oral Implants Res*. 2007;18(4):452-458.
232. Mendonça G, Mendonça DBS, Aragão FJL, Cooper LF. The combination of micron and nanotopography by H₂SO₄/H₂O₂ treatment and its effects on osteoblast-specific gene expression of hMSCs. *J Biomed Mater Res A*. 2010;94(1):169-179.
233. Yang G-L, He F-M, Zhao S-S, Wang X-X, Zhao S-F. Effect of H₂O₂/HCl heat treatment of implants on in vivo peri-implant bone formation. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2008;23(6):1020-1028.
234. He FM, Yang GL, Li YN, Wang XX, Zhao SF. Early bone response to sandblasted, dual acid-etched and H₂O₂/HCl treated titanium implants: an experimental study in the rabbit. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2009;38(6):677-681.

235. Shi G, Ren L, Wang L, Lin H, Wang S, Tong Y. H₂O₂/HCl and heat-treated Ti-6Al-4V stimulates pre-osteoblast proliferation and differentiation. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2009;108(3):368-375.
236. Yang X, Chen Y, Yang F, He F-M, Zhao S. Enhanced initial adhesion of osteoblast-like cells on an anatase-structured titania surface formed by H₂O₂/HCl solution and heat treatment. *Dent Mater.* 2009;25(4):473-480.
237. Kaneko S, Tsuru K, Hayakawa S, et al. In vivo evaluation of bone-bonding of titanium metal chemically treated with a hydrogen peroxide solution containing tantalum chloride. *Biomaterials.* 2001;22(9):875-881.
238. Elsaka SE, Swain M V. Effect of surface treatments on the adhesion of self-adhesive resin cements to titanium. *J Adhes Dent.* 2013;15(1):65-71.
239. Daw AE, Kazi HA, Colombo JS, et al. Differential cellular and microbial responses to nano-/micron-scale titanium surface roughness induced by hydrogen peroxide treatment. *J Biomater Appl.* 2013;28(1):144-160.
240. Nishigawa G, Maruo Y, Oka M, et al. Effect of plasma treatment on adhesion of self-curing repair resin to acrylic denture base. *Dent Mater J.* 2004;23(4):545-549.
241. Duske K, Koban I, Kindel E, et al. Atmospheric plasma enhances wettability and cell spreading on dental implant metals. *J Clin Periodontol.* 2012;39(4):400-407.
242. Koban I, Holtfreter B, Hübner NO, et al. Antimicrobial efficacy of non-thermal plasma in comparison to chlorhexidine against dental biofilms on titanium discs in vitro - Proof of principle experiment. *J Clin Periodontol.* 2011;38(10):956-965.
243. Idlibi AN, Al-Marrawi F, Hannig M, et al. Destruction of oral biofilms formed in situ on machined titanium (Ti) surfaces by cold atmospheric plasma. *Biofouling.* 2013;29(4):369-379.
244. Weltmann KD, Kindel E, Brandenburg R, et al. Atmospheric pressure plasma jet for medical therapy: Plasma parameters and risk estimation. *Contrib to Plasma Phys.* 2009;49(9):631-640.
245. Foest R, Kindel E, Ohl A, Stieber M, Weltmann K-D. Non-thermal atmospheric pressure discharges for surface modification. *Plasma Phys Control Fusion.* 2005;47(12B):B525-B536.

246. Foest R, Schmidt M, Becker K. Microplasmas, an emerging field of low-temperature plasma science and technology. *Int J Mass Spectrom.* 2006;248(3):87-102.
247. Tseng W-Y, Hsu S-H, Huang C-H, et al. Low pressure radio-frequency oxygen plasma induced oxidation of titanium--surface characteristics and biological effects. *PLoS One.* 2013;8(12):e84898.
248. Coelho PG, Lemons JE. Physico/chemical characterization and in vivo evaluation of nanothickness bioceramic depositions on alumina-blasted/acid-etched Ti-6Al-4V implant surfaces. *J Biomed Mater Res - Part A.* 2009;90(2):351-361.
249. Larsson Wexell C, Thomsen P, Aronsson BO, et al. Bone response to surface-modified titanium implants: Studies on the early tissue response to implants with different surface characteristics. *Int J Biomater.* 2013;2013.
250. Choi Y-H, Kim J-H, Paek K-H, Ju W-T, Hwang YS. Characteristics of atmospheric pressure N₂ cold plasma torch using 60-Hz AC power and its application to polymer surface modification. *Surf Coatings Technol.* 2005;193(1-3):319-324.
251. Lee S, Kim Y. Adhesion improvement of polyimide/metal interface by He/O₂/NF₃ atmospheric pressure plasma. *Wiley Online Libr.* 2009;6:S525-S529.
252. Ozden N, Akaltan F, Suzer S, Akovali G. Time-related wettability characteristic of acrylic resin surfaces treated by glow discharge. *J Prosthet Dent.* 1999;82(6):680-684.
253. Nishigawa G, Maruo Y, Oka M, Oki K, Minagi S, Okamoto M. Plasma treatment increased shear bond strength between heat cured acrylic resin and self-curing acrylic resin. *J Oral Rehabil.* 2003;30(11):1081-1084.
254. Fang Z, Yang H, Qiu Y. Surface treatment of polyethylene terephthalate films using a microsecond pulse homogeneous dielectric barrier discharges in atmospheric air. *IEEE Trans Plasma Sci.* 2010;38(7):1615-1623.
255. Cho B-H, Han G-J, Oh K-H, Chung S-N, Chun B-H. The effect of plasma polymer coating using atmospheric-pressure glow discharge on the shear bond strength of composite resin to ceramic. *J Mater Sci.* 2011;46(8):2755-2763.

256. Valverde GB, Coelho PG, Janal MN, et al. Surface characterisation and bonding of Y-TZP following non-thermal plasma treatment. *J Dent*. 2013;41(1):51-59.
257. Silva NRFA, Coelho PG, Valverde GB, et al. Surface characterization of Ti and Y-TZP following non-thermal plasma exposure. *J Biomed Mater Res - Part B Appl Biomater*. 2011;99 B(1):199-206.
258. Schneider R, Goes MF de, Henriques GEP, Chan DCN. Tensile bond strength of dual curing resin-based cements to commercially pure titanium. *Dent Mater*. 2007;23(1):81-87.
259. Han G-J, Chung S-N, Chun B-H, Kim C-K, Oh K-H, Cho B-H. Effect of the applied power of atmospheric pressure plasma on the adhesion of composite resin to dental ceramic. *J Adhes Dent*. 2012;14(5):461-469.
260. El-Helbawy N, El-Hatery A, Ahmed M. Comparison of oxygen plasma treatment and sandblasting of titanium implant-abutment surface on bond strength and surface topography. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2016:555-562.
261. Miyajima M. The overview of metal CMP. *J J Appl Phys*. 1999;68:1243-1246.
262. Okawa S, Watanabe K. Chemical mechanical polishing of titanium with colloidal silica containing hydrogen peroxide--mirror polishing and surface properties. *Dent Mater J*. 2009;28(1):68-74.
263. Kaufman FB. Chemical-mechanical polishing for fabricating patterned W metal features as chip interconnects. *J Electrochem Soc*. 1991;138(11):3460.
264. Sittig C, Textor M, Spencer ND, Wieland M, Vallotton PH. Surface characterization of implant materials c.p. Ti, Ti-6Al-7Nb and Ti-6Al-4V with different pretreatments. *J Mater Sci Mater Med*. 1999;10(1):35-46.
265. Tanaka Y, Kobayashi E, Hiromoto S, Asami K, Imai H, Hanawa T. Calcium phosphate formation on titanium by low-voltage electrolytic treatments. *J Mater Sci Mater Med*. 2007;18(5):797-806.
266. Healy KE, Thomas CH, Rezania A, et al. Kinetics of bone cell organization and mineralization on materials with patterned surface chemistry. *Biomaterials*. 1996;17(2):195-208.
267. Jouanny I, Labdi S, Aubert P, et al. Structural and mechanical properties of

- titanium oxide thin films for biomedical application. *Thin Solid Films*. 2010;518(12):3212-3217.
268. Kurella A, Dahotre NB. Review paper: Surface modification for bioimplants: The role of laser surface engineering. *J Biomater Appl*. 2005;20(1):5-50.
 269. Belcarz A, Bienias J, Surowska B, Ginalska G. Studies of bacterial adhesion on TiN, SiO₂-TiO₂ and hydroxyapatite thin layers deposited on titanium and Ti6Al4V alloy for medical applications. *Thin Solid Films*. 2010;519(2):797-803.
 270. Ichinose I, Senzu H, Kunitake T. Stepwise adsorption of metal alkoxides on hydrolyzed surfaces : A surface sol-gel process. *Chem Lett*. 1996;25(10):831-832.
 271. Klimek L, Pietrzyk B. The influence of deposition conditions on quality of TiO₂ coatings deposited by sol-gel method. *Eng Biomater*. 2004:33-35.
 272. Sobieszczyk S, Zieliński A. Coatings in arthroplasty: Review paper. *Adv Mater Sci*. 2008;8(4):35-54.
 273. Maiyalagan T, Viswanathan B, Varadaraju U V. Fabrication and characterization of uniform TiO₂ nanotube arrays by sol–gel template method. *Bull Mater Sci*. 2006;29(7):705-708.
 274. Advincula MC, Petersen D, Rahemtulla F, Advincula R, Lemons JE. Surface analysis and biocorrosion properties of nanostructured surface sol–gel coatings on Ti6Al4V titanium alloy implants. *J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater*. 2007;80B(1):107-120.
 275. Krzak-Roś J, Filipiak J, Pezowicz C, et al. The effect of substrate roughness on the surface structure of TiO(2), SiO(2), and doped thin films prepared by the sol-gel method. *Acta Bioeng Biomech*. 2009;11(2):21-29.
 276. Kahvecioğlu S. *Bir Rezin Simanın Dört Farklı Metal Alaşıma Bağlanma Dayanımına Metal Primerlerin Etkisi*. Konya; 2006.
 277. Berg E, Davik G, Hegdahl T, Gjerdet NR. Hardness, strength, and ductility of prefabricated titanium rods used in the manufacture of spark erosion crowns. *J Prosthet Dent*. 1996;75(4):419-425.
 278. Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent*. 1999;81(2):135-141.

279. Sadan A, Blatz MB, Salinas TJ, Block MS. Single-implant restorations: A contemporary approach for achieving a predictable outcome. *J Oral Maxillofac Surg.* 2004;62(SUPPL. 2):73-81.
280. Dudley JE, Richards LC, Abbottf JR. Retention of cast crown copings cemented to implant abutments. *Aust Dent J.* 2008;53(4):332-339.
281. Anusavice K. *Phillip's Science of Dental Materials.* 10th ed. Philadelphia: WB Saunders; 1996.
282. Zaimoğlu A, Can G. *Sabit Protezler.* Ankara: AÜ Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları; 2004.
283. Dayangaç B. *Kompozit Rezın Restorasyonlar.* Ankara: Güneş Kitapevi; 2000.
284. Gladwin M, Bagby M. *Clinical Aspects of Dental Materials.* Philadelphia: Wolters Kluwer Co; 2000.
285. Kaban Ş. *Işık Şiddetinin Mikrofil ve Hibrit Kompozitlerin Polimerizasyonu ve Fiziksel Özellikleri Üzerine Etkisinin Araştırılması.* İzmir; 1996.
286. Anusavice KJ. Informatics systems to assess and apply clinical research on dental restorative materials. *Adv Dent Res.* 2003;17(1):43-48.
287. Roulet J. *Degradation of Dental Polymers.* New York: Karger Publications; 1987.
288. Davidson C. *Operatif Diş Hekimliğinde Gelişmeler: Geleceğe Meydan Okumak.* Quintessence yayıncılık; 2006.
289. Ferrari M, Vichi A, Feilzer A. *Operatif Dişhekimliğinde Gelişmeler: Güncel Pratik Uygulamalar.* Quintessence yayıncılık; 2006.
290. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin - ceramic bonding: A review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2003;89:268-274.
291. Blatz MB, Sadan A, Arch GH, Lang BR. In vitro evaluation of long-term bonding of Procera AllCeram alumina restorations with a modified resin luting agent. *J Prosthet Dent.* 2003;89(4):381-387.
292. Panavia F 2.0 ürün kataloğu. Kuraray Dental.
293. İnan H. Tam protezlerde kullanılan farklı kaide materyallerinin yüzey pürüzlülüğü, yüzey ıslanabilirliği ve mikroorganizma tutunması yönünden in vitro incelenmesi.

- 2007.
294. Kökçü D. Protez kaide materyallerinde farklı polisaj yöntemlerinin mikro sertlik ve bakteriyel kolonizasyon üzerine etkilerinin incelenmesi. 2007.
 295. Whitehead SA, Shearer AC, Watts DC, Wilson NH. Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic. *J Oral Rehabil.* 1995;22(6):421-427.
 296. Yöndem İ. Farklı yüzey bitirme işlemlerinin metal desteksiz seramik restorasyonlarda yüzey pürüzlülüğü ve kırılma dayanımları üzerindeki etkisinin karşılaştırmalı olarak incelenmesi. 2006.
 297. Jefferies S. The art and science of abrasive finishing and polishing in restorative dentistry. *Dent Clin North Am.* 1998;42(4):613-627.
 298. Çölgeçen Ö. Soy olmayan dental alaşımlara uygulanan farklı yüzey kaplama materyallerinin yüzey özelliklerine ve mikrobiyal yapışmaya etkisi. 2011.
 299. İnan H, Tamam E, Bağış B. Tam protezlerde kullanılan farklı kaide materyallerinin yüzey pürüzlülüğü yönünden in vitro incelenmesi. *SÜ Dişhek Fak Der.* 2008;17:171-176.
 300. Chapman SK. *Working with a Scanning Electron Microscope*. Chislehurst: Lodegemark Pres; 1986.
 301. Bona A Della, Anusavice KJ, Hood JAA. Effect of ceramic surface treatment on tensile bond strength to a resin cement. *Int J Prosthodont.* 2002;15(3):248-253.
 302. Van Meerbeek B, De Munck J, Mattar D, Van Landuyt K, Lambrechts P. Microtensile bond strengths of an etch&rinse and self-etch adhesive to enamel and dentin as a function of surface treatment. *Oper Dent.* 2003;28(5):647-660.
 303. Bancroft J, Stevens A. *Theory and Practice of Histological Techniques*. Churchill Livingstone, New York; 1996.
 304. Watt I. *The Principles and Practice of Electron Microscopy*. UK: Cambridge University press; 1996.
 305. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent.* 1999;27(2):89-99.
 306. Akın EG, Hergüner-Siso Ş, Akın H. Termal siklus ve suda bekletmenin kendinden

- asitli adezivlerin dentine mikrogerilim bağlanma dayanımları üzerine etkileri. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2012;22(2):125-131.
307. Geis-Gerstorfer J. In vitro corrosion measurements of dental alloys. *J Dent.* 1994;22(4):247-251.
308. Longman CM, Pearson GJ. Variations in tooth, surface temperature in the oral cavity during fluid intake. *Biomaterials.* 1987;8(5):411-414.
309. Spierings TA, Peters MC, Bosman F, Plasschaert AJ. Verification of theoretical modeling of heat transmission in teeth by in vivo experiments. *J Dent Res.* 1987;66(8):1336-1339.
310. Plant CG, Jones DW, Darvell BW. The heat evolved and temperatures attained during setting of restorative materials. *Br Dent J.* 1974;137(6):233-238.
311. Palmer DS, Barco MT, Billy EJ. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *J Prosthet Dent.* 1992;67(3):325-327.
312. Karadağ S. Mikrosızıntı teknikleri ve mikrosızıntıyı etkileyen faktörler. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak.* 2005;15:80-87.
313. Erdilek D, Dörter C, Koray F, Kunzelmann K-H, Efes BG, Gomec Y. Effect of thermo-mechanical load cycling on microleakage in class II ormocer restorations. *Eur J Dent.* 2009;3(3):200-205.
314. Daneshkazemi AR, Davari AR, Ataei E, Dastjerdi F, Hajighasemi E. Effects of mechanical and thermal load cycling on micro tensile bond strength of clearfil SE bond to superficial dentin. *Dent Res J (Isfahan).* 2013;10(2):202-209.
315. International Organization for Standardization. ISO TR 11450. Dental materials guidance on testing of adhesion to tooth structure. 1994.
316. Caputo Js. *Biomechanics in Clinical Dentistry.* Quintessence Publishing Co; 1987.
317. McNeill C. *Fundamental Occlusal Therapy Considerations Science and Practice of Occlusion.* Quintessence Publishing Co; 1997.
318. Oilo G. Bond strength testing--what does it mean? *Int Dent J.* 1993;43(5):492-498.
319. Scherrer SS, Cesar PF, Swain M V. Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review. *Dent Mater.*

- 2010;26(2):e78-93.
320. Sano H, Shono T, Sonoda H, et al. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength--evaluation of a micro-tensile bond test. *Dent Mater.* 1994;10(4):236-240.
 321. Dental materials-testing of adhesion to tooth structure. Second ed. Switzerland: 2003. *Tech Specif ISO/TS 11405*.
 322. Peumans M, Kanumilli P, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Clinical effectiveness of contemporary adhesives: A systematic review of current clinical trials. *Dent Mater.* 2005;21(9):864-881.
 323. Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, et al. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dent Mater.* 2010;26(2):100-121.
 324. Peregrina A, Schorr B, Eick J, Robinson S, Feil P. Measurement of oxide adherence to silver-free high-palladium alloys. *Int J Prosthodont.* 1992;5:173-178.
 325. Armstrong S, Geraldeli S, Maia R, Raposo LHA, Soares CJ, Yamagawa J. Adhesion to tooth structure: A critical review of "micro" bond strength test methods. *Dent Mater.* 2010;26(2):50-62.
 326. Van Noort R, Noroozi S, Howard IC, Cardew G. A critique of bond strength measurements. *J Dent.* 1989;17(2):61-67.
 327. Braga RR, Meira JBC, Boaro LCC, Xavier TA. Adhesion to tooth structure: A critical review of "macro" test methods. *Dent Mater.* 2010;26(2):38-49.
 328. White S, Miklus V, McLaren E, Lang L, Caputo A. Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system. *J Prosthet Dent.* 2005;94(2):125-131.
 329. Djaoued Y, Badilescu S, Ashrit P V, Bersani D, Lottici PP, Robichaud J. Study of anatase to rutile phase transition in nanocrystalline titania films. *J Sol-Gel Sci Technol.* 2002;24(3):255-264.
 330. Velten D, Biehl V, Aubertin F, Valeske B, Possart W, Breme J. Preparation of TiO₂ layers on cp-Ti and Ti6Al4V by thermal and anodic oxidation and by sol-gel coating techniques and their characterization. *J Biomed Mater Res.* 2002;59(1):18-28.

331. Kajitvichyanukul P, Ananpattarachai J, Pongpom S. Sol-gel preparation and properties study of TiO₂ thin film for photocatalytic reduction of chromium(VI) in photocatalysis process. *Sci Technol Adv Mater*. 2005;6(3-4 SPEC. ISS.):352-358.
332. Mehl C, Dent M, Harder S, Dent M, Shahriari A. Influence of abutment height and thermocycling on retrievability of cemented implant-supported crowns. *Int J Oral Maxillofac Implant*. 2012;27(5):1106-1115.
333. Wadhwani C, Chung KH. Bond strength and interactions of machined titanium-based alloy with dental cements. *J Prosthet Dent*. 2015;114(5):660-665.
334. Akça K, Iplikçioğlu H, Cehreli MC. Comparison of uniaxial resistance forces of cements used with implant-supported crowns. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2002;17(4):536-542.
335. Saleh Saber F, Abolfazli N, Nuroloyuni S, et al. Effect of abutment height on retention of single cement-retained, wide- and narrow-platform implant-supported restorations. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects*. 2012;6(3):98-102.
336. Varalakshmi Reddy S, Sushender Reddy M, Rajaneesh Reddy C, Pithani P, Santosh Kumar R, Kulkarni G. The influence of implant abutment surface roughness and the type of cement on retention of implant supported crowns. *J Clin Diagnostic Res*. 2015;9(3):ZC05-ZC07.
337. Carnaggio T V, Conrad R, Engelmeier RL, et al. Retention of CAD/CAM all-ceramic crowns on prefabricated implant abutments: An in vitro comparative study of luting agents and abutment surface area. *J Prosthodont*. 2012;21(7):523-528.
338. Frankenberger R, Tay FR. Self-etch vs etch-and-rinse adhesives: Effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations. *Dent Mater*. 2005;21(5):397-412.
339. Assenza B, Scarano A, Leghissa G, et al. Screw vs cement-implant retained restorations: an experimental study in the beagle. Part 1. Screw and abutment loosening. *J Oral Implantol*. 2005;31:242-246.
340. Santosa RE, Martin W, Morton D. Effects of a cementing technique in addition to luting agent on the uniaxial retention force of a single-tooth implant-supported

- restoration: an in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010;25(6):1145-1152.
341. Bhoyar A, Jain A, Parlani S, Pandey H. Selection of luting agent in implant retained prosthesis: A review. *Int J Oral Heal Dent*. 2016;2(1):19-25.
 342. Phillips R. *Skinner's Science of Dental Materials*. Philadelphia: WB Saunders Company; 1991.
 343. Grajower R, Lewinstein I. A mathematical treatise on the fit of crown castings. *J Prosthet Dent*. 1983;49(5):663-674.
 344. Gültekin P, Gültekin BA. Farklı simanların implantüstü kuron protezlerin tutuculuğuna etkisi. *İstanbul Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg*. 2012;46(1):43-52.
 345. Psillakis JJ, McAlarney ME, Wright RF, Urquiola J. Effect of evaporation and mixing technique on die spacer thickness: A preliminary study. *J Prosthet Dent*. 2001;85(1):82-87.
 346. Covey DA, Kent DK, St Germain HAJ, Koka S. Effects of abutment size and luting cement type on the uniaxial retention force of implant-supported crowns. *J Prosthet Dent*. 2000;83(3):344-348.
 347. Di Francescantonio M, de Oliveira MT, Daroz LGD, Henriques GEP, Giannini M. Adhesive bonding of resin cements to cast titanium with adhesive primers. *Braz Dent J*. 2012;23(3):218-222.
 348. White S, Golshanara A. Fatigue of resin cement-base metal alloy bond strength. *J Prosthodont*. 1996;5(4):253-258.
 349. Kern M, Thompson VP. Influence of prolonged thermal cycling and water storage on the tensile bond strength of composite to NiCr alloy. *Dent Mater*. 1994;10(1):19-25.
 350. Ergin S, Gemalmaz D. Retentive properties of five different luting cements on base and noble metal copings. *J Prosthet Dent*. 2002;88(5):491-497.
 351. Von Steyern PV, Ebbesson S, Holmgren J, Haag P, Nilner K. Fracture strength of two oxide ceramic crown systems after cyclic pre-loading and thermocycling. *J Oral Rehabil*. 2006;33(9):682-689.

352. Oshida Y, Miyazaki M. Dentin bonding system. Part II: Effect of crosshead speed. *Biomed Mater Eng.* 1996;6(2):87-100.
353. Takemori T, Chigira H, Itoh K, Hisamitsu H, Wakumoto S. Factors affecting tensile bond strength of composite to dentin. *Dent Mater.* 1993;9(2):136-138.
354. Mansour A, Ercoli C, Graser G, Tallents R, Moss M. Comparative evaluation of casting retention using the ITI solid abutment with six cements. *Clin Oral Implants Res.* 2002;13(4):343-348.
355. Veljee T, Shruthi C, Poojya R. Evaluation and comparison of the effect of different surface treatment modifications on the shear bond strength of a resin cement to titanium: An in vitro study. *J Indian Prosthodont Soc.* 2015;15(4):308-312.
356. Aljadi MS. The effects of different surface treatments on the shear bond strength of composite resin to machined titanium. 2011.
357. Basim GB, Ozdemir Z. Chemical mechanical polishing implementation on dental implants. In: *2015 International Conference on Planarization/CMP Technology, ICPT 2015.* ; 2016.
358. Ozdemir Z, Basim GB. Effect of chemical mechanical polishing on surface nature of titanium implants FT-IR and wettability data of titanium implants surface after chemical mechanical polishing implementation. *Data Br.* 2017;10:20-25.
359. Miller S, Zernik J. Sandblasting of bands to increase bond strength. *J Clin Orth.* 1996;30:217-222.
360. Walczak M, Drozd K. Production of oxide coatings by sol-gel method & electrophoresis. *Curr Issues Pharm Med Sci.* 2017;30(1):16-19.

İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI

DENTAL İMPLANT ABUTMENTLARINA UYGULANAN FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİNİN SİMAN TUTUCULUĞUNA ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

ORIJINALLIK RAPORU

%3	%3	%2	%1
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	Submitted to Istanbul University Öğrenci Ödevi	%1
2	dfd.atauni.edu.tr İnternet Kaynağı	<%1
3	www.researchgate.net İnternet Kaynağı	<%1
4	acikerisim.selcuk.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	<%1
5	Submitted to Beykent Universitesi Öğrenci Ödevi	<%1
6	library.neu.edu.tr İnternet Kaynağı	<%1
7	dent.ege.edu.tr İnternet Kaynağı	<%1
8	Submitted to Recep Tayyip Erdogan University Öğrenci Ödevi	<%1

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Esra	Soyadı	Bilgi Özyetim
Doğ.Yeri	Tekirdağ	Doğ.Tar.	19.06.1988
Uyruğu	T.C.	TC Kim No	32854714970
Email	esrabil88@hotmail.com	Tel	05436586735

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mez. Yılı
Doktora		
Yük.Lis.	İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	2011
Lisans	İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	2011
Lise	Tekirdağ Öğretmen Lisesi	2006

İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

	Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
1.	Diş Hekimi	İstanbul Bakırköy Dr. Sadi Konuk EAH	2011-2012
2.			-
3.			-

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*	KPDS/ÜDS Puanı	(Diğer) Puanı
İngilizce	İyi	İyi	İyi		82.5 (Yökdl)

*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
LES Puanı	96.967	97.559	75.996
(Diğer) Puanı			

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
Word, Excel, Powerpoint	İyi
Spss	Orta

Yayınları/Tebliğleri Sertifikaları/Ödülleri

Yurtiçi hakemli dergilerde yayınlananlar:

1- **Özyetim Bilgi E**, Çilingir A, Bayraktar G. Ağız Açıklığı Kısıtlı Hastada Parçalı Ölçü Yöntemi İle Bölümlü İskelet Protez Yapımı: Olgu Sunumu. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2018; 28(2): 249-252.

2- Atamer A, **Özyetim Bilgi E**, Ayçiçek F, Bayraktar G. Estetik Bölgedeki İmplant Destekli Sabit Restorasyonlarda Dişeti Çıkış Profiline Oluşturulması: Olgu sunumu. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. DOI: 10.17567/dfd. 08149.

Posterler:

1- **Özyetim Bilgi E**, Çilingir A, Bayraktar G. Ağız Açıklığı Kısıtlı Hastada Parçalı Ölçü Yöntemi. 7. Uluslararası İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Bilimsel Kongresi. 19-22 Kasım 2014, İstanbul.

2- **Özyetim Bilgi E**, Atamer A, Kayacıoğlu B, Aycicek F, Geckili O, Bayraktar G. Tam Dişsizliğin Dental İmplantlar ve Teleskop Tutuculu Protezler İle Tedavisi. 22. Uluslararası İzmir Diş Hekimleri Odası Bilimsel Kongre ve Sergisi. 27-29 Kasım 2015, İzmir.

3- Atamer A, **Özyetim E**, Sülün T, Bayraktar G. Posterior Diş Kaybı ve Aşınma Nedeniyle Azalan Dikey Boyutun Protetik Rehabilitasyonu Olgu Sunumu. Uluslararası Koruyucu Diş Hekimliği Kongresi. 5-9 Mart 2018, Erzurum.

4- **Özyetim Bilgi E**, Atamer A, Ahmad Ali WK, Bayraktar G. Total Dişsiz Mandibulanın All-On-4 Konsepti ile Rehabilitasyonu: Olgu Sunumu. 24. Uluslararası Dişhekimliği Kongresi. 27-30 Eylül 2018, Ankara.

Özel İlgi Alanları (Hobileri):

Fotoğraf, sinema

