



**FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİ UYGULANMIŞ TİTANYUM
ABUTMENTLERE ÇEŞİTLİ SİMANLAR KULLANILARAK SİMANTE
EDİLEN İMPLANT ÜSTÜ KRONLARIN RETANSİYONLARININ
İN-VİTRO İNCELENMESİ**

Cansu KURTOĞLU

**UZMANLIK TEZİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

EYLÜL 2021

Cansu KURTOĞLU tarafından hazırlanan “Farklı Yüzey İşlemleri Uygulanmış Titanyum Abutmentlere Çeşitli Simanlar Kullanılarak Simante Edilen İmplant Üstü Kronların Retansiyonlarının İn-Vitro İncelenmesi” adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından OY BİRLİĞİ / OY ÇOKLUĞU ile Gazi Üniversitesi Anabilim Dalı’nda UZMANLIK TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Danışman: Doç. Dr. Neşet Volkan ASAR

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Uzmanlık Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum

Başkan: Prof. Dr. Cemal AYDIN

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Uzmanlık Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum

Üye: Prof. Dr. Nur Emel HERSEK

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Hacettepe Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Uzmanlık Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum

Tez Savunma Tarihi: 24.09.2021

Jüri tarafından kabul edilen bu tezin Uzmanlık Tezi olması için gerekli şartları yerine getirdiğini onaylıyorum.

Prof. Dr. Kahraman GÜNGÖR

Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı

ETİK BEYAN

Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu,

bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

Cansu KURTOĞLU

24/09/2021

FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİ UYGULANMIŞ TİTANYUM ABUTMENTLERE
ÇEŞİTLİ SİMANLAR KULLANILARAK SİMANTE EDİLEN İMPLANT ÜSTÜ
KRONLARIN RETANSİYONLARININ İN-VİTRO İNCELENMESİ

(Uzmanlık Tezi)

Cansu KURTOĞLU

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Eylül 2021

ÖZET

Amaç: Geleneksel geçici siman ve implant üstü protezler için üretilmiş geçici siman kullanılarak çeşitli yüzey işlemleri uygulanmış titanyum abutmentlere simante edilen implant üstü metal kopinglerin retansiyonlarının değerlendirilmesidir. Gereç-Yöntem: Kontrol grubu (yüzey işlemi uygulanmamış), kumlama uygulanan grup, asit uygulanan grup ve oksijen plazma uygulanan grup olmak üzere dört farklı abutment grubu (n=10) elde edildi. Kumlama grubundaki abutmentlere 50 µm olan Al₂O₃ tozları ile 3 atmosfer basınç altında 10 mm mesafeden 10 saniye boyunca kumlama işlemi uygulandı. Asit grubundaki abutmentler 60 derece sıcaklıktaki, % 48 'lik H₂SO₄ çözeltisinde 1 saat yüzey işlemine tabi tutuldu. Oksijen plazma grubundaki abutmentlere ise 1.875×10⁻¹ torr oksijen basıncında, 18 watt gücünde, 5 dakika süresince oksijen plazma uygulandı. Tüm gruplardaki abutmentlerin yüzey topoğrafyası SEM ile incelendi ve yüzey pürüzlülüğü profilometre ile ölçüldü. Metal kopingler, öjenolsüz çinko oksit siman (tg CemTemp NE) ve öjenolsüz ürethan dimetakrilat siman (tg Implacem) ile abutmentlere yapıştırıldı. Örnekler universal test cihazı yardımıyla 0,5 mm/dk hızla uniaksial çekme testine tabi tutuldu. Bulgular: Tek yollu ANOVA testi ile tüm abutment gruplarında iki siman ile yapıştırılan metal kopinglerin retansiyonları arasında anlamlı fark görüldü. Tukey HSD testi ile yapılan ikili karşılaştırmalar neticesinde öjenolsüz çinko oksit siman için abutment grupları arasında anlamlı fark olmadığı, öjenolsüz ürethan dimetakrilat siman için ise anlamlı fark olduğu tespit edildi. Sonuç: Kumlama, asit uygulama ve oksijen plazma uygulaması abutment yüzey pürüzlülüğünü artırarak yüzey morfolojisini değiştirmiştir. Uygulanan yüzey işlemlerinin öjenolsüz çinko oksit siman ile yapıştırılan metal kopinglerin retansiyonlarını önemli ölçüde etkilemediği görülmüştür. Kontrol grubuna kıyasla, kumlama ve asit uygulanan abutment gruplarında öjenolsüz ürethan dimetakrilat siman ile yapıştırılan metal kopinglerin retansiyonlarında önemli ölçüde artış olduğu saptanmıştır.

Bilim Kodu : 10101.07
Anahtar Kelimeler : İmplant destekli kron protezleri, Abutment yüzey işlemi, Retansiyon
Sayfa Adedi : 97
Danışman : Doç. Dr. Neşet Volkan ASAR

EVALUATION OF THE RETANTION OF IMPLANT SUPPORTED CROWN
PROSTHESIS LUTED WITH VARIOUS CEMENTS TO ABUTMENTS MODIFIED
WITH DIFFERENT SURFACE MODIFICATIONS

(Thesis of Residency)

Cansu KURTOĞLU

GAZİ UNIVERSITY

FACULTY OF DENTISTRY

September 2021

ABSTRACT

Aim: To evaluate the retentions of implant supported metal copings which were cemented with conventional temporary and implant supported crown temporary cements to titanium abutments having applied various surface modifications. **Materials-Methods:** Four abutment groups (n=10), which involved control group (untreated surfaces), sandblasting group, acid etching group and oxygen plasma treatment group were generated. To sandblasting group abutments, 10 seconds of sandblasting was applied from 10 mm distance, under 3 pressure, with 50 μm Al_2O_3 particles. Acid etching group abutments were exposed to 48% H_2SO_4 solution for 1 hour, under 60 degrees temperature. Oxygen plasma group abutments were treated for 5 minutes with 18 watt powered oxygen plasma under 1.875×10^{-1} torr oxygen pressure. Surface topographies of all abutments were inspected with SEM and surface roughness values were determined with profilometer. Metal copings were cemented to abutments with non-eugenol zinc oxide cement (tg CemTemp NE) and non-eugenol urethane dimethacrylate cement (tg Implacem). Samples were subjected to a uniaxial tensile test at a speed of 0.5 mm/min using a universal test machine. **Results:** Via One-way ANOVA test, there were significant differences between the retentions of the metal copings bonded with the two cements, in all groups. As a result of pairwise comparisons made with TUKEY HSD test, there was no significant difference between abutment groups for non-eugenol zinc oxide cement. Unlike, there were remarkable differences between abutment groups for non-eugenol urethane dimethacrylate cement. **Conclusion:** Sandblasting, acid etching and oxygen plasma processes modified surface topographies by improving surface roughnesses. Applied surface treatments did not cause any significant change in the retention values of the copings luted with non-eugenol zinc oxide cement. Compared to the control group, retentions of metal copings which were luted with non-eugenol urethane dimethacrylate cement increased dramatically in the sandblasting and acid etching abutment groups.

Science Code : 10101.07
Key Words : Implant supported crown prosthesis, Surface modification of
abutment, Retantion
Page Number : 97
Supervisor : Assoc. Prof. Dr. Neşet Volkan ASAR

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca her zaman yanımda olan, bilgi ve tecrübesi ile bana yol gösteren, her türlü yardımı ve desteği esirgemeyen değerli danışman hocam Doç. Dr. Neşet Volkan ASAR'a

Her konuda yol gösteren, yardımını ve desteğini esirgemeyen, mesleki tecrübelerinden çokça yararlandığım ve birlikte çalışmaktan gurur duyduğum saygıdeğer hocam, bölüm başkanımız Prof. Dr. Cemal AYDIN'a,

Uzmanlık eğitimimde emeği geçen başta Prof. Dr. Arife DOĞAN ve Prof. Dr. Seçil KARAKOCA NEMLİ olmak üzere, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'ndaki tüm hocalarıma,

Çalışmamızda kullandığımız laboratuvarı desteklerini hiç eksik etmeyen Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'ndaki hocam Doç. Dr. Suat ÖZCAN'a,

Dostluklarını ve yardımlarını hiçbir zaman eksik etmeyen birlikte çalışmaktan büyük mutluluk duyduğum değerli arkadaşlarım Dt. Ceyda Başak İNAL'a, Dt. Gülsüm DOĞRU'ya, Dt. Elif DEMİRALP'e, Dt. Bilgesu KURT'a, Dt. Nihan TOĞRAL'a, Dt. Zeynep GÜL'e, Dt. Cansu YIKICI'ya, Dt. Zuhale KAM'a ve birlikte çalışmaktan keyif aldığım asistan arkadaşlarıma,

Sonsuz sabır ve anlayışla her konuda yanımda olan, beni destekleyen, maddi manevi desteklerini hiç eksik etmeyen çok sevdiğim annem Gülten, babam Yalçın'a,

Yıllardır yanımda olan, beni her zaman çok değerli hissettiren, yol arkadaşım eşim Can KURTOĞLU'na

En içten teşekkürlerimi sunuyorum.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	x
ŞEKİLLERİN LİSTESİ.....	xi
RESİMLERİN LİSTESİ	xii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xiv
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Dental İmplantoloji	3
2.1.1. Osseointegrasyon	3
2.1.2. Dental implant.....	4
2.1.3. Abutment.....	5
2.2. İmplant Destekli Protetik Tedaviler	10
2.3. Tek Diş Eksikliğinde Uygulanan İmplant Destekli Protetik Tedaviler.....	10
2.3.1. İmplant destekli sabit protezlerde üst yapı tasarımları.....	12
2.4. İmplant Destekli Siman Retansiyonlu Protezlerde Retansiyonu Etkileyen Faktörler	15
2.4.1. Abutmentin aksiyal duvarlarının eğimi.....	15
2.4.2. Abutmentin yüzey alanı ve yüksekliği.....	15
2.4.3. Yapıştırıcı simanın tipi.....	16
2.4.4. Abutment yüzey özellikleri/pürüzlülüğü	23
2.5. Titanyum ve Titanyum Alaşımlarına Uygulanan Yüzey İşlemleri	24
2.5.1. Mekanik metotlar	25

	Sayfa
2.5.2. Kimyasal metotlar	25
2.5.3. Fiziksel metotlar.....	26
2.6. Yüzey Topoğrafyasını İncelemek İçin Kullanılan Yöntemler	27
2.6.1. Profilometre	27
2.6.2. Optik mikroskop	28
2.6.3. Taramalı elektron mikroskobu (Scanning electron microscope=SEM)...	29
2.6.4. Atomik kuvvet mikroskobu (AFM)	29
2.7. Bağlanma Dayanımını Ölçmek İçin Kullanılan Testler	30
2.7.1. Makro çekme (macrotensile) bağlanma dayanımı testi	31
3. MATERYAL VE METOT	33
3.1. Gereç ve Yöntem.....	33
3.1.1. Örneklerin hazırlanması	33
3.1.2. Abutmentlere uygulanan yüzey işlemleri	37
3.1.3. Örneklerin yüzey topoğrafyasının değerlendirilmesi.....	40
3.1.4. Kopinglerin simantasyonu	42
3.1.5. Kopinglerin çekme kuvvetlerinin ölçülmesi	44
3.1.6. Başarısızlık tipleri	45
3.2. İstatiksel Değerlendirme	45
4. BULGULAR	47
4.1. Örneklerin SEM Mikrografileri ile Elde Edilen Bulgular.....	47
4.2. Örneklerin Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümü ile Elde Edilen Bulgular	49
4.3. Bağlanma Dayanımı Bulguları.....	49
4.4. Başarısızlık Tipleri	57
5. TARTIŞMA	61
6. SONUÇ	75
KAYNAKLAR	77

ÖZGEÇMİŞ	97
----------------	----



ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan yapıştırıcı simanların özellikleri	43
Çizelge 4.1. Abutmentlere uygulanan yüzey işlemlerine göre elde edilen yüzey pürüzlülüğü değerleri.....	49
Çizelge 4.2. Kontrol grubundaki abutmentlerin Shapiro-Wilk testine göre çekme kuvveti dağılımları.....	50
Çizelge 4.3. Kumlama uygulanan abutmentlerin Shapiro-Wilk testine göre çekme kuvveti dağılımları.....	51
Çizelge 4.4. Asit uygulanan abutmentlerin Shapiro-Wilk testine göre çekme kuvveti dağılımları.....	53
Çizelge 4.5. Oksijen plazma uygulanan abutmentlerin Shapiro-Wilk testine göre çekme kuvveti dağılımları	54
Çizelge 4.6. Öjenolsüz çinko oksit siman ile yapıştırılan metal kopingler için tüm abutment gruplarında elde edilen çekme kuvvetlerinin karşılaştırılması ...	56
Çizelge 4.7. Öjenolsüz üretan dimetakrilat siman yapıştırılan metal kopingler için tüm abutment gruplarında elde edilen çekme kuvvetlerinin karşılaştırılması ...	56
Çizelge 4.8. Yüzey pürüzlülüğü ve bağlanma dayanımı korelasyonu.....	57
Çizelge 4.9. Materyallere uygulanan yüzey işlemleri ve siman tipine göre başarısızlık tipleri.....	58

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 4.1. Kontrol grubundaki abutmentlerin çekme kuvveti değerleri grafiği	50
Şekil 4.2. Kumlama uygulanan abutmentlerin çekme kuvveti değerleri grafiği	52
Şekil 4.3. Asit uygulanan abutmentlerin çekme kuvveti değerleri grafiği	53
Şekil 4.4. Oksijen plazma uygulanan abutmentlerin çekme kuvveti değerleri grafiği ...	54
Şekil 4.5. Yüzey işlemlerine göre ortalama çekme kuvveti değerlerinin grafiği.....	56



RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 3.1. Çalışmamızda kullanılan abutment modelleri	34
Resim 3.2. Teflon kapağa sabitlenmiş abutment vidası-implant analogu tertibatı.....	35
Resim 3.3. Akrilik rezin uygulamak için hazırlanan metal silindir	35
Resim 3.4. Metal kopingin iç yüzeyinin ve abutmente uyumunun simantasyon öncesi kontrol edilmesi	36
Resim 3.5. Kumlama uygulaması için hazırlanan düzenek	37
Resim 3.6. Abutmentlerin distile suda ultrasonik temizleyici ile temizlenmesi.....	38
Resim 3.7. Abutmentlere asit uygulanması	38
Resim 3.8. Abutmentlerin sodyum bikarbonat çözeltisinde ultrasonik temizleyici ile temizlenmesi.....	39
Resim 3.9. Oksijen plazma cihazı.....	39
Resim 3.10. Abutmentlerin kuvarz bölmesine yerleştirilmesi.....	40
Resim 3.11. Oksijen plazma uygulanması.....	40
Resim 3.12. Abutment gruplarının yüzey topoğrafyalarının incelenmesinde kullanılan SEM cihazı	41
Resim 3.13. Hazırlanan matrikste profilometre ile abutment yüzey pürüzlülüğü ölçümü	42
Resim 3.14. Öjenolsüz çinko oksit siman (tg CemTemp NE).....	43
Resim 3.15. Öjenolsüz üretan dimetakrilat siman (tg İmplaCem).....	43
Resim 3.16. Simantasyon sonrası örneklerin 5 kg'lık yük altında bekletilmesi.....	44
Resim 3.17. Universal test cihazında metal kopinge çekme testi uygulanması.....	45
Resim 4.1. Kontrol grubundaki abutmentlerin SEM görüntüleri (x500 ve x1000).....	47
Resim 4.2. Kumlama uygulanan abutmentlerin SEM görüntüleri (x500 ve x1000)	47
Resim 4.3. Asit uygulanan abutmentlerin SEM görüntüleri (x500 ve x1000)	48
Resim 4.4. Oksijen plazma uygulanan abutmentlerin SEM görüntüleri (x500 ve x1000).....	48
Resim 4.5. Koheziv başarısızlık.....	58

Resim**Sayfa**

Resim 4.6. Adeziv başarısızlık.....	59
-------------------------------------	----



SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılan bazı simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler	Açıklamalar
%	Yüzde
<	Küçüktür
>	Büyüktür
±	Artı eksi
µm	Mikrometre
°C	Santigrat derece
cm	Santimetre
dk	Dakika
GPa	Gigapaskal
kg	Kilogram
mL	Mililitre
mm	Milimetre
mm ²	Milimetrekaire
MPa	Megapaskal
N	Newton
N/mm	Bağlanma dayanımı birimi
nm	Nanometre
nN	Nanonewton
°	Derece
pH	Hidrojenin gücü
pN	Piconewton
Ra	Ortalama pürüzlülük
Rz	Pürüzlülük derecesi
sn	Saniye
X	Çarpı

Kısaltmalar	Açıklamalar
4-META	4-metakriloksietil-trimellitic
AFM	Atomik Kuvvet Mikroskobu
Al₂O₃	Alüminyum Oksit
ASTM	Amerikan Test ve Materyaller Topluluğu
CAD/CAM	Bilgisayar Destekli Tasarım/ Bilgisayar Destekli Üretim
CaP	Kalsiyum Fosfat
Cr-Co	Krom-Kobalt
DMLS	Direkt Metal Lazer Sinterleme
EBA	Etoksibenzoik Asit
H₂SO₄	Sülfürik Asit
HA	Hidroksi Apatit
HCl	Hidroklorik Asit
HEMA	Hidroksi Etil Metakrilat
HF	Hidroflorik Asit
M.S.	Milattan Sonra
MDP	10-Metakriloyloksidesil Dihidrojen Fosfat
NaHCO₃	Sodyum Bi Karbonat
PAEK	Poliarileterketon
PEEK	Polietereterketon
SEM	Taramalı Elektron Mikroskobu
TCP	Trikalsiyum Fosfat
TiO₂	Titanyum Di Oksit

1. GİRİŞ

Kısmi ve tam dişsiz hastaların tedavisinde kullanılan protetik restorasyonlar, hastaların çiğneme fonksiyonunu ve fonasyonunu sağlarlar. Kısmi dişsiz hastaların tedavi edilmesinde kabul gören yaygın düşünce, dişsiz boşlukların sabit protez ile restore edilmesidir. Geleneksel sabit protezlerin yapılması için yeterli sayıda doğal diş desteği mevcut olmadığı durumlarda, çene kemiği içine yerleştirilen implantlar destek olarak kullanılabilir [1]. Çene kemiği içine yerleştirilen dental implantların üzerine sabit veya hareketli protezler uygulanmaktadır. İmplant destekli sabit protezler; siman retansiyonlu ve vida retansiyonlu olmak üzere iki tiptedir [2]. Bu protez tiplerinin birbirlerine göre üstünlüğü konusunda net bir görüş yoktur. Siman retansiyonlu veya vida retansiyonlu protetik üst yapı seçiminde, genellikle klinisyenin tercihi rol oynamaktadır [3]. Siman retansiyonlu protezler, daha düşük komplikasyon oranına sahip oldukları ve üst yapı seramiğinde daha yüksek kırılma dayanımı sağladıkları için daha çok tercih edilmektedir [4, 5]. Bu tip protezlerin üç önemli avantajı vardır; görünür vida erişim açıklıklarının olmamasına bağlı olarak estetiğin daha iyi olması, vida gevşemesi veya kırılması gibi komplikasyonların olmaması ve simantasyon tekniklerinin diş destekli kron ve sabit parsiyel protezlere benzer olmasıdır [4]. Bu avantajlara rağmen kullanılan implant abutmentlerinin ve yapıştırıcı simanların özelliklerine göre protezin retansiyonunu kaybetmesi, protezin yerinden çıkarılmasında güçlüklerle karşılaşılması ve artık simanın mevcudiyeti gibi problemler ortaya çıkabilmektedir [6].

İmplant destekli siman retansiyonlu üst yapılarda uzun dönem başarıyı etkileyen en önemli faktörlerden birisi üst yapının retansiyonudur. Retansiyon; protezin giriş yoluna ters yönde uygulanan kuvvetlere karşı direnç göstererek stabil şekilde yerinde durmasıdır [7]. Abutment preparasyon geometrisi, abutment konikliği, yüzey alanı, abutment yüksekliği, simanın tipi yüzey pürüzlülüğü gibi faktörler de protezin retansiyonunu etkiler [8]. Yüzey pürüzlülüğünün sağlanması için literatürde titanyum abutment yüzeylerine frezle aşındırma, kumlama, kaplama, metal primer uygulama, lazer uygulama, asitle dağlama ve plazma uygulama gibi çeşitli işlemler uygulanmaktadır [9]. Yüzeyin pürüzlendirilmesi ile ortaya çıkan mikroretantif sırt ve olukların retansiyonu artırdığı belirtilmiştir [10]. Abutment yüzey modifikasyonu için alüminyum oksit (Al_2O_3) ile kumlama kullanılan en yaygın yöntemdir [11]. Son yıllarda sabit üst yapıların retansiyonunu artırmak için asitle dağlama ve oksijen plazma uygulaması da önerilmiştir [9, 12-14].

İmplant üstü sabit protezlerin yapıştırılmasında, uzun yıllardan beri başarılı ve güvenli şekilde diş destekli sabit protezlerin yapıştırılmasında kullanılan simanlar ile implant destekli protezler için özel olarak üretilmiş olan simanlar kullanılmaktadır. Protez parçalarının periyodik kontrolü, vida gevşemesi ya da kırılması, implant kırılması, implant kaybı sonrası protezin modifiye edilmesi için ya da oral hijyen ve doku cevabının kontrol edilmesi amacıyla implant destekli protezlerin belirli zamanlarda çıkarılması gerekebilir. İdeal implant simanı; hastanın kullanımı süresince proteze yeterli retansiyon sağlayan; ancak gerektiğinde de implant çevresi doku, implant ya da restorasyona herhangi bir zarar vermeden çıkarılabilmesine izin verecek özellikte olmalıdır. Bu amaçla geleneksel geçici simanlar ve implant destekli protezler için üretilmiş olan geçici veya yarı-daimi simanlar olarak adlandırılan simanlar kullanılmaktadır [15]. Geçici simanlar protezin çıkarılabilmesi açısından avantajlıdır; ancak retansiyonun sürdürülmesi açısından dezavantajlı olabilmektedir. Geçici simanların protezlerin fonksiyonu esnasında yeterli retansiyonu sağlaması gerekir [16]. Ancak düşük gerilme direnci ve yüksek çözünürlüğe bağlı zayıf fiziksel özellikleri nedeniyle geçici simanlar, anterior veya posterior bölgede kısa abutmentler kullanıldığında veya üst yapı olarak kron restorasyonlar uygulandığında yeterli retansiyon sağlamayabilir [16, 17]. Geçici simanlarla simante edilen implant destekli kronların yüksek oranda retansiyonlarını kaybettiği belirtilmiştir [18]. Chaar ve diğerlerinin yaptığı derlemede [19], siman retansiyonlu implant üstü kronlar ile ilgili 15 kısa dönem takipli ve 17 uzun dönem takipli çalışma vardır. İmplant destekli protezlerin teknik komplikasyonlarından en yaygın görülenin üst yapının retansiyon kaybı olduğu belirtilmiştir. Daimi siman kullanılan vakalarda [20-22] retansiyon kaybı %4.6 iken, geçici siman kullanılan vakalarda [3, 23-25] %15 olarak belirtilmiştir. Böyle bir durumda, özellikle çevre dokular abutmentin üzerini örterse protezlerin tekrar simante edilmesi çok zor olabilir [17].

Bu çalışmada herhangi bir yüzey işlemi uygulanmamış, kumlama, asitle dağlama ve oksijen plazma yüzey işlemleri uygulanmış abutmentlere implant destekli metal kopinglerin geleneksel geçici siman ve implant geçici simanı kullanılarak simante edilmesi sonrasında retansiyonlarının değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplantoloji

Dental implantoloji, diş hekimliğinde eksik dişlerin dental implant tarafından desteklenen protezler ile yerine koyulmasını kapsayan diş hekimliği alanıdır. Diş implantlarının ilk kanıtı, tahminen MS 600 civarında Maya popülasyonuna atfedilmiştir ve implant olarak mandibular dişlerin yerine deniz kabuklarını kullanmışlardır. 1970'lerde Maya çenelerinde çekilen radyografilerde implantların çevresinde kompakt kemik oluşumu görülmüştür ve kemiğin görünümü şaşırtıcı bir şekilde blade implantların çevresinde oluşan kemiğin görünümüne benzer olduğu tespit edilmiştir. Bunun yanısıra MS 800 civarında erken Honduras kültüründe, ilk olarak bir taş implant prepare edilmiş ve mandibulaya yerleştirilmiştir. [26]. Oral implantolojinin geçmişi çok eskilere dayanmaktadır, ancak modern çağdaki implant diş hekimliği 1930'ların geç dönemlerinde Venable, Strock, Dahl, Gerskoff ve Goldberg ile başlamış, blade implantlar da Linkow tarafından 1960, 1970 ve 1980'lerde popüler hale gelmiştir [27].

2.1.1. Osseointegrasyon

Osseointegrasyon latince os (kemik) ve integrasyon (bütünleşme) kelimelerinin birleşmesinden oluşmaktadır. İlk olarak 1969 yılında Branemark ve diğerleri [28] osseointegrasyonu 'canlı kemik dokusu ile titanyum implant yüzeyi arasında fibröz bağ dokusu olmaksızın oluşan ve ışın mikroskobu düzeyinde görülen direk bağlantı' olarak tanımlamıştır. 1986 yılında American İmplant Diş Hekimliği Akademisi tarafından 'implanttan kemiğe devamlı bir kuvvet iletimi ve dağılımı sağlayacak şekilde, kemikle implant arasında kemik dışında bir doku olmaksızın sağlanan bağlantı' olarak tanımlanmıştır [29]. Daha sonra 1991'de Zarb ve Alberktsson[30] osseointegrasyonu 'klinik olarak asemptomatik olan alloplastik materyalin rijit fiksasyonunun elde edilmesi ve bunun fonksiyonel yük altında devam ettirilmesi' olarak tanımlamıştır. Morris ve diğerleri [31] ise 2000 yılında, kemik dokusu ve dental implant yüzeyi arasındaki yapısal ve fonksiyonel bağlantı olarak tanımlamıştır.

2.1.2. Dental implant

Dental implantlar; sabit veya hareketli protezlere destek olmak ve bu protezlerin retansiyonunu sağlamak amacı ile ağız içindeki mukoza altına ve/veya periost ile kemiğin üzerine veya içerisine cerrahi yolla yerleştirilen alloplastik materyallerden üretilmiş protetik materyallerdir [32]. Günümüzde en çok kullanılan implantlar endosteal implantlardır [33].

Endosteal implantlar

Endo “içinde”, osteal “kemik” anlamına geldiği için bu tip implantlar kemik içi implantlar olarak adlandırılır. Endosteal implantlardan kök şeklinde olanlar, kısmi veya tam dişsiz hastaların restorasyonunda en sık kullanılan tasarımıdır [34]. Kök şeklindeki implantlar; doğal diş köküne benzer şekilde kemiğin dikey bölümü kullanılmak üzere tasarlanmıştır. En yaygın kök formu tasarımı, başlangıçtaki kemik iyileşmesi sırasında yumuşak dokunun altına implant yerleştirilmesine olanak sağlayan implant gövdesi ve abutmentin ayrı olduğu tasarımıdır. İmplantın üzerinin açılması için ikinci bir cerrahi işlem gereklidir. Son zamanlarda tek aşamalı yaklaşıma olanak sağlayan mukozayı geçerek ağız içine doğru uzanan (permukozal) parçaları olan implant gövdesi tasarımları da geliştirilmiştir. Aynı zamanda immediyat yüklemeye kolaylık sağlayan iki parçalı ve tek parçalı implant tasarımları da mevcuttur [35].

Düz, yivli, silindirik, içi dolu, içi boş, perforasyonlu, veya apeksi delikli olmak üzere endosteal implantların makroskobik gövde tasarımları mevcuttur. İmplant yüzeyi ise düz, frezeli, kaplanmış veya şekillendirilmiş olabilir. Kök formundaki endosteal implantların 3 tipi bulunmaktadır: Silindirik implantlar, vida şeklinde implantlar ve bu ikisinin kombinasyonu olan implantlar [35].

Silindir kök formundaki implantların mikroskobik düzeydeki retansiyonu ve kemiğe bağlanması, yapılan yüzey kaplaması veya yüzey özelliklerine bağlıdır. Bu implantlar genellikle hazırlanmış bir kemik alanı içerisine itilir veya vidalanırlar. Bu implantların düz, açılı veya konik tipleri mevcuttur [35].

Vida şeklinde olan implantlarda kemik içerisine geçen yivler bulunur ve başlangıçtaki kemik fiksasyonu için makroskobik retantif elemanları mevcuttur. Bu implantlar; freze yüzeyli, yüzeyi kumlanmış veya kaplanmış olabilir. Yivli vidalı implantların üç esas tipi değişik

geometrik şekillerle kombine edilen V-yivli, köşeli yivli ve tonkare yiv tasarımlarıdır. Kombinasyon kök formuna sahip implantlar silindir ve vidalı kök formlarının makroskopik özelliklerine sahiptir [35].

Çok çeşitli implant sistemleri mevcut olsa da implant bölümleri ve parçaları temel olarak aynıdır ve üç parçadan oluşur (25): I. İmplant gövdesi, kemiğe yerleştirilen kısımdır. Branemark sisteminde fikstür olarak adlandırılır. İmplant sistemine bağlı olarak farklı yüzeylere sahip olabilir: dişli, yivli, delikli, plazma püskürtülmüş ya da kaplı. II. Transmukozal abutment, implant gövdesi ile ağız içindeki protez arasında bağlantı sağlayan kısımdır. III. Protez ise ağız içinde fonksiyon sağlamak için üretilen son parçadır. Protezler; vida, siman, hassas bağlantı ataşmanları, veya mıknatıs aracılığıyla abutmente bağlanır [33].

2.1.3. Abutment

Dental implant sisteminde, hareketli veya sabit protetik restorasyonların desteklenmesini ve/veya tutuculuğunu sağlayan protetik parçaya “abutment” denilmektedir [36]. İmplant destekli restorasyonlar için kullanılan abutmentler, firmalara göre çeşitlilik gösterebildiği gibi estetik nedenler, üretim şekilleri, kullanılan malzemeler ve de uygulanacak olan restorasyonun tipine göre de farklılık gösterebilir [37].

Herhangi bir abutment üç bölüme ayrılır; 1) Protez bağlantı bölümü: Proteze bağlanan abutment bölümüdür. 2) İmplant bağlantı bölümü: Abutmentin implanta bağlanan bölümüdür. 3) Transgingival bölüm: İmplantın protez platformunun üzerindeki gingival doku ile çevrili bölümüdür. Abutmentin implant bağlantı bölümü değiştirilmemelidir; ancak diğer iki bölüm implant tedavisinin başarısını artırmak için değiştirilebilir [36].

Üst yapının abutmente bağlanma şekline göre üç ana abutment tipi vardır. Bunlardan birincisi üst yapının bir vida aracılığıyla bağlantı sağladığı abutmenttir. İkincisi, üst yapının dental siman aracılığı ile bağlantı sağladığı abutment tipidir. Üçüncü tip ise hareketli protezin bağlantısı için bir ataşmanın kullanıldığı abutmenttir. Bu üç abutment tipinden herbiri abutment ile implant gövdesi arasındaki aksiyal ilişkiye göre düz veya açılı olarak da sınıflandırılabilir [35].

Siman retansiyonlu abutmentlerde tek parçalı, çift parçalı, UCLA tip (plastik dökülebilir, tornalanabilir), estetik iki parçalı, anatomik iki parçalı, basamaklı iki parçalı, önceden açıldırılmış veya dövülebilir teleskopik seramik seçeneklerinden biri kullanılabilir. Vida retansiyonlu abutmentler tek veya iki parçalı olabilir ve farklı kontur ve yüksekliklerde çeşitleri mevcuttur [35].

Günümüzde implant üstü restorasyonlarda titanyum, zirkonya, metal alaşımlar, alümina, polietilen, keton, seramik gibi farklı malzemelerden üretilmiş abutmentler kullanılmaktadır [38-40]. Abutment materyalinin seçimi, protez tedavisinin başarısı için çok önemlidir. Bu başarının elde edilmesi için dental abutmentlerin implant ile olan bağlantısı, materyal tipi, protez ile olan retansiyon şekli, üretim metodu, kullanım yeri ve şekli gibi birçok kriterin değerlendirilmesi gerekir [41].

Titanyum abutment

Titanyum İngiltere'de William Gregor tarafından 1791'de keşfedilmiştir. Titanyum, sembolü Ti ve atom numarası 22 olan kimyasal bir elementtir [42]. Alüminyum, demir ve magnezyumdan sonra yer kabuğunda en çok bulunan dokuzuncu element ve en bol bulunan dördüncü metal elementtir [43]. Titanyum olağanüstü biyouyumluluk gösteren bir metaldir ve alerjik reaksiyonlara neden olmaz. Ayrıca sertlik, çekme dayanımı, ısıl geçirgenliği ve elastisite modülü açısından oldukça iyi mekanik özellikleri bulunmaktadır.[44] Yüksek biyouyumluluğu sebebiyle yıllardır medikal sektörde kullanılan titanyum, sıklıkla ortopedik ve dental implantlar gibi cerrahi aletler de dahil olmak üzere bir çok tıbbi kullanıma sahiptir. Mükemmel materyal stabilitesi, distorsiyona direnci ve uzun dönem klinik çalışmalarındaki başarısı açısından, dental abutment üretiminde de sıklıkla kullanılmaktadır [45].

Titanyum son derece reaktif ve yüksek oksijen afinitesine sahip bir metaldir. Tornadan yeni çıkmış metal yüzeyinde hava veya nem ile temas olduğu anda, çok hızlı bir şekilde oksit film tabakası oluşur. Oluşan film tabakası göz ile görülemez. Bu oksit film tabakası kimyasal olarak oldukça dirençlidir ve hidrojene karşı etkili bir bariyer oluşturur. Titanyumun implant materyali olarak kullanımını sağlayan en önemli özelliği bu oksit tabakasıdır [46]. Oksit tabakası sayesinde fizyolojik sıvılarla, proteinlerle, sert ve yumuşak dokularla direkt bağlantı kurabilmektedir. Oksit tabakası, kıymetli metallerde olduğu gibi korozyon direnci ve yüksek biyouyumluluk sağlar [47].

Amerikan Test ve Malzemeler Derneği (ASTM) titanyumu biyomateryal bakımından altı farklı gruba ayırmıştır. Bunlardan Grade 1- Grade 4 arası olanlar saf titanyum içerirken, Grade 5- Grade 6 olanlar titanyum alaşımları içerir. Titanyum alaşımları Ti-6Al-4V(titanyum 6-alüminyum 4-vanadyum) ve Ti-6Al-4V-ELI(titanyum 6-alüminyum 4-vanadyum extra low interstitial alloys)'dır. Alaşımsız titanyum olarak da bilinen saf titanyumun içeriğinde demir, karbon, oksijen ve nitrojen bulunur. Saf titanyumun fiziksel ve mekanik ve özellikleri içerisindeki oksijen oranına göre farklılık gösterir. Bu eser elementler saf titanyumun mekanik özelliklerini geliştirmekle beraber Grade 1 den Grade 4'e doğru oranları artmaktadır.[48] Sağlık derecesi en fazla olan grup Grade 1'dir ve dayanımı diğer gruplara kıyasla düşüktür. % 6 alüminyum ve % 4 vanadyum içeren alaşım olan Grade 5 ise en güçlü olanıdır. Diş hekimliğinde genellikle Grade 2, Grade 4 ve Grade 5 titanyum kullanılmaktadır.[49]

Titanyum abutmentler biyouyumluluğu ve mekanik özellikleri nedeniyle çok tercih edilse de; estetik açıdan dezavantajlıdır. Yumuşak dokuda doğal olmayan mavimsi bir görünüme neden olabilir. Bu nedenle, optimal mukogingival estetiğin elde edilmesi için farklı materyal arayışlarına girilmiştir [50].

Seramik abutment

İlk olarak, 1993 yılında Nobel Biocare Firması tarafından CerAdapt isminde simante edilebilen sistemler için alüminyum oksit abutment üretilmiştir [50, 51]. Tam seramik bir alüminyum oksit abutment sistemi iyileştirilmiş estetik, uyum, yarı saydamlık, imalat kolaylığı, adapte olabilirlik, biyouyumluluk ve yüksek bükülme dayanımı gibi metal abutmentlerle mümkün olmayan birçok iyileştirme sunar [52]. Ancak yoğun sinterize alüminyum oksit seramiklerden üretilen abutmentlerin kırılma riskleri daha yüksek ve mekanik dirençleri daha düşüktür. Bu nedenle seramik abutmentler için yeni tasarımlar ve malzemelerle ilgili daha fazla araştırmalar başlamıştır. Özel yapım seramik abutmentler, Alümina blokları (InCeram, Vita, Bad Sackingen, Almanya) kullanılarak frezleme makinesinde (Celay, Mikrona, Spreitenbach, İsviçre) üretilmiştir [53]. Abutmentlerin kırılma direnci değerleri artmıştır; ancak yine de CeraOne abutmentlerden (Nobel Biocare, Goteborg, İsveç) daha zayıf bulunmuştur [54]. Estetik başarıyı artırmaya yönelik başka bir adım, kişiselleştirilebilir CerAdapt abutmentin (Nobel Biocare, Goteborg, İsveç) geliştirilmesiyle atılmıştır. Abutment saf, yüksek oranda sinterlenmiş alüminyum oksitten

yapılmıştır. Hem anterior hem de premolar bölgelerde implant destekli kronlar ve kısa mesafeli sabit bölümlü protezlerin yapımında kullanılır [55].

Daha sonra seramik abutment çeşitliliğine, mükemmel estetik sonuçların da elde edilebildiği zirkonya (zirkonyum dioksit) abutment eklenmiştir. Yitriumla stabilize edilmiş zirkonyum dioksitin bükülme dayanımı, yoğun sinterlenmiş saf alüminyumun oksitin bükülme dayanımının 3 katıdır [56]. Kırılma dayanımı ise yaklaşık olarak iki kat daha yüksektir [56, 57]. Yitriumla stabilize edilmiş zirkonyum dioksit, ağız boşluğunun herhangi bir alanında uygulamaya izin veren yüksek kırılma dayanımı özellikleri sağlayan oldukça biyouyumlu bir seramik malzemedir. Yitrium ile stabilize polikristalin zirkonya abutmentlerin, alümina abutmentlerle kıyaslandığında daha üstün mekanik ve fiziksel özelliklere sahip olması zirkonyayı tercih edilen bir seramik abutment materyali haline getirmiştir [58]. 2002 yılında yapılan bir in vitro ve in vivo çalışma, zirkonya seramik yüzeylerinde saf titanyuma göre daha az bakteri biriktiğini göstermiştir [59].

Altın döküm abutment

İmplant üreticileri, eski mevcut abutmentlerin sınırlamaları nedeniyle UCLA abutment adı verilen dökülebilir bir abutment geliştirmiştir. Bu abutment; dökümden önce kesilebilen, modifiye edilebilen ve mum eklenebilen, implant tepesine uyan bir plastik manşon ile kombine altın alaşımından oluşur. Altın döküm abutmentler, estetik için implant seviyesinde subgingival marjinler sağlayan kişisel döküm restorasyonlarda, dikey oklüzal aralık için yüksekliği azaltmada ve/veya özel açılar üretmede kullanılmıştır.

Döküm altın abutmentler % 60–65 altın, % 20–25 paladyum, % 19 platin ve % 1 iridyum içermektedir. 1400 °C’de katı, 1490 °C’de sıvıdır. Genellikle plastik bir UCLA abutment mum ile modelasyon yapılarak ideal bir geometri ve şekle göre kişiselleştirilir. Daha sonra mum ve plastik UCLA, kayıp mum tekniğini izleyerek kalıpta eritilir. Erimiş alaşım revetman kalıbına döküldüğünde, UCLA abutmentinin altın bazlı bileşeni kalıba dahil edilir ve implanta tam olarak uyan işlenmiş bir ara yüz sağlar [60].

Altın abutment ilgili birkaç önemli dezavantajdan söz etmek gerekir. Birincisi, titanyum ve zirkonya, CAD/CAM teknolojisinden yararlanma avantajına sahiptir. CAD/CAM ile üretim esnasında insan unsurundan bağımsız olduğu için CAD/CAM ile üretilen her abutment

tutarlıdır. Altın abutmentler ise bir teknisyen tarafından laboratuvarı dökölür. Altın abutmentlerde ortaya çıkan bir diğér konu ise sterilizasyondur. Titanyum ve zirkonya abutmentler yerleştirmeden önce tutarlı bir şekilde sterilidir. Laboratuvarı imal edilen altın abutmentler, yerleştirmeden önce sterilizasyon ačíısından tutarsızlıklara sahip olabilir [60].

PEEK (Poli-eter-eter-ke-ton) abutment

PEEK(Polietetereterketon), keton ve eter fonksiyonel grupları ile birbirine bağlı aromatik temel yapı ve moleküler zincirden oluşan yüksek sıcaklık termoplastik polimerin yeni ailesi olan polyaryletherketone (PAEK) grubundan bir polimerdir [61]. PEEK güçlü bir termoplastik materyaldir. Termoplastik özelliği olan bu materyalin yarı kristal yapısı vardır. PEEK hidrolize direnç göstermektedir ve iyi mekanik ve elektriksel özelliklere sahiptir [62]. 300 °C'nin üzerindeki sıcaklıklarda stabilitesi nedeniyle sterilize edilebilir ve ısımlanabilir(irradiated) [63]. PEEK'in mekanik özellikleri buhar, gama ve etilen oksit kullanarak yapılan sterilizasyon işlemi sırasında değişmez [64].

PEEK ve PEEK modifiye ürünler tıbbi cihazlarda en yaygın olarak kullanılan yüksek etkili polimerlerdir. Ayrıca baş, omurga implantı ve ortopedi cerrahilerinde de dikkate değer bir başarı ile kullanılmıştır [63, 65]. Ortopedik implant uygulaması için en önemli özelliği, elastisite modülünün (3-4 GPa) insan kemiğinin elastisite modülüne yakın olmasıdır [65]. Titanyum ve alaşımları, kemikten önemli derecede daha yüksek bir elastisite modüle sahip olmasından dolayı dokular üzerinde ciddi bir gerilim oluşturur ve başarısızlıkla sonuçlanabilir [66]. PEEK, diğer malzemelerin eklenmesiyle kolayca değiştirilebilir. Örneğin; karbon fiberlerin eklenmesi ile elastisite modülü 18 GPa'ya kadar artırılabilir [65].

PEEK sadece stabilitesi, biyouyumluluğu ve mekanik özellikleri nedeniyle değil, aynı zamanda radyolüsen si özelliği nedeniyle de tıp ve diş hekimliği uygulamalarında kullanılmaktadır. Saf PEEK ten rengine sahiptir ve palet veya toz halinde mevcuttur. Direnci artırmak için karbon fiberlerle güçlendirilirse, PEEK'in rengi siyaha dönüşür [63].

PEEK diş hekimliğinde sabit ve hareketli protezlerde alt yapı malzemesi, geçici veya kişisel abutment, iyileşme başlıkları ve dental implantlar gibi pek çok alanda kullanılır [66]. PEEK, titanyum ile karşılaştırıldığında dental materyal olarak bazı klinik avantajlara sahiptir: Daha az aşırı duyarlılık ve alerjik reaksiyona neden olur. Radyolüsenttir ve manyetik rezonans

görüntülemeye daha az artefaktlara neden olur. Metalik bir renge sahip olmadığı için daha estetik bir görünüme sahiptir [67].

2.2. İmplant Destekli Protetik Tedaviler

İmplant destekli tedavilerin uzun süreli başarısı uygun cerrahi ve protetik işlemlerin uygulanmasına, anatomiye, sert ve yumuşak dokunun remodelasyon ve iyileşme kapasitesine ve hastanın iyi bir bakım yapabilmesine bağlıdır. Günümüzde birçok implant sistemi ve bu sistemlerle uygulanacak birçok tedavi seçeneği mevcuttur. İmplant üstü protezler; tek diş eksikliğinde, kısmi dişsizlik durumlarında ve tam dişsizlik durumlarında uygulanan implant destekli protezler olmak üzere 3 ana başlık altında toplanmaktadır [68]. Her bir tedavi protokolünün farklı planlama ve uygulama işlemleri vardır [69].

2.3. Tek Diş Eksikliğinde Uygulanan İmplant Destekli Protetik Tedaviler

Birçok gelişmiş ülkede tam veya kısmi diş kaybı prevelansında önemli ölçüde düşüş olmasına rağmen dünya çapında yaşlı toplumlarda tam dişsiz kişilerin oranı yüksek olmaya devam etmektedir. Ağız sağlığı ile doğal dişlerin ağızda kalması arasında ilişki vardır. Çürük ve periodontal hastalık diş eksikliğinin ana sebepleri olarak gösterilmektedir, fakat bazı diğer etkenler de göz ardı edilmemelidir. Eksik diş sayıları arttığında, beslenmede görülen değişiklikler kişinin genel sağlık durumunu etkileyebilecek bazı tıbbi sorunlar ortaya çıkarabilir. Aynı zamanda diş eksikliği kişilerin psikolojisini ve yaşam kalitesini de olumsuz yönde etkileyebilir. Diş eksikliğinde, tek diş eksikliğinden tüm dişlerin eksilmesine kadar birçok seçenek mevcuttur [70].

Klinisyenler 1980'lerin ortalarında, tek diş eksikliklerini tedavi etmek için implantları kullanmaya başlamıştır [71]. 1993'ten günümüze, tek diş implantları tek diş eksikliği tedavisi için en öngörülebilir yöntem haline gelmiştir [72]. İmplant destekli kronların en büyük avantajları uzun dönemde fonksiyonu ve estetiği başarılı bir biçimde sağlamasıdır. Sistemik derleme çalışmalarında [73, 74], bu protezlerin 5 yıllık sağ kalım oranı %94.5, 10 yıllık sağ kalım oranı %89.4 olarak rapor edilmiştir. Misch [75], tek diş eksikliğinin tedavi edilmesinde kullanılan yöntemler arasında implant destekli kronların en yüksek sağ kalım oranları gösterdiğini belirtmiştir. Ek olarak, komşu dişlerin en yüksek sağ kalım oranına ve en düşük komplikasyon oranına sahip olması da önemli bir avantajdır.

Posterior bölgedeki tek diş eksikliklerinde uygulanan implant destekli protetik tedaviler

Ağzın posterior bölgesindeki tek diş eksikliği çürükler, diş kırıkları, travma, periodontal hastalıklar, internal ve eksternal rezorbsiyonlar gibi patolojik nedenler ve başarısız endodontik ve protetik uygulamalar sonrasında sıklıkla karşılaşılan bir durumdur [76]. Birinci molar dişler ağız içerisinde ilk süren dişlerdir ve çürük, başarısız endodontik tedavi ve kırık nedeniyle çoğunlukla ilk kaybedilen dişlerdir. Bu dişler, ark şeklinin korunmasında ve uygun oklüzal şemalar oluşturulmasında çok önemli bir rol oynar. Posterior bölgedeki tek diş eksiklerindeki tedavi yaklaşımları; diş eksikliği olan bölgenin herhangi bir restorasyon uygulanmadan bırakılması veya hareketli bölümlü protezle, rezin bağlı protezle, geleneksel sabit bölümlü protezle veya implant destekli kron protezi ile restore edilmesidir [77]. Destek dişler sağlıklı olduğunda ve hasta destek dişlerin preparasyonunu reddettiğinde, implant uygulamaları en uygun çözümü sağlamaktadır. Bu tedavi seçeneğinin diğer avantajları; dişsiz bölgedeki kemiğin korunması, komşu dişlerin proksimal yüzeylerinin daha iyi temizlenebilmesine bağlı olarak ağız hijyeninin artması, destek dişlerin kaybedilme riskinin azalması şeklinde sıralanabilir [76]. İmplantın veya protezin başarısızlığına sebep olmayan vida gevşemesi en sık karşılaşılan komplikasyondur.

Komşu dişlerde mobilite mevcudiyetinde, hasta tedavisi için kısıtlı süre olduğunda, kemik hacmi ve dişler arası mesafe yetersiz olduğunda ve komşu iki dişin kron ihtiyacı olduğunda posterior bölge tek diş implantları kontrendikedir. Posterior bölge tek diş implantların avantajları; komşu dişlerde preparasyon yapılmaması, sabit bölümlü proteze göre daha uzun ömürlü olmaları, komşu dişlerde çürük riski ve endodontik tedavi yapılma riskinin azalması, komşu dişlerde estetiğin daha iyi olması, dişsiz bölgede kemiğin korunması ve komşu dişin kaybedilmesi riskin azalmasıdır. Maliyetinin yüksek olması, implantın başarısızlığa uğrayabilmesi ve tedavi süresinin uzun olması ise dezavantajlarıdır [72].

Anterior bölgedeki tek diş eksikliklerinde uygulanan implant destekli protetik tedaviler

Üst çene ön bölge tek diş eksiklikleri fonksiyonel, estetik ve psikolojik problemleri beraberinde getirmektedir. Ön bölgedeki tek diş eksiklikleri kalıtsal diş eksiklikleri, travma, tekrarlayan çürükler, kök rezorpsiyonları, endodontik komplikasyonlar ve periodontal hastalıklar sonucu oluşmaktadır. Ön bölge tek diş eksiklikleri hareketli protezler, geleneksel sabit protezler, fiber köprüler ve implant destekli sabit protezlerle tedavi edilmektedir. Üst

çene ön bölge tek diş eksikliklerinde, komşu dişlerin %80'inin herhangi bir restorasyon ile tedavi edilmesinin gerekmemesi implant uygulaması tercihini artırmaktadır [75]. Komşu dişlerde preparasyon yapılmaması ve alveolar kemiğin devamlılığının sağlanması implant tedavisinin en önemli avantajlarıdır [78].

Tek diş implant tedavisinin amaçları; dişlerin sağlığını korumak ve iyi bir estetik elde etmek, okluzal ve proksimal kontakt noktaları oluşturmak, dişlerin boşluğa sürmesini ve kaymasını engellemek, doğal dentistiyondaki her dişin aynı yük altında fonksiyon görmesini sağlamak ve doğal diş ve dişeti bağlantısını taklit etmektir [79]. Özellikle diasteması olan ön bölge tek diş eksikliğine sahip hastalarda, diş destekli sabit köprü protezler ile estetiğin sağlanması çok zordur. Bu gibi hastalarda implant uygulaması sabit köprülerin bu dezavantajını ortadan kaldırır. Komşu destek dişlerde restorasyon yoksa, herhangi bir restorasyona ihtiyaç duyulmuyorsa ve geniş pulpa odası varsa sabit protez yerine implant destekli sabit protez düşünülmelidir. Bu uygulamanın dezavantajı ise dikkatsiz yapılan çalışmalarda komşu dişlerin köklerine ve çevredeki anatomik yapılara zarar verilmesidir [80].

Estetik ve fonksiyonel başarı için en önemli faktör, diş eksikliği olan bölgede yükseklik, hacim ve kalınlık bakımından yeterli alveolar kemiğinin varlığıdır. Çünkü dişeti, altında bulunan kemik ile paralellik gösterir [79, 81, 82].

Kontrol altına alınamayan periodontal hastalığı olan bireylerde, dikey yönde üst çene gelişimi devam eden genç hastalarda, sigara içenlerde, ön bölgede ince ve dantelsi özellikteki periodonsiyuma sahip hastalarda, düzenli ağız hijyeni sağlayamayan hastalarda, diyabet, bağ doku hastalıkları ve otoimmün hastalıkların varlığında implant uygulamaları kontrendikedir [79, 81, 82].

2.3.1. İmplant destekli sabit protezlerde üst yapı tasarımları

İmplant destekli sabit protezler retansiyon tipine göre, siman retansiyonlu veya vida retansiyonlu protezler olarak sınıflandırılır. Bu iki protez tipi de kron, köprü ve tüm ağız sabit restorasyonlarda kullanılabilir.

Vida retansiyonlu üst yapılar

Vida retansiyonlu implant destekli protezler, ilk olarak implantların icat edildiği dönemde, özellikle de Branemark protokolü ile tam ark protezler yapıldığı dönemde kullanılmıştır. Protezlerin bakımının sıklıkla ve kolay şekilde yapılması amacıyla ve daha fazla komplikasyon olma ihtimali nedeniyle özellikle uzun köprü protezlerinde ve kanat uzantılı protezlerde vida retansiyonlu restorasyonlar tercih edilmektedir [83]. Vida retansiyonlu üst yapılar, çoğunlukla kron yüksekliği için yeterli mesafe olmadığında ve hatalı yerleştirilmiş implantların üzerine yapılacak üst yapılarda kullanılır. Kron yüksekliği mesafesi, kret tepesinden oklüzal düzleme olan mesafedir ve ağzın posterior bölgesinde daha kısadır. Çünkü posterior bölge temporomandibuler eklemin terminal menteşe eksenine daha yakındır [7]. Kron yüksekliği 8 mm'den az, abutment uzunluğu 5 mm'den az ise vida retansiyonlu restorasyonların kullanılması düşünülmelidir [84, 85].

Vida retansiyonlu üst yapıların avantajları; interoklüzal mesafe yetersiz olduğu vakalarda kullanılabilir, implanta veya çevre dokulara zarar vermeden çıkarılabilir ve rijit bir bağlantı sağlar, siman kullanımına gerek duyulmaz. Vida retansiyonlu üst yapıların dezavantajları ise; ideal implant pozisyonu gereklidir, oklüzal morfoloji değişir, oklüzal uyumlamalar zorlaşır, oklüzal interferanslar oluşabilir, vida deliği oklüzal yüzeyden görünür ve estetiği bozar, vida oklüzal kenara yakın yer alırsa porselen tabakası incelendiği için porselen kırığı daha fazla görülür, vida gevşemesi veya kırılması görülebilir, protezin pasifliğini sağlamak çok zordur, daha maliyetlidir [83, 84, 86, 87].

Siman retansiyonlu üst yapılar

Siman retansiyonlu restorasyonlarda üst yapı ile abutment arasındaki bağlantı siman ile sağlanır. İmplant diş hekimliğinde en sık kullanılan restorasyonlardır. İmplantın ideal konuma yerleştirilmediği durumlarda, planlanan kronun vida deliğinin insizal kenara denk geldiği durumlarda ve oklüzal yüzeyin dar yapılması gereken durumlarda tercih edilirler [83].

Siman retansiyonlu üst yapıların avantajları; oklüzalde vida giriş yuvası olmadığından estetik yönden daha avantajlıdır, protezin oklüzal yüzü doğal diş anatomisine benzer şekilde üretilir, diş destekli sabit protezlere benzer yapım işlemleri olduğundan hekimler bu

protezlerin uygulama aşamalarına aşınadır, oklüzal uyumlama daha kolay yapılır, vida gevşemesi veya kırılmasına karşı dirençlidir, laboratuvar işlemleri geleneksel protezlere benzer, simantasyon sayesinde alt yapının pasif uyumu daha kolay elde edilir, geçici restorasyonlar oldukça kolay üretilir, vida retansiyonlu sistemlerden daha düşük maliyetlidir. Siman retansiyonlu üst yapıların dezavantajları ise; artık simanın temizlenmesi zordur ve zaman alır, artık siman temizlemesi sırasında implant parçalarının çizilmesi ihtimali vardır, yumuşak doku enfeksiyonları daha sık görülür, kullanılan siman tipine bağlı olarak restorasyonun çıkarılması zordur veya siman çözünmesi sonucu retansiyon kaybı olabilir ve belirli bir interokluzal mesafe gerekir [83-87].

İmplant üstü restorasyonlarda vida veya siman retansiyonlu sistemlerden hangisinin kullanımının daha uygun olduğuya ilgili yıllarca tartışılmıştır; ancak net bir fikir birliğine ulaşılamamıştır [88]. Literatürde, vida ve siman retansiyonlu restorasyonlar sağkalım oranları, biyolojik ve teknik komplikasyonlar açısından değerlendirilmiştir. Wittneben ve diğerlerinin[83] yaptığı sistematik derleme çalışmasında, siman retansiyonlu köprü protezlerinin 5 yıllık sağ kalım oranları %96,03 iken; vida retansiyonlu köprü protezlerinin 5 yıllık sağ kalım oranları % 95,55 olarak belirtilmiştir. Başarısızlık oranları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemiştir. Öte yandan vida retansiyonlu protezlerde teknik ve biyolojik komplikasyonların genel olarak daha az görüldüğü tespit edilmiştir. Millen ve diğerleri [89] yukarıda bahsedilen sistematik derleme verilerini kullanarak iki protez tipindeki başarısızlık oranlarını karşılaştırmışlar. Karşılaştırılan kron, köprü protezleri ve tam ark köprü protezleri grupları arasında anlamlı fark bulunmamıştır. Fakat köprü protezlerinde teknik komplikasyonların vida retansiyonlu protezlerde anlamlı derecede daha yüksek olduğu ve tam ark köprü protezlerinde veneer materyalinde chipping tarzı kırıkların daha yüksek olduğu belirtilmiştir. Weber ve Sukutjo'nun [90] yaptığı sistematik derleme çalışmasında ise 72 aylık takip sonrasında başarı oranları siman retansiyonlu protezlerde %93,2, vida retansiyonlu protezlerde %83,4 olarak tespit edilmiştir. Siman retansiyonlu protezler ile vida retansiyonlu protezler arasında anlamlı fark olmadığı rapor edilmiştir. Ancak teknik komplikasyonlar vida retansiyonlu restorasyonlarda daha fazla ortaya çıkmıştır. Uzun dönemli takip çalışmasında, siman retansiyonlu implant üstü restorasyonların klinik ve biyolojik açıdan, vida retansiyonlu implant üstü restorasyonlara göre daha başarılı olduğu vurgulanmıştır [87].

2.4. İmplant Destekli Siman Retansiyonlu Protezlerde Retansiyonu Etkileyen Faktörler

Retansiyon; protezin, giriş yoluna ters yönde uygulanan kuvvetlere karşı direnç göstererek stabil şekilde yerinde durmasıdır [7]. Retansiyon, implant destekli siman retansiyonlu üst yapılarda uzun dönem başarıyı etkileyen önemli faktörlerden biridir.

Siman retansiyonlu üst yapıların retansiyonunu etkileyen faktörler [2, 85, 91] :

- 1 Abutmentin aksiyal duvarlarının eğimi (Total okluzal yaklaşım açısı)
- 2 Abutmentin yüzey alanı ve abutment yüksekliği
- 3 Yapıştırıcı simanın tipi
- 4 Abutmentin yüzey özellikleri/pürüzlülüğü

2.4.1. Abutmentin aksiyal duvarlarının eğimi

Eğim açısı, siman retansiyonlu protezlerde retansiyon için önemli faktörlerden birisidir ve birbirine karşı bulunan iki aksiyal duvar eğim açılarının toplamı ile belirlenir [7]. Eğim arttıkça, retansiyon değeri azalır [92]. Jorgensen [93], ideal eğim açısının 6° olduğunu söylemiştir. Bu çalışmada, 15° eğim açısının retansiyonu yaklaşık üçte birine, 25° eğim açısının ise retansiyonu yaklaşık dörtte birine düşürdüğü belirtilmiştir.

İdeal eğim açısı 6° olarak belirtilse de doğal diş kesiminde bu açıyı sağlamak zordur ve genellikle klinikte eğim açısı en az $15-25^\circ$ olacak şekilde ayarlanabilir. Bu nedenle 6° ideal eğim açısına kıyasla retansiyon azalır. İmplant üstü protezlerde abutmentler makine ile kesildiklerinden dolayı ideal olan 6° 'lık eğim açısını sağlamak çok daha kolaydır. Bu nedenle ideal retansiyon sağlanmaya daha çok yaklaşılr. [91]. UCLA abutmentlerde ise duvarlar birbirine paralel olduğu için retansiyon daha iyidir [94].

2.4.2. Abutmentin yüzey alanı ve yüksekliği

Kron restorasyonunun veya implant abutmentinin yüzey alanı retansiyon miktarını etkiler [95]. Aynı yükseklikteki iki abutmentten yüzey alanı daha büyük olan geniş çaplı abutmentin diğerine göre retansiyonu daha fazladır. Buna örnek olarak, aynı yükseklikteki molar abutment premolar abutmentten daha retantiftir. Siman retansiyonu için kullanılan

abutmentlerin çapı sıklıkla 5 mm'den küçüktür. Bundan dolayı implant üstü abutment yüzeyindeki bu azalma çoğu doğal dişle kıyasla daha düşük retansiyon meydana gelmesine sebep olur. Ayrıca simanlar, titanyum yüzeyine prepare edilmiş diş yüzeyine bağlandıkları kadar iyi bağlanmazlar [7].

Abutment yüksekliği de retansiyon için önemlidir. Uzun bir preparasyon kısa bir preparasyona göre daha fazla retansiyon sağlar [95]. İlave yükseklik sadece yüzey alanını attırmaz, aynı zamanda aksiyal duvarları makaslama stresinden çok çekme stresine maruz bırakır. Yükseklikteki artış ve yükseklik/genişlik oranı retansiyon için belirleyicidir. Abutment çapı 4 mm olduğunda yükseklikteki 2 mm'lik artış retansiyonu %40 oranında artırır. Prefabrike implant abutment yükseklikleri 4 ila 10 mm arasında değişmektedir ve çoğunlukla 5, 7 veya 9 mm yüksekliktedir [7]. Anatomik olarak maksiller anterior dişler klinik kronu kısa palatinal duvara sahiptir ve bu palatinal duvar yüksekliği retansiyon ve rezistans için yetersizdir. Maksiller anterior bölgeye yerleştirilen abutmentler retansiyonu artırmak için daha farklı tasarlanır. Abutment marjinleri genellikle 2-3 mm subgingivaldedir ve abutmentlerin lingual, mezial, distal ve palatinal duvar uzunlukları doğal dişlerden daha fazladır [91]. Kaufman ve diğerleri [96] tarafından, abutment yüzey alanı ve yüksekliğindeki artışın retansiyon ve rezistansı artırdığı belgelenmiştir.

2.4.3. Yapıştırıcı simanın tipi

Simantasyon; diş veya abutment ile restorasyon arasındaki aralığı doldurmak ve her ikisi arasında bağlantıyı sağlayarak restorasyonun uzun süre ağızda kalmasını sağlamak amacıyla yapılan işlemdir. Sabit restoratif tedavinin son aşaması olarak kabul edilir [97]. Sabit protetik restorasyonların başarısında kullanılan siman ve simantasyon işlemi önemlidir [98]. Simantasyon, restorasyonların ağız içinde kullanım sürelerine göre; geçici simantasyon ve daimi simantasyon olarak sınıflandırılabilir [99].

Geçici simantasyon, sabit restorasyonlarda ilave oklüzal uyumlamanın gerektiği, periodontal tedavinin devam ettiği, dayanak dişlerin kontrol edilmesi gerektiği gibi klinik durumlarda genellikle tercih edilmektedir. Ayrıca hastanın konuşması, oral hijyen devamlılığının değerlendirilmesi ve restorasyonun estetik görünüşü ile ilgili memnuniyetin değerlendirilmesi için de daimi simantasyon öncesi tercih edilmektedir [99]. Geçici simanlar restorasyonların çıkarılabilirliğine izin verdikleri için ve abutmentlerin çürüme riski

olmadığından implant üstü restorasyonların daimi simantasyonunda da kullanılabilir. Geçici simante edilen restorasyonlar; diş, implant ve çevre dokulara zarar vermeden çıkarılabilmelidir [2].

Daimi simantasyon, sabit restorasyonların uzun süre ağızda fonksiyonunu sürdürmesi amacıyla uygulanır [99]. Daimi simantasyon aşaması restoratif tedaviler için önemlidir. Yanlış siman seçimi ve uygulaması sonucunda kenar uyumsuzlukları ve hatalı oklüzyon oluşabilir. Böyle bir durumda restorasyonun hasta ağızda kesilerek çıkarılması ve yenisinin yapılması gerekebilir [100]. Daimi simanlar, mümkün olan en uzun süre fonksiyonunu sürdürmesi beklenen materyaller olduğu için yeterli fiziksel özelliklere sahip olmalıdır [99].

İmplant destekli sabit protezlerin yapıştırılmasında kullanılan simanlarda olması istenen özellikler

1. İmplant üstü sabit restorasyonlar için istendiğinde protezin çıkarılmasını sağlayan bir siman olmalıdır. Bu amaçla, geçici veya yarı daimi simanlar kullanılabilir [101].
2. Biyouyumlu olmalıdır ve allerjik doku reaksiyonları gibi yan etki oluşturmamalıdır [101].
3. İmplant materyallerini olumsuz etkilememelidir [102].
4. Patojenik mikroorganizmalara karşı mikrobiyolojik cevap oluşturmamalıdır [15, 103].
5. Çözünürlük özelliği düşük olmalıdır [102, 104].
6. Artık siman kolay tespit edilebilir olmalıdır [101]
7. Artık siman kolay temizlenebilir olmalıdır [33].
8. Simanın manüplasyonu kolay olmalıdır [105].
9. Simanın çalışma zamanı uzun, sertleşme zamanı mümkün olduğu kadar kısa olmalıdır [97].
10. Simanın viskozite ve film kalınlığı uygun olmalıdır [106].

İmplant destekli protezlerin yapıştırılmasında kullanılan simanlar

İdeal implant simanı; hastanın kullanımı süresince proteze yeterli retansiyon sağlayan; fakat gerektiğinde de peri-implant doku, implant ya da restorasyona herhangi bir zarar vermeden protezin çıkarılabilmesine izin verecek özellikte olmalıdır. Protez parçalarının periyodik kontrolü, implant ya da oklüzal vidada gevşeme ya da kırılma görülmesi, implant kırılması, implant kaybı sonrası protezin modifiye edilmesi gerekliliği ya da oral hijyen ve doku

cevabının kontrol edilmesi amacıyla implant destekli protezlerin yerinden çıkarılması gerekebilmektedir [104]. İmplant destekli protezlerin simantasyonunda tercih edilmesi gereken simanı araştıran çalışmalarda, araştırma protokollerinin ve kullanılan sistemlerin farklılık göstermesi sebebiyle çok çeşitli sonuçlar elde edilmiştir. Bu nedenle, standart simantasyon teknikleri veya kullanılacak siman türü için kesin bir öneri bulunmamaktadır [107].

Firmalar implant destekli restorasyonlar için geçici simanlardan daimi rezin simanlara kadar geniş yelpazeye sahip simanları kullanıma sunmuşlardır. İmplant destekli sabit protezlerin simantasyonunda çinko oksit ojenol, ojenolsüz çinko oksit, çinko fosfat, çinko polikarboksilat, cam-iyonomer, rezin modifiye cam iyonomer ve kompozit rezin simanların yanı sıra implant destekli protezler için özel olarak geliştirilmiş olan üretan dimetakrilat içerikli simanlar kullanılmaktadır [7].

Etoksibenzoik asit içerikli olan ve olmayan çinko oksit ojenol siman

Diş hekimliğinde kanal dolgu patı ve kök ucu dolgu malzemeleri, periodontal pansuman malzemeleri, elastik olmayan ölçü malzemeleri, kavite tabanları ve geçici restorasyonlar gibi çeşitli uygulamalarda çinko oksit ve ojenol arasındaki reaksiyon kullanılır. Yapıştırma amacıyla ise, tam metal ve metal-seramik kronların ve köprülerin hem geçici hem de kalıcı simantasyonu için farklı çinko oksit ojenol siman formülasyonları mevcuttur [99].

Çinko oksit ojenol siman, toz-likit veya iki pat sistemi olarak formüle edilmiştir [33]. Karmaşık bir asit baz reaksiyonu yoluyla sertleşir. Çinko oksit ojenol siman mükemmel bir tıkama özelliğine sahipken çok düşük fiziksel özelliklere sahiptir. Çinko oksit ojenol simanın mekanik özelliklerini geliştirmek için içine etoksi benzoik asit (EBA) ilave edilmiştir ve deformasyona karşı direncini değiştirmeden baskı dayanımı artırılmıştır [108]. EBA içerikli çinko oksit ojenol simanın çalışma süreleri kısadır ve artık simanın uzaklaştırılması zordur [100].

Ojenolsüz çinko oksit siman

Geçici siman ve kaide materyali olarak kullanılır. Çinko oksit, çinko sülfat, kalsiyum sülfat, glikol asetat, polivinil asetat, trietanolamin içerir. Sertleşme reaksiyonu tükürük ve su ile başlar. Higroskopik özelliğinden dolayı kavite duvarlarını daha iyi kapatır. Daimi

simantasyon için dayanıklı bir materyal değildir. Kuru kaviteye yerleştirildiğinde negatif basınç yaratır ve bu da odontoblastların çekilmesiyle ağrıya neden olur. Ph'ı çinko oksit ojenolle aynıdır.

İmplant üstü restorasyonların simantasyonunda sıklıkla kullanılır [10, 109-111]. Simanın düşük fiziksel özellikleri sayesinde periyodik kontrol, vida gevşemesi ya da kırılması, implant kırılması, implant kaybı sonrası protezin modifiye edilmesi için ya da oral hijyen ve doku cevabının kontrol edilmesi amacıyla restorasyon kolaylıkla çıkarılabilir.

Çinko fosfat siman

Çinko fosfat siman ilk olarak literatürde 1879'da ortaya çıkmıştır ve günümüzdeki halinin kimyası 1902'de belirlenmiştir. En eski yapıştırma simanı olması ve uzun klinik başarıları nedeniyle yeni simanların karşılaştırıldığı bir standart olarak hizmet etmektedir [33]. Asit-baz reaksiyonu ile sertleşir. Fiziksel özellikleri toz-sıvı oranı, su içeriği, karıştırma sıcaklığı gibi değişkenlerden etkilenir [33]. Çekme (5-7 MPa) ve baskı (80-110 MPa) dayanımlarının çiğneme kuvvetlerine karşı yeterli düzeyde olduğu görülmüştür. Ayrıca sahip oldukları yüksek elastisite modülü sayesinde uzun köprülerde oluşan yüksek çiğneme kuvvetlerine karşı direnç gösterirler. Çinko fosfat simanlar sadece mekanik bağlantı gösterir herhangi bir madde ile kimyasal bağlantı oluşturmaz [99]. Siman karıştırıldığında çok düşük bir pH'a sahiptir. Pulpada düşük pH'ın etkisini azaltmak için vernik kullanılabilir [33]. Bu doğal dişler üzerinde uygulanan ve retansiyonu azaltıcı etkisi olan kavite verniği uygulamasına implant abutmenti üzerinde gerek yoktur [100]. Çinko fosfat siman implant üstü restorasyonların daimi simantasyonunda tercih edilir [7].

Çinko polikarboksilat siman

Polikarboksilat simanlar 1960'ların sonlarında, fosfat sisteminin dayanıklılığını ve çinko oksit ojenol materyallerinin biyouyumluluğunu birleştiren simanlar olarak üretilmiştir [112]. Çinko polikarboksilat siman, dişlere kimyasal bağlanan ilk dental simandır. Opak olması nedeniyle restoratif amaçlı kullanılmamaktadır [33]. Diş ile ilk temasta simanın pH değeri çok düşüktür ancak yüksek molekül ağırlığı dentin tübüllerine asit penetrasyonunu önler. Dolayısıyla, pulpa dokusu ile uyumludur.

Çinko polikarboksilat simanlar az üyeli metal destekli kron ve köprülerin, inley/onley restorasyonların ve ortodontik bant ve braketlerin simantasyonunda, kavite taban maddesi olarak ve geçici restoratif materyal olarak kullanılır [112]. Çinko polikarboksilat simanın baskı dayanımı çinko fosfat simandan daha düşük, çekme dayanımı daha yüksektir. Çiğneme sırasında plastik deformasyonu çinko fosfata göre daha yüksektir. Bu yüzden yüksek çiğneme stresinin olduğu yerlerde, uzun sabit protezlerde uygun olmayıp kullanımı tek diş veya kısa köprülerle sınırlandırılmıştır [99]. İmplant üstü protezlerin daimi simantasyonunda çok tercih edilen bir siman değildir [7]. Durelon marka polikarboksilat siman içinde bulunan stanöz florid-poliakrilik asit kombinasyonun titanyum materyali üzerinde korozyona neden olduğu ve titanyum abutmentlerde kullanılmaması gerektiği belirtilmiştir. Titanyumda meydana gelen korozyon sonucu oluşan reaktif oksidatif maddeler implant çevresindeki biyolojik dokularda inflamasyona ve yıkıma neden olabilmektedir [97].

Cam iyonomer siman

Cam iyonomer simanlar 1972 yılında Wilson ve Kent tarafından, silikat simanların florid salma özelliği ve polikarboksilat simanların diş dokularına kimyasal olarak bağlanması gibi olumlu özelliklerin birleştirilmesi sonucu ortaya çıkmıştır [113]. Metal destekli ve tam seramik kron ve köprülerin, metal inley/onley restorasyonların ve ortodontik bant ve braketlerin simantasyonunda, kavite taban maddesi olarak ve özellikle eroziv lezyonlarda restoratif materyal olarak kullanılır [112].

Cam iyonomer simanın fiziksel özellikleri karışımı oluşturan toz likit oranına büyük ölçüde bağlıdır. Toz oranının fazla olması viskoziteyi arttırırken çalışma süresini azaltır, az olması ise fiziksel özellikleri önemli ölçüde azaltacaktır [114]. Polikarboksilat ve çinko fosfat simandan daha yüksek baskı dayanımına sahiptir (90-230 MPa). Fakat uygulama sırasında erken su ve tükürük teması sonucunda mekanik özelliklerinde büyük ölçüde azalma görülmüştür [100]. Restorasyonların doğal dişlere simante edilmesi için mükemmel özellikleri vardır. Ancak metalik abutmentlerde retansiyon değerleri diğer daimi simanlara göre düşük bulunmuştur ve implant üstü protezlerde daimi amaçla kullanımı tartışmalıdır [115].

Rezin modifiye cam iyonomer siman

Rezin modifiye cam iyonomer simanlar, geleneksel cam iyonomer simanların yavaş asit-baz reaksiyonunun neden olduğu neme duyarlılık ve düşük erken dayanım gibi problemleri azaltmak için 1990’larda geliştirilmiştir. Bunun için, geleneksel cam iyonomer simana polimerize olabilen fonksiyonel gruplar ilave edilmiştir [115]. Rezin modifiye cam iyonomer simanlar asit-baz reaksiyonu, rezinin ışıkla polimerizasyonu, rezinin kimyasal polimerizasyonu şeklinde üç farklı mekanizma ile sertleşirler. Rezin modifiye cam iyonomer simanın toz-likit ve kapsül (elle karıştırma veya otomatik karıştırma) formülleri mevcuttur [99].

Baskı, çekme ve eğilme dayanımı; çinko fosfat, polikarboksilat ve cam iyonomer simanlara göre önemli ölçüde yüksektir, ancak kompozit rezin simandan daha düşüktür. Sertleşme sırasında erken nem kontaminasyonuna geleneksel cam iyonomerlere göre daha az duyarlıdır ve geleneksel cam iyonomer simandan daha az çözünür [116]. Tam seramik restorasyonlarla birlikte kullanılmasına dikkat edilmelidir, çünkü su emilimi ve genleşmeye bağlı olarak bazı markaların seramikte kırılmaya neden olduğu görülmüştür [100]. Full metal veya metal destekli seramik kron ve köprü protezlerinin, inley ve onleylerin, prefabrike metal ve döküm postlar ile zirkonya ve alüminadan üretilmiş tam seramik sistemlerin daimi simantasyonunda kullanılırlar [112]. Manipülasyon kolaylığı, artık siman temizleme kolaylığı, minimum çözünürlük, yüksek aşınma ve kırılma direnci, diş yapısına iyi bağlanma ve uzamış florid salınımı gibi avantajları vardır. Rezin modifiye cam iyonomer siman, düşük postoperatif duyarlılık ve birçok avantajından dolayı klinik olarak en popüler yapıştırma simanlarındandır [99].

ABD’de yapılan bir anket çalışmasında [107], çeşitli fakültelerin ileri protez uygulamaları bölümü direktörlerine göre, daimi simantasyonda en fazla kullanılan simanın rezin modifiye cam iyonomer siman olduğu ifade edilmiştir. Rachel ve diğerlerinin yaptığı bir çalışmada [115] kullanılan simanlardan rezin siman en yüksek retansiyon değerleri göstermiştir. Rezin modifiye cam iyonomer siman, çinko fosfat siman ile benzer retansiyon değerleri göstermiş ve rezin simandan sonraki en kalıcı siman olarak bulunmuştur. Ayrıca rezin modifiye cam iyonomer siman, geleneksel cam iyonomer siman ve ojenolsüz çinko oksit simandan daha yüksek retansiyon değerleri göstermiştir. Pan ve diğerlerinin yaptığı bir çalışmada [6] da rezin modifiye cam iyonomer siman, rezin simandan sonra en yüksek retansiyon değerlerine

sahiptir. Ayrıca rezin modifiye cam iyonomer siman ile yapıştırılan numuneler ölçülebilir marjinal sızıntı göstermemiştir.

Rezin simanlar

Rezin simanlar düşük film kalınlığına, uygun çalışma ve sertleşme sürelerine izin verecek şekilde ayarlanmış içeriği ile düşük viskoziteli kompozit malzemelerdir [99]. Çoğu rezin siman, kompozit dolgu malzemelerine benzer bir bileşime sahiptir [115]. Buna göre; rezin simanlar, kompozitler gibi üç ana bileşenden oluşurlar: Organik matriks, ara bağlayıcılar, inorganik doldurucular. Rezin simanların organik matriksi dimetilakrilat ve oligomerden oluşmaktadır. Rezin simanlar polimerize olma şekillerine göre; kimyasal olarak polimerize olan, ışık ile polimerize olan ve hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan rezin simanlar olarak sınıflandırılırlar [117]. Günümüzde rezin simanlar yüksek baskı ve çekme dayanımı, düşük çözünürlülüğü ve iyi estetik özelliklerinden dolayı popüler hale gelmiştir ve retansiyon problemi olabileceği düşünülen veya estetik beklentinin yüksek olduğu vakalarda sıklıkla tercih edilmektedir. Maliyetinin yüksek olması ve teknik hassasiyet gerektirmesi gibi kısıtlamaları mevcuttur [105, 108].

Rezin bağlı protezlerin yapıştırılması için özellikleri çok daha iyi olan kompozit rezin simanlar geliştirilmiştir [100]. Kompozit rezin simanlar geleneksel restoratif kompozitler gibi organik matriks (Bis-GMA, TEGDMA, UDMA) içerisinde inorganik doldurucular içermektedirler [118]. Kompozit rezin simanlar genel olarak ağız ortamında çözünmezler. Mikro sızıntı ve sekonder çürük oluşturma ihtimalleri diğer siman sistemlerine göre oldukça düşüktür. Diş ve restorasyonun ara yüzeyine gelen kuvvetleri dağıtırlar. Bu simanların diş bağlanması oldukça iyidir. Çekme dayanımı 20-50 MPa arasındadır. Basma dayanımı 100 ile 200 MPa arasındadır. Bu değerler geleneksel simanlara oranla oldukça yüksektir [112]. Kompozit rezin simanların film kalınlığı geleneksel simanlara göre fazladır. Bu simanlar genellikle kron, köprü, inley, onley ve laminate veneer restorasyonlarında kullanılırlar [119]. Ayrıca implant diş hekimliğinde, abutmentin çok kısa olduğu durumlarda ve yakın zamanda protezin çıkarılmasının düşünülmeyişi durumlarda tercih edilmesi önerilmiştir [7].

Son yıllarda implant üstü sabit restorasyonların geçici veya yarı-daimi simantasyonunda kullanılmak için üretilen dimetakrilat simanlar üretilmiştir. Bu simanlar ağız içerisinde uzun süre fonksiyonu sürdürmesine ek olarak istendiğinde restorasyonun çıkarılmasına imkan

sağlamaktadır [120]. Simanların esnek özellikte olması restorasyonun kolay çıkarılmasını sağlar [121]. Adeziv rezin simanlardan farkı, adezyon sağlayan organofosfat, 4-META gibi materyaller içermemesidir. Çözünürlük ve direnç özellikleri düşüktür [104, 120]. Polimerize olma şekillerine göre kimyasal veya hem ışıkla hem kimyasal yolla polimerize olan tipleri vardır. Toz-likit ve pat-pat formunda çeşitleri mevcuttur. Bu simanların çalışma zamanları 45-120 sn, film kalınlıkları ise 10-25 µm olarak üretici firma tarafından belirtilmiştir. Geçici veya yarı-daimi simanlar, farklı materyaller (metal-seramik, tam seramik ve zirkonya) ile üretilmiş implant destekli sabit kron ve köprü protezlerde kullanılabilirler [122].

2.4.4. Abutment yüzey özellikleri/pürüzlülüğü

Pürüzlülük, bir yüzeyin bir tür topoğrafik özelliğidir ve yüzeydeki yükseklik farklılıklarından kaynaklanan düzensizliklerdir. Verilen yüzeyin alanına bağlı olarak, pürüzlülük üç seviyede sınıflandırılabilir; makrotopoğrafik, mikrotopoğrafik ve nanometrik pürüzlülük [123, 124]. Makrotopoğrafik pürüzlülük nispeten geniş bir yüzey alanıyla ilgilidir ve ortalama yüksekliği (Sa değeri) 10 µm'den fazla olan sivri uçlar (spikes) içerir. Buna karşılık mikrotopoğrafik pürüzlülük, daha küçük yüzey alanlarıyla ilgilidir ve yüzeyde $1 \mu\text{m} \leq Sa < 10 \mu\text{m}$ yüksekliğinde sivri uçlar vardır. Son olarak, nano seviyedeki pürüzlülük daha da ince yüzey alanlarıyla ilgilidir ve genellikle 1 µm'den daha az yüksekliğe sahip sivri uçlar vardır. Farklı pürüzlülük seviyeleri birbirinden bağımsızdır. Bir yüzey, makrotopoğrafik düzeyde pürüzsüz ve mikrotopoğrafik düzeyde pürüzlü olabilir [124].

Yüzey pürüzlülüğünde birçok parametre kullanılır. Sa (aritmetik ortalama yükseklik sapması), Sq (yükseklik sapmasının ortalama karekökü), Sds (bir birim örneklem alanındaki tepe noktası sayısı), Sdr (gelişmiş yüzey oranı yani bir yüzeyin arayüzey alanının artışının örneklem alanına oranı,) yüzeylerin üç boyutlu incelemelerinde sıklıkla kullanılan parametrelerdir [125-128]. Bu parametrelerden Sa ve Sdr, Sds ve Sq'dan daha önemli olabilir [126]. Yüzeylerin profilometre ile iki boyutlu incelenmesinde de birçok parametre seçilir. ISO 4287'ye [129] göre en önemli pürüzlülük parametreleri şunlardır: Ra, Rmr(c), RSm, Rt, Rzi, Rz1 max, Rz. Ra: referans mesafe içindeki profil sapmalarının mutlak değerlerinin aritmetik ortalaması olarak tanımlanır [129]. Yüzeyin ortalama pürüzlülüğü olarak da ifade edilebilir [130]. Rzi: münferit ölçüm mesafesi içindeki en yüksek profil ucunun tepe noktası ile en derin profil derinliğinin tabanı arasındaki uzaklık toplamı anlamına gelir. Rz: Ortalama pürüzlülük derinliği anlamına gelir ve ölçüm mesafesinin içindeki beş ayrı Rzi değerinin

ortalama değeri ile tanımlanır [129]. Ra ve Rz değerleri yüzey pürüzlülüğü ölçümünde en sık kullanılan parametrelerdir [131].

Abutmentlerin yüzeyleri pürüzlendirildiğinde, yapıştırıcı simanların içine girdiği mikroretantif düzensizlikler ve çukurcuklar oluştuğu için retansiyonun artabileceği belirtilmiştir [7, 132, 133]. Pürüzlendirme işlemi olarak genellikle kumlama, abutmente oluk açma, abutment yüzeyini frezle pürüzlendirme işlemleri uygulanmaktadır [12]. Günümüzde bu yöntemlere alternatif olarak lazer uygulama, asit uygulama, oksijen plazma uygulaması gibi yöntemlerin kullanılması önerilmiştir [9, 14, 133-135].

2.5. Titanyum ve Titanyum Alaşımlarına Uygulanan Yüzey İşlemleri

Titanyum ve titanyum alaşımlarına farklı klinik ihtiyaçlara göre; biyoaktivite ve biyouyumluluğu artırmak, yüzey pürüzlülüğü oluşturmak, aşınma ve korozyon direncini iyileştirmek gibi nedenlerle çeşitli yüzey modifikasyon işlemleri uygulanabilir [136]. Dental implant uygulamalarında titanyum yüzey işlemleri ilk olarak osseointegrasyonun geliştirilmesi amacıyla uygulanmıştır ve konu ile ilgili literatürde çok sayıda çalışma mevcuttur [137-140]. Park ve Davies [141] implant yüzeylerine sülfürik asit (H_2SO_4) ve hidroklorik asit (HCl) uyguladıktan sonra çift asitleme tekniğinin fibrin ve osteojenik hücre ataşmanını artırarak osteokondüktif safhayı hızlandırdığını belirtmiştir. 1974'te Schroeder ve diğerleri [142] osseointegrasyonu artırmak için Titanyum Plazma Sprey (TPS) kullanmıştır. Bu uygulamada implant yüzeyine yüksek derecede titanyum tozları püskürtülerek bu tozların yüzey ile birleşimi sağlanır. Caulier ve diğerleri [143] implant yüzeylerini kalsiyum fosfat (CaP) ile kaplamanın osseointegrasyona etkisini incelemiş ve özellikle düşük yoğunluğa sahip kemikte kalsiyum fosfat (CaP) kaplı implantlarda kemik temasında belirgin bir artış olduğu sonucuna varmıştır. Daha sonraki dönemlerde implant abutmentleri çeşitli yüzey işlemleri ile modifiye edilerek sabit protezlerin retansiyonuna olan etkileri araştırılmıştır [91, 110, 144, 145]. Yüzey modifikasyonu metotları, yüzeyde olan değişikliklerin oluşma mekanizmasına göre mekanik, kimyasal ve fiziksel metotlar olarak sınıflandırılır [136].

2.5.1. Mekanik metotlar

Mekanik metotlar, malzeme yüzeylerinin fiziksel kuvvetlerle şekillendirilmesini sağlar [146]. Mekanik modifikasyonun amacı, spesifik yüzey topoğrafisi ve yüzey pürüzlülüğü elde etmek, yüzey kontaminasyonunu gidermek ve/veya sonraki bonding adımlarında adezyonu artırmaktır. İşleme (machining), aşındırma (grinding), cilalama (polishing), kumlama (blasting) mekanik metotlar arasında yaygın kullanılanlardır. [136]

Kumlama genellikle malzemelerin yüzeylerini temizlemek ve hem mikroretantif bir topoğrafi hem de artan yüzey alanı elde etmek için kullanılır. Günümüzde kumlama metodunda en çok alüminyum oksit (Al_2O_3) partikülleri, titanyum dioksit (TiO_2) partikülleri, hidroksipatit (HA) granülleri ve trikalsiyum fosfat (TCP) partikülleri kullanılır. Kumlama için alüminyum oksit kullanıldığında, yüzeyde belirli elementlerin ayrılması ve birikmesinden oluşan alaşım yüzeyinde karmaşık reaksiyonlar olduğu ileri sürülmüştür [147].

Alüminyum oksit (Al_2O_3) taneciklerinin yüzeye hızlı bir şekilde çarpması sonucu, bazı elementlerin yüzeyden uzaklaştığı veya yüzeyde biriktiği görülmüş, buna bağlı olarak karmaşık reaksiyonların oluştuğu ve yüzey enerjisinin arttığı belirlenmiştir. Restorasyon yüzeyi ve siman arasında adezyon sağlayan tekniklerin çoğunda bağlantı kuvvetini artırmak için, yüzeyin kumlanması gerektiği belirtilmiştir [148].

2.5.2. Kimyasal metotlar

Kimyasal metotlar, titanyumun kimyasal yapısında özellikle de yüzey tabakasında modifikasyonlar oluşturmak için uygulanır. En sık kullanılan kimyasal yöntemler asit uygulama, alkali uygulama, hidrojen peroksit uygulama, sol-jel kaplama, anodik oksidasyon ve biyokimyasal modifikasyondur. Kimyasal işlem, elektrokimyasal işlem ve biyokimyasal modifikasyon sırasında, titanyum ve çözelti arasındaki ara yüzde sırasıyla kimyasal, elektrokimyasal veya biyokimyasal reaksiyonlar meydana gelir [136].

Kimyasal aşındırma, oksit tabakası ve metalik yüzey dâhil olmak üzere titanyumun yüzey tabakasının aşındırılması işlemine dayanır. Titanyum çok aktif bir materyaldir. Havayla temasında, kararlı bir titanyum oksit tabakası yüzeyi hemen kaplayacaktır. Bu pasif tabaka titanyum yüzeyini korozyondan korur. Ancak titanyum indirgeyici bir ortama maruz

kaldığında pasif film kararsızdır ve korozyon meydana gelebilir. Titanyum yüzeyini modifiye etmek için çeşitli asitler kullanılmıştır [149].

Asit uygulaması genellikle oda sıcaklığı veya yüksek sıcaklıkta sulu, oksidan olmayan (HF/HNO₃ karışımı hariç) çözeltilere daldırılarak gerçekleştirilir. Çok sınırlı sayıda asit titanyum ve alaşımlarının yüzeyindeki oksit tabaka ile reaksiyona girebilmektedir. Hidroflorik asit (HF), sülfürik asit (H₂SO₄) ve hidroklorik asit (HCl) titanyum ve alaşımlarıyla oda sıcaklığında hızla reaksiyona girebilmektedir [150]. Titanyumla en hızlı reaksiyona giren flor; titanyum yüzeyinde makro ve mikro çukurcuklar oluşturmada, titanyum ve alaşımlarının kimyasal analizinde ve titanyumu çözmede kullanılır. Titanyumun flor içeren ajanlarla uzun süre temas etmesi oksit tabakası açısından sakıncalı görülmüştür [151]. Sülfürik asit ile pürüzlendirmede titanyum oksit tabakasının zayıf olduğu noktalarda ve asit iyonlarının nüfus edebileceği noktalarda korozyon başlar. Bu noktalarda oksit tabaka gözle görülür biçimde bozulur ve daha fazla sayıda lokal katot asite maruz kalır [152]. Asitle pürüzlendirmede titanyum yüzeylerde çapları 0,5 ila 2 µm arasında değişen boyutlarda mikro çukurlar oluşur [123].

2.5.3. Fiziksel metotlar

Fiziksel yüzey modifikasyon yöntemleri termal spre, fiziksel buhar biriktirme, iyon implantasyonu ve ışıma deşarjı plazma işlemi gibi işlemleri içerir [153]. Maddenin dördüncü hali olan plazma, nötr atomlar, elektronlar, iyonlar ve radikallerden oluşur ve ortalama olarak elektriksel nötrdür. Enerjik iyonize parçacıklar ve radikaller oldukça reaktif olduklarından, yarı iletkenlerin ve metallerin yüzey ön işlemi veya temizliği için yaygın olarak farklı plazma teknolojileri kullanılmaktadır [13]. Plazma uygulaması 1950'lerin ortasından itibaren seramik kaplama üretiminde sıkça kullanılmıştır. Plazma titanyum kaplama yöntemi olarak ve diş, kalça, diz ve omuz implantlarında poroz yapı elde edilmesi amacıyla da kullanılmaktadır [136]

Plazma kaynakları, denge derecelerine ve çalışma basıncına göre sınıflandırılabilir. Denge derecesi, plazma içindeki elektronların, iyonların ve nötr türlerin nispi sıcaklığı ile tanımlanan plazmanın termal dengesini ifade eder. Buna göre termal plazma (sıcak plazma) ve termal olmayan (soğuk plazma) olarak sınıflandırılır. Ayrıca termal plazma da kendi içinde düşük sıcaklık ve yüksek sıcaklık olarak ikiye ayrılır. Genellikle termal olmayan bir

plazma düşük basınçta, termal plazmalar ise yüksek basınçta çalışır. Son araştırmalar ise atmosferik basınçta termal olmayan plazmaları içermektedir. Düşük basınçta, gaz halindeki atomların ve moleküllerin yoğunluğu düşüktür, dolayısıyla çarpışma hızı da düşüktür. Yüksek basınçta çarpışma hızı çok daha yüksektir ve elektronlardan ağır parçacıklara kinetik enerji transferi daha verimli hale gelir. Plazma yüzey modifikasyonu için genellikle düşük sıcaklıklı termal plazma veya termal olmayan plazma kullanılır [154].

Biyomateryallerin yüzey modifikasyonu için çeşitli plazma teknolojilerinin kullanımının; materyalin biyoaktivitesini, biyouyumluluğunu ve kullanım ömrünü geliştirmede etkili olduğu kanıtlanmıştır. Plazma yüzey modifikasyon teknikleri, yüzeyde oluşan etkiye göre yüzeyden uzaklaştırma, yüzeyin değiştirilmesi ve yüzeye ekleme olarak üç kategoride sınıflandırılabilir [154]. Plazma ile aşındırma, plazma işleminin ana uygulamalarından biridir. Plazma ile aşındırma esnasında yüzey, seçilmiş bir gaz (oksijen, argon, neon) ile üretilen yüksek enerjili ve reaktif plazma ile bombardımana uğrar ve reaksiyona girer. Elektrik akımıyla yüksek hızlara ulaşan plazma gaz iyonları, çarptığı materyal yüzeyindeki atomları uzaklaştırarak yüzey kontaminasyonunu kaldırıp artıkların uzaklaştırılmasını sağlar. Yöntem sayesinde üst tabakadaki atomlar uzaklaşmaya başlayınca alt tabakadakiler açığa çıkarak yüzeyin dağlanması sağlanmaktadır. Kullanılan gazın kimyasal yapısı, plazmanın materyalin yüzeyi ile nasıl reaksiyona gireceğini ve dolayısıyla plazmanın aşındırma etkinliğini belirler [155]. Oksijen plazma tekniğinin, saf titanyum ve titanyum alaşımlarının biyouyumluluğunun artırılmasında etkili olduğu çeşitli bilimsel çalışmalarda gösterilmiştir [9, 156, 157].

2.6. Yüzey Topoğrafyasını İncelemek İçin Kullanılan Yöntemler

Yüzey topoğrafyasını incelemek için nicel ve nitel veriler sağlayabilen 4 ana cihaz grubu vardır. Bunlar; profilometre cihazları, optik mikroskoplar ve taramalı elektron mikroskopları (SEM), atomik kuvvet mikroskobudur [138, 158].

2.6.1. Profilometre

Profilometre cihazı, yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek amacıyla kullanılır. Cihazda, elmadan tarayıcı bir uç, örnek yüzeyinde gezinirken, elde edilen yüzey pürüzlülüğü bulguları dijital olarak hesaplanır ve kaydedilir [159]. Bu analiz için genellikle nicel bilgi

sağlayan mekanik profilometreler ya da hem nicel hem de nitel bilgi sağlayan optik profilometreler (interferometre) tercih edilmektedir.

Mekanik profilometreler, yüzeydeki tepe ile vadi arasındaki mesafeyi doğrudan ölçmekte ve yaygın olarak kullanılmaktadır. Cihaz üzerinde yüzey boyunca hareket eden bir sensör bulunmaktadır. Bu sensör (elmas tarayıcı uç) x veya y eksenini doğrultusunda hareket ederken z eksenindeki yüzey düzensizliklerini kaydederek iki boyutlu mikrometrik ölçüm sağlamaktadır. Tarayıcı uç örnek yüzeyi ile mekanik olarak temas etmektedir [160]. Bununla birlikte, elmas tarayıcının karmaşık yapılarındaki dar ve derin pürüzlülükleri algılamakta zorlanması, yüzeye zarar vermesi ve düşük çözünürlüğe sahip olması yapısal sorunlara neden olmaktadır.

Optik profilometreler (interferometre) ışığın saçılımı, odak tespiti (focus detection) gibi çeşitli optik prensiplere dayanmaktadır. Mekanik profilometrelerle kıyaslandığında daha yüksek ölçüm genişliği ve çözünürlüğe sahiptir [188]. Örnek yüzeyi ile mekanik olarak temas etmezler ve optik ışın yardımıyla yüzey üzerinde belirlenen referans noktalar arasındaki mesafede tarama yaparlar. Lazer ışını x, y ve z ekseninden bilgileri toplayarak üç boyutlu görüntü ve nanometrik bir ölçüm sağlamaktadır. Optik profilometre, mekanik profilometreye göre daha doğal ve gerçekçi yüzey topoğrafyası sunmakla beraber pahalı bir sistem olduğu için daha nadir kullanılmaktadır [161].

2.6.2. Optik mikroskop

Optik mikroskop ya da ışık mikroskobu küçük nesneleri büyütme için merceklerden oluşan bir sistem ile görünür ışığı kullanan bir mikroskop türüdür. Optik mikroskoplar en eski mikroskop tasarımıdır ve muhtemelen 17. yüzyılda günümüzde kullanılan bileşik mikroskop türü şeklinde keşfedilmiştir. Temel optik mikroskoplar oldukça basit olabildiği gibi çözünürlüğü ve kontrastı iyileştirmek için çok sayıda karmaşık tasarımı da bulunmaktadır [162].

Optik mikroskop incelemeleri, porozite, gözeneklerin büyüklüğü ve şekli gibi nitel özellikler hakkında bilgi verir. Ancak istatistiksel açıdan anlamlı bir sonuç elde edebilmek için çok sayıda noktadan veri alınması gerekir. Bu da ancak görüntü işleme programları kullanılarak

mümkün olabilir [162]. Optik mikroskop ile yüzey analizi yapılır ve yüzey fotoğrafları alınır [163, 164].

2.6.3. Taramalı elektron mikroskobu (Scanning electron microscope=SEM)

Taramalı elektron mikroskobunun (SEM) temel çalışma prensibi bir elektron demeti ile çalışma örneğinin yüzeyinin taranmasıdır. Tarama işlemi gerçekleşirken primer elektron demeti, örneğin yüzeyindeki elektronlarla etkileşime geçerek onları etrafa dağıtır. Sonrasında yüzeyden yayılan ikincil elektronlar algılayıcı tarafından tespit edilir ve toplanır. Bu sayede yüzeyin bileşenleri, yapısı ve topoğrafyası ortaya çıkar. Herhangi bir bölgeden algılayıcıya ulaşan elektronların sayısı ne kadar fazla ise o bölge o kadar parlak, ne kadar az ise o kadar karanlık görünür. Bu şekilde SEM aracılığıyla gri tonlarında görüntüler elde edilir ve örnekler hakkında bilgi sahibi olunur [165].

Analizi yapılacak olan örnek hazırlandıktan sonra vakum ortamında altın veya platin ile yüzeyi kaplanır; ardından örnek SEM kabinine yerleştirilerek yüksek vakum ortamında üzerine 10kV'tan başlanarak elektron gönderilir; örneğe çarpan elektronlar saçılır ve geri dönen elektronlar detektöre çarparak görüntü oluşturur [165].

SEM analizi yüzey bileşenleri ve yüzey yapısı hakkında yüksek çözünürlükte nitel bilgi sağlamaktadır. Bununla beraber, çalışma prensibi yüzey dokusunu üç boyutlu olarak görselleştiremediği için sınırlı yüzey topoğrafyası sunmaktadır [158].

2.6.4. Atomik kuvvet mikroskobu (AFM)

Atomik Kuvvet Mikroskobu (Atomic Force Microscope = AFM), 1986'da Gird Binnig, Calvin F. Quate ve Christopher Herber tarafından icat edilmiştir. AFM, sıvı veya katı maddelerin yüzeyini analiz etmek için elektroniği, iletişimi, biyolojiyi, kimyayı, otomotivi, uzay bilimini ve enerji endüstrisini içeren teknolojilerde yaygın olarak kullanılır. Araştırılan materyaller ince veya kalın film şeklindeki kaplamalar, seramikler, kompozitler, camlar, yapay ve biyolojik zarlar, metaller, polimerler ve yarı iletkenlerdir. Nanometre (nm) seviyesinde bir yüzey görüntüsü elde etmede ve moleküler arası kuvvetleri (nN, pN) ölçmede kullanılan bir sistemdir [159].

AFM incelenmesi, daha büyük bir çözünme ve üç boyutlu bir görüntü elde edilmesini sağlar, profilometre ve görsel değerlendirmeye kıyasla daha fazla detay verir [166]. SEM incelemesinde, kimyasal olarak etkileşimsiz malzeme yüzeyinin önce karbon ya da altın ile kaplanmasına gerek vardır. AFM cihazıyla yapılan çalışmalarda ise böyle bir ön hazırlığa gerek duyulmadan, doğrudan yüzey görüntüleri elde edilebilir. AFM, 3 boyutlu bir yüzey görüntüsü üzerinde incelemeye olanak sağlamakla birlikte, yüzey pürüzlülüğü parametrelerini rakamsal olarak da verebilir [167, 168].

AFM'nin çalışma prensibi, uç ile örnek yüzeyi arasındaki etkileşimli kuvvetin, elastik bir destek üzerine yerleştirilmiş özel bir prob vasıtasıyla ölçülmesidir. Örnek yüzeyinden tarayıcı uca kütle çekimi ile bir kuvvet uygulanır ve sonuçta ucu taşıyan destek eğilir. Destek eğimini ölçerek, uç ile yüzey arasındaki etkileşimli kuvveti de saptamak mümkündür. Elastik desteğin küçük eğilmelerinin kaydı sayesinde, yüzey topoğrafisi elde edilebilmektedir [165, 169].

2.7. Bağlanma Dayanımını Ölçmek İçin Kullanılan Testler

Bağlanma dayanımı, adeziv ile aderent arasındaki bağlantıyı koparmak için gerekli olan birim alan başına düşen kuvvettir. Dental materyallerin çoğunun diş dokusu ya da farklı materyaller ile bağlanma dayanımının iyi olması gerekir. Adeziv sistemlerin etkinliğini değerlendirmek için çeşitli bağlanma dayanımı test yöntemleri kullanılmaktadır. Bu testlerden elde edilen sonuçlara göre adeziv sistemlerin ağız ortamındaki performansları hakkında çeşitli yorumlar yapılabilir. Materyal ve diş arasındaki adezyonun güçlü olması, rezin polimerizasyonu ve oral fonksiyon sırasında oluşan streslere o oranda dayanıklı olmasını sağlar [170].

Bir cisme dışarıdan kuvvet uygulandığında cismin içyapısında moleküler boyutta bir kuvvet meydana gelir. Bu dış kuvvete karşı direnç gösteren kütlenin birim alanına uygulanan kuvvete gerilim adı verilir. Bu kuvvet birimleri kilogram veya pound cinsinden ifade edilir. Bilimsel çalışmalarda en çok kullanılan gerilim birimi $N/mm^2 = MPa$ ve kuvvet birimi ise Newton'dur [171]. Restoratif materyallerin siman ile bağlanma dayanımının değerlendirilmesinde çekme (tensile) ve makaslama (shear) dayanım testleri yaygın olarak kullanılmaktadır. Bağlanma dayanımı, makro ($>3 mm^2$) ya da mikro ($<1 mm^2$) test yöntemleri ile ölçülebilir [172]. Testlerin asıl amacı, materyallerin bağlanma dayanımlarının

karşılaştırmalı olarak incelenebilmesidir. Bağlanma dayanım kuvveti ne kadar fazla ise fonksiyon sırasında oluşan streslere o oranda dayanıklı olacaktır.

Makaslama bağlanma dayanım testi, iki farklı materyalden oluşan örnekler arasındaki bağlantıda ayrılma meydana gelene kadar, 0.5mm/dk veya 1mm/dk hızla makaslama kuvvetinin uygulandığı bir in vitro test yöntemidir. Birim alana düşen makaslama direnci, uygulanan maksimum kuvvetin bağlantı yüzey alanına bölünmesi ile elde edilmektedir [173-175]. Bu test oldukça kolay uygulanan ve hızlı sonuçlar veren bir test yöntemidir [174]. Makaslama testlerindeki başarısızlıklar, ara yüzdeki adeziv başarısızlıktan ziyade daha sıklıkla materyaller içinde koheziv başarısızlıklardan kaynaklanmaktadır [176].

Çekme bağlanma dayanım testi, bağlantı bölgesindeki stres dayanımı ölçümü için daha uygundur [177, 178]. Bu testte kullanılan malzemeler birbirlerinden ayrılana kadar ara yüz düzlemine dik yönde çekme kuvveti uygulanır. Gerek test sırasında gerekse bağlanma işlemi sağlanırken uygulanacak sabitleme işleminin farklı bir ara yüz geometrisi oluşturacak stres birikimine neden olmamasına dikkat edilmelidir. ISO dokümanlarında hem test işlemi hem de bağlanma işlemi esnasında sabitlemeyi güvenle sağlayacak özel aparatlar tanımlanmıştır [179]. Çekme testi simanların değerlendirilmesinde sıklıkla kullanılan yöntemlerden biridir çünkü birçok yapıştırıcı ajan çekme kuvvetlerine karşı zayıftır [180]. Bağlanma dayanımına bakılırken uygulanan kuvvetin, örnekler üzerinde bükücü veya rotasyonel kuvvetler oluşturmaması gerekmektedir. Test için önerilen gerilimi oluşturacak standart çekme hızı $0,75 \pm 0,30$ mm/dk'dır [181].

Farklı materyaller arasındaki bağlanma dayanımını in-vitro olarak ölçmek için makro makaslama (macroshear), makro çekme (macrotensile), mikro çekme (microtensile), mikro makaslama (microshear) ve push-out testleri kullanılabilir [99, 182].

2.7.1. Makro çekme (macrotensile) bağlanma dayanımı testi

Diş hekimliğinde kullanılan materyallerin, 7-78 mm² alanına sahip diş dokularına bağlantısını ölçmede makro çekme bağlanma dayanımı testi kullanılır. Kuvvet örneklerin her iki tarafından çekerek uygulanmaktadır. Örnekler yapıştırıcı, klemp gibi aletlerle aktif olarak tutulmaktadır ya da hiçbir alet kullanmadan pasif olarak kavranmaktadır. Ayrılmanın gerçekleştiği andaki kuvvetin yüzey alanına bölünmesi ile çekme bağlanma dayanım değeri

elde edilir. Bu test sırasında oluşan stres sağılımlı makaslama testinden daha homojen olduğu için elde edilen sonuçlar daha güvenilir bulunmaktadır. Ancak örneğin yükleme eksenine dik olarak ayarlanması çok önemlidir. Ayarlanmazsa kuvvet örneklerde bükülmeye neden olur. Ayrıca test cihazı, diş yüzeyi ve adeziv materyal arasındaki doğru konumu korumalıdır. Bu nedenle çekme testleri makaslama testlerine göre daha fazla teknik hassasiyet gerektirir. Bu test yöntemi genellikle seramik ve metal gibi sert materyaller ile siman arasındaki bağlanma dayanımını değerlendirmek için kullanılmaktadır [182-184].



3. MATERYAL VE METOT

Bu çalışma, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı ve Endodonti Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi. Çalışmamızda, farklı yüzey işlemi uygulanmış titanyum abutmentlere farklı simanlar kullanılarak simante edilmiş implant destekli metal kopinglerin retansiyon özellikleri incelendi.

3.1. Gereç ve Yöntem

Çalışmamız şu sıra ile ilerlemiştir;

1. Uygun uzunluk ve genişlikteki titanyum abutmentlerin ve bunlara uygun implant analoglarının elde edilmesi
2. Abutment ve implant analoglarının birbirine bağlanarak uçları açık silindir şeklindeki metal matriks içine akrilik rezin yardımı ile yerleştirilerek çalışma örneklerinin hazırlanması
3. Deneyde kullanılacak krom-kobalt kopinglerin üretilmesi
4. Titanyum abutmentlere asit, kumlama ve oksijen plazma yüzey işlemlerinin uygulanması
5. SEM ile abutment yüzeylerinin incelenmesi
6. Abutment yüzey pürüzlülüğünün profilometre ile ölçülmesi
7. Koping ve abutmentlerin simantasyon için hazırlanması
8. Kopinglerin abutmentlere simante edilmesi
9. Simante edilmiş örneklerin 37° derece distile suda 24 saat bekletilmesi
10. Örneklerin bağlanma dayanımlarının çekme testi yapan cihazda ölçülmesi
11. Başarısızlık tiplerinin tespit edilmesi
12. Verilerin istatistiksel analizinin yapılması

3.1.1. Örneklerin hazırlanması

Çalışmamızda 5,5 mm çapında ve 7 mm uzunluğunda 40 adet titanyum abutment (Swiss implants, Novodent SA, Yverdon-les-Bains Switzerland) ve kullanılacak abutmentlere tam olarak uyumlu, 40 adet titanyum implant analogu (Swiss implants, Novodent SA, Yverdon-

les-Bains Switzerland) kullanıldı. (Resim 3.1) Abutmentlerin boyun bölgeleri altıgen (hexagon) şeklindedir ve vida aracılığı ile implant analoglarına sabitlenen çift parçalı tiptedir. İmplant analoglarının iç yüzeyleri, boyun bölgesi seviyesinde abutmente uyacak şekilde altıgen yapıdadır.



Resim 3.1. Çalışmamızda kullanılan abutment modelleri

İmplant analogları, her biri ayrı olacak şekilde, içi boş silindir şeklinde fabrikasyon metal matrikslere implantın boyun bölgesi horizontal düzleme paralel olacak şekilde yerleştirildi ve etrafına kimyasal sertleşen şeffaf akrilik rezin (SC Self Cure Acrylic- IMICRYL Dental, Konya, Türkiye) uygulandı. İçi boş silindir şeklindeki metal matriksin boyutları, çekme dayanımı testinin yapılacağı cihazın alt tutma parçasındaki silindir şeklindeki boşluğa uygun genişlik ve geometride olacak şekilde seçildi. İmplant analoglarının istenilen şekilde yerleştirilmesini sağlamak için içi boş metal silindirlerin açık uçlarından herhangi birisine tam olarak uyum sağlayan ve tam ortasında abutment vidası ile uyumlu deliği bulunan daire şeklinde teflon kapak kullanıldı. Teflon kapak, metal silindirin açık ucuna takıldıktan sonra abutment vidası kapağın (Resim 3.2) ortasından kendisi için hazırlanmış delikten geçirilerek implant analoguna vidalandı. Daha sonra metal silindir ters çevrilerek içine şeffaf akrilik rezin uygulandı. (Resim 3.3) Akrilik rezin sertleştikten sonra, önce abutment vidası teflon kapaktan çıkarıldı, daha sonra teflon kapak metal silindirden ayrıldı. Sonuçta implant analogunun metal silindir içinde tam ortada, akrilik rezinin yüzeyine dik konumda ve implant analogunun boyun bölgesinin akrilik rezin yüzeyi ile aynı seviyede olacak şekilde gömülü kalması sağlandı. Akrilik rezin içindeki implant analoglarına abutmentler vidalandı. Daha sonra abutmentler, implant analoglarına tork anahtarı yardımı ile 25 N/cm tork kuvveti

uygulanarak sabitlendi. Tork uygulama işleminden sonra abutment üzerindeki vida giriş delikleri yumuşak politetrafloroetilen (teflon) materyali ile tamamen kapatıldı.



Resim 3.2. Teflon kapağa sabitlenmiş abutment vidası-implant analoğu tertibatı



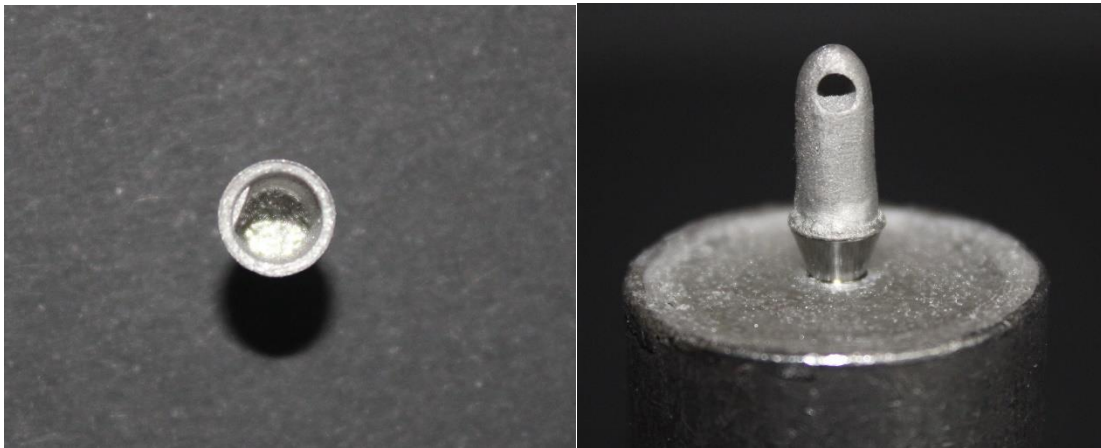
Resim 3.3. Akrilik rezin uygulamak için hazırlanan metal silindir

Elde edilen 40 adet implant analoğu-abutment tertibatının üzerine her bir abutment için 2 adet olmak üzere toplamda 80 adet krom-kobalt (Cr-Co) koping ürettirildi. Bu kopingler laboratuarda CAD/CAM (Computer Aided Design-Bilgisayar destekli tasarım/Computer Aided Manufacturing-Bilgisayar destekli üretim) (EOSINT M 270 e- Manufacturing Solutions EOS of North America, Inc) sistemi ile üretildi. Koping üretimi için abutmentler tarayıcı ile tarandı. Taranan görüntü EOS Software for Additive Manufacturing PSW Version 3.3 (e-Manufacturing Solutions EOS of North America, Inc) yazılım programının yardımıyla 40 µm siman aralığı, okluzalinde 1 mm, proksimal yüzeylerinde 0,5 mm metal

kalınlığı olacak şekilde tasarlandı. Tasarım esnasında kopinglerin okluzalinde, test sırasında güçlendirilmiş çelik tellerin geçeceği halka şeklinde yapılar oluşturuldu. Tasarlanan kopingler DMLS (Direct Metal Laser Sintering, direk metal lazer sinterleme) sistemi ile üretim yapan CAD/CAM ünitesinde üretildi.

Bu yöntemle metal kopinglerin üretimi şu şekilde yapılır: Alaşım tozu hammaddesi (EOS CobaltChrome SP2,e-Manufacturing Solutions EOS of North America, Inc) ince ve düzgün bir tabaka halinde işlem yapılacak alana yayılır. Ardından yüzeydeki seçilen bölgeler lazer ışınıyla taranır. Fiber lazer ışınının yüzeye çarptığı noktalarda oluşan sıcaklık toz malzemeyi eritir ve eriyen toz taneleri temas halinde olduğu diğer toz taneleriyle birleşerek katman oluşur. Bu işlem her katmanda tekrarlanır. Üç boyutlu obje oluşturulana kadar bu termal ve mekanik işlemler sürer. Üretimin yapıldığı kafes kapalıdır ve oksidasyonun önlenmesi için nitrojen ya da argon atmosferinde gerçekleştirilir. Parçaların üretim esnasındaki yoğunlaşma mekanizması sıvı faz sinterizasyonudur. Elde edilen ürünler, direkt olarak kullanıma sunulmamaktadır ve post sinterizasyon sürecine ihtiyaç vardır. Üretim sonrasında, fırınlama işlemine tabi tutularak materyalin mekanik özelliklerinin geliştirilmesi ve yapısal bütünlüğünün tamamlanması sağlanır [185].

Metal kopinglerin iç ve dış yüzeyleri uygun bir ışık kaynağı altında gözle detaylıca incelendikten sonra kopinglerin marjinlerinin, abutmentlerin basamağına tam olarak uyumlu olup olmadığı gözle incelendi (Resim 3.4), uyumlu olmayanlar tekrar üretildi ve uyumları kontrol edildi.



Resim 3.4. Metal kopingin iç yüzeyinin ve abutmente uyumunun simantasyon öncesi kontrol edilmesi

3.1.2. Abutmentlere uygulanan yüzey işlemleri

Hazırlanan 40 abutment farklı yüzey işlemleri uygulanmak üzere rastgele seçilerek 10'ar örnek içeren 4 gruba ayrıldı: Kontrol grubu, kumlama uygulanan grup, asit uygulanan grup, oksijen plazma uygulanan grup.

Kontrol grubu

Bu gruptaki abutmentlere herhangi bir yüzey işlemi uygulanmadı.

Kumlama uygulanan abutment grubu

Bu gruptaki abutmentlere kalem uçlu kumlama cihazı (Rocatec Junior, 3m ESPE, St. Paul, ABD) ile partikül büyüklüğü 50 μm olan Al_2O_3 kum ile 3 atmosfer basınç altında 10 mm mesafeden 10 saniye boyunca kumlama işlemi uygulandı. Kumlamada standardizasyonu sağlayabilmek amacıyla, kumlama işlemi esnasında örnekleri ve kumlama cihazının ucunu sabit bir pozisyonda tutan düzenek hazırlandı. (Resim 3.5) Düzenekte, birbirine paralel iki levha bulunmaktadır. Levhalardan biri üzerinde hazırlanan deliğe, kumlama ucu yere paralel olacak şekilde yerleştirildi ve yoğun kıvamlı ölçü materyali ile sabitlendi. İki levha arasına abutmenti taşıyan metal silindiri yerleştirmek için plastik silindirik bir matriks yerleştirildi. Abutmentin her yüzeyinin (bukkal, mezial, distal, lingual) eşit sürede kumlanması için plastik matriks içerisinde metal silindir döndürüldü. Bu şekilde kumlama işlemi aynı mesafeden ve dik açıyla sabit bir şekilde yapıldı. Sonrasında tüm abutmentler ultrasonik temizleyici (Eltrosonic, Type 07 Profi, Wiesbaden, Germany) ile distile suda 15 dk temizlendi. (Resim 3.6)



Resim 3.5. Kumlama uygulaması için hazırlanan düzenek



Resim 3.6. Abutmentlerin distile suda ultrasonik temizleyici ile temizlenmesi

Asit uygulanan abutment grubu

Bu gruptaki abutmentlere asit uygulanması için sülfürik asit (H_2SO_4 , Carlo Erba Reagents, 7664-93-9) uygulandı. $60^\circ C$ sıcaklıktaki % 48 'lik H_2SO_4 çözeltisi; 1000 mL nihai hacim olacak şekilde, 500 ml saf su ve 500 ml %96 H_2SO_4 ile alüminyum ısıtıcılı manyetik karıştırıcı(Velp Are, 1500 rpm) üzerinde çeker ocak içinde hazırlandı. Hazırlanan 1000 ml'lik asit çözeltisi her abutment için 1 adet olmak üzere 100 ml'lik 10 eşit beher kaba konuldu. Çeker ocakta alüminyum ısıtıcılı manyetik karıştırıcı üzerine alınan 10 adet 100 ml'lik asit çözeltisi içerisinde abutmentler, 60° sıcaklıkta 1 saat yüzey işlemine tabi tutuldu. (Resim 3.7) Sonrasında tüm abutmentler ultrasonik temizleyici (Bandelin, Sonorex, Berlin, Germany) ile sodyum bi karbonat ($NaHCO_3$) çözeltisinde 15 dk temizlendi. (Resim 3.8)



Resim 3.7. Abutmentlere asit uygulanması



Resim 3.8. Abutmentlerin sodyum bikarbonat çözeltisinde ultrasonik temizleyici ile temizlenmesi

Oksijen plazma uygulanan abutment grubu

Oksijen plazma uygulaması için Orta Doğu Teknik Üniversitesi (ODTÜ), Biyomalzeme ve Doku Mühendisliği Mükemmelliyet Merkezi'nde (BİOMATEN) bulunan oksijen plazma cihazı (Pico, Low-Pressure Plasma Systems, Diener electronic, Ebhausen, Germany) kullanıldı. (Resim 3.9) Bu gruptaki abutmentler oksijen plazma uygulaması için oksijen plazma cihazının kuvarz bölmesine yerleştirildi. (Resim 3.10) 1.875×10^{-1} torr oksijen basıncında, 18 watt gücünde, 5 dakika süre boyunca oksijen plazma uygulandı. (Resim 3.11) İşlemden sonra örnekler SEM analizine kadar kuru bir ortamda saklandı.



Resim 3.9. Oksijen plazma cihazı



Resim 3.10. Abutmentlerin kuvartz bölmesine yerleştirilmesi



Resim 3.11. Oksijen plazma uygulanması

3.1.3. Örneklerin yüzey topoğrafyasının değerlendirilmesi

SEM analizi

Titanyum abutmentlerin yüzey topoğrafyalarının görüntülenmesi için taramalı elektron mikroskobu (SEM) kullanıldı ve x500 ve x1000 büyötmelerinde yüzey görüntüleri elde edildi. Titanyum iletken bir materyal olduğu için örnekler altın ile kaplanmadı. Herhangi bir yüzey işlemi yapılmayan kontrol grubundan ve yüzey işlemi yapılan üç gruptan rastgele seçilen birer abutment görüntülendi ve yüzey morfolojileri incelendi. İnceleme kapsamında

Gazi Üniversitesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği bölümünde bulunan SEM cihazı (JSM-6060LV, JEOL Ltd. Tokyo, Japan) kullanıldı. (Resim 3.12)



Resim 3.12. Abutment gruplarının yüzey topoğrafyalarının incelenmesinde kullanılan SEM cihazı

Yüzey pürüzlülüğü ölçümü

Tüm deney gruplarındaki örneklerin yüzey pürüzlülüğü, mikrometre boyutunda mekanik profilometre ile 2 boyutlu olarak analiz edildi. Yüzeylerin ortalama pürüzlülüğü (R_a) ve pürüzlülük derinliği (R_z) değerleri elde edildi. Bu değerler için abutmentler üzerinde her abutmentin bukkal, lingual, mezial ve distal bölgelerinden 3'er ölçüm yapıldı ve bu 12 değer aritmetik ortalaması alındı. Ölçüm esnasında örneklerin stabilizasyonunu sağlamak için yoğun kıvamlı ve akıcı kıvamlı elastomerik ölçü maddesi ile bir matriks hazırlandı. (Resim 3.13) İnceleme kapsamında Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı ve Endodonti Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan profilometre cihazı (Mitutoyo SJ-301, Kawasaki, Japan) kullanıldı. Profilometre cihazının

probu, örneğin yüzey işlemi uygulanmış alanına yerleştirildi ve 0,8 mm' lik bir ölçüm uzunluğu ve 0.5 mm/sn' lik sabit bir ölçüm hızı ile ölçümler yapıldı.



Resim 3.13. Hazırlanan matrikste profilometre ile abutment yüzey pürüzlülüğü ölçümü

3.1.4. Kopinglerin simantasyonu

Çalışmada, bir adet geleneksel geçici retansiyon sağlayan siman öjenolsüz çinko oksit siman ve bir adet implant destekli protezler için üretilmiş olan geçici veya yarı-daimi olarak adlandırılan üretan dimetakrilat siman kullanıldı (Resim 3.14 ve Resim 3.15). Kullanılan simanlar ve özellikleri Çizelge 3.1 'de gösterilmiştir. Bu iki siman baz ve katalizörü içeren pat-pat formundadır. Kullanım esnasında enjektörde sarmal bir uç içerisinde otomatik olarak karışır. Simantasyon işlemi sırasında, her simanın herhangi bir abutmentte ilk defa kullanılmasını sağlamak için simanlar abutmentler üzerine belirli bir sıra ile uygulandı. Böylece her bir metal koping sadece bir kez, abutmentler ise 2 kez kullanılmış oldu. Simanların hazırlanması ve uygulanması üretici firmanın önerileri doğrultusunda gerçekleştirildi. Simanlar karıştırıldıktan sonra koping içindeki aksiyal duvarlara ve okluzal yüzeye fırça yardımıyla ince bir tabaka olacak şekilde uygulandı. Yapıştırma esnasında metal kopingler abutmentlere parmak basıncı ile yerleştirildi ve 10 dk süresince 5 kg'lık sürekli kuvvet uygulanarak sertleşmesi sağlandı. (Resim 3.16) Sertleşme sonrasında artık simanlar plastik küret yardımıyla temizlendi ve örnekler 24 saat 37°C'deki etüvde distile su ile dolu kap içerisinde bekletildikten sonra universal test cihazına yerleştirilerek uniaksiyal çekme testi uygulandı.



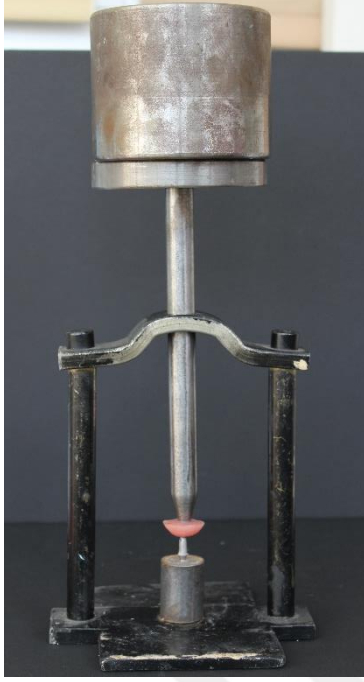
Resim 3.14. Öjenolsüz çinko oksit siman (tg CemTemp NE)



Resim 3.15. Öjenolsüz üretan dimetakrilat siman (tg İmplaCem)

Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan yapıştırıcı simanların özellikleri

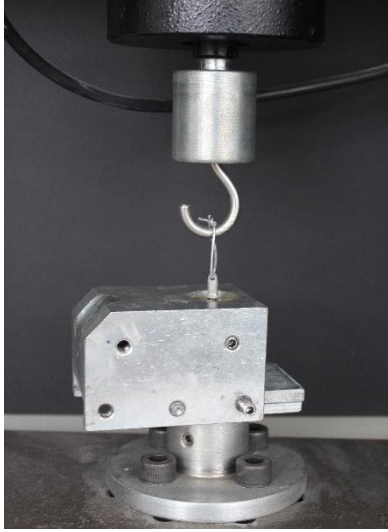
Siman tipi	Öjenolsüz çinko oksit siman	Öjenolsüz üretan dimetakrilat siman
Marka	tg CemTemp NE	tg İmplaCem
Üretici Firma	tgDent London, United Kingdom	tgDent London, United Kingdom
İçerik	Baz: Çinko oksit, Zeytin yağı, Mineral yağ, pigment Katalizör: Rosin, Nonanoik asit	Alifatik üretan akrilat, metakrilat, fenol, triklosan
Çalışma/Sertleşme Zamanı	1 / 4-5 dk	60 sn / 5-6 dk
Film Kalınlığı	20 mikron	10 mikron
Seri No.	NEE1912271	19060-ICSP



Resim 3.16. Simantasyon sonrası örneklerin 5 kg'lık yük altında bekletilmesi

3.1.5. Kopinglerin çekme kuvvetlerinin ölçülmesi

Örneklerin çekme kuvvetlerinin ölçülmesi için, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı ve Endodonti Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan universal test cihazı (Autograph Universal Testing Machines, AG- IS, Shimadzu Excellence Science, Kyoto, Japan) kullanıldı. Örnekler, universal test cihazının alt tutma parçasına sabitlendikten sonra metal kopingin okluzalinde bulunan halkanın içinden geçirilen güçlendirilmiş çelik tel, test cihazının üst tutma parçasındaki çengele sabitlendi. (Resim 3.17) Daha sonra metal kopinglere universal test cihazında, 0,5 mm/dk hızla abutmentten tamamen ayırana kadar uniaksial çekme testi uygulandı. Çekme testinin sonucunda değerler Newton (N) cinsinden elde edildi. Her örnek için çekme testi tamamlandıktan sonra, abutment yüzeyinde kalan siman artıkları siman temizleyici solüsyon (Actoclean Cement, Acto Pharma, İstanbul, Türkiye) ile temizlendi ve abutment yüzeyi diğer metal kopingin yapıştırılması için hazır hale getirildi.



Resim 3.17. Universal test cihazında metal kopinge çekme testi uygulanması

3.1.6. Başarısızlık tipleri

Her bir örnek, çekme testinden sonra gözle incelenerek başarısızlık tipleri bakımından aşağıdaki gibi gruplandırıldı [110,164]. Bu gruplar;

Tip 1: Adeziv başarısızlık (tüm siman ya abutment yüzeyinde ya da koping iç yüzeyinde mevcut)

Tip 2: Koheziv başarısızlık (hem abutment yüzeyinde hem koping iç yüzeyinde siman mevcut)

3.2. İstatiksel Değerlendirme

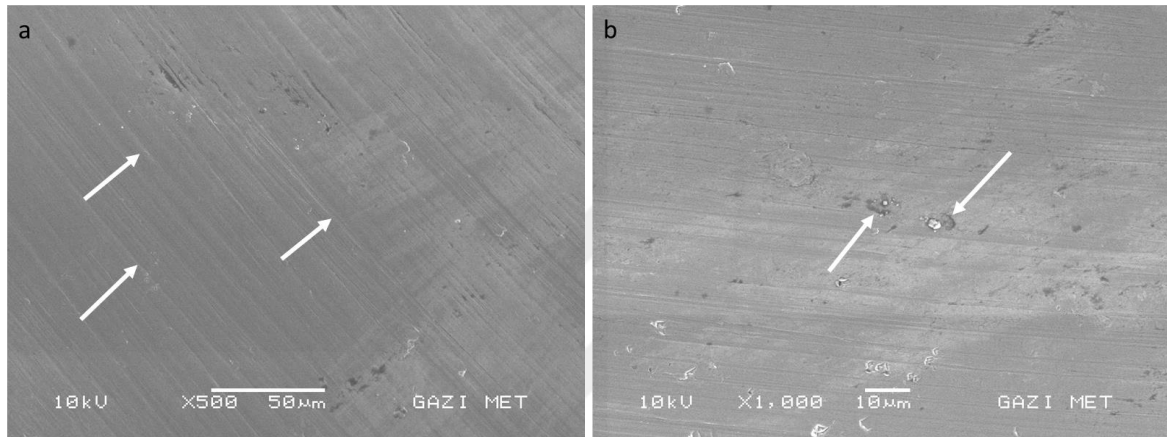
Verilerin normaliteye uyumu Shapiro-Wilk testi ve Kolmogorov-Smirnov normalite testi ile belirlendi. Varyansların homojenliğini değerlendirmek için Levene testi kullanıldı. Simanların çekme kuvvetleri arasında anlamlı farkların olup olmadığını değerlendirmek için tek yönlü ANOVA ($p < 0.001$) testi uygulandı ve t test ($p < 0.001$) ile bu sonuçlar doğrulandı. Verilerin normaliteye uyumu güçlü olmadığı durumda t-test yanında iki farklı örneklem medyan testi ($p < 0.001$) ve Mann-Whitney U testi ($p < 0.001$) non-parametrik analizlere başvuruldu ve t-testin sonucunun doğruluğu sağlandı. Ardından Tukey HSD testi ile çoklu karşılaştırmalar yapıldı. Tüm istatistiksel analizler IBM SPSS Statistics 24 ile gerçekleştirildi.



4. BULGULAR

4.1. Örneklerin SEM Mikrografileri ile Elde Edilen Bulgular

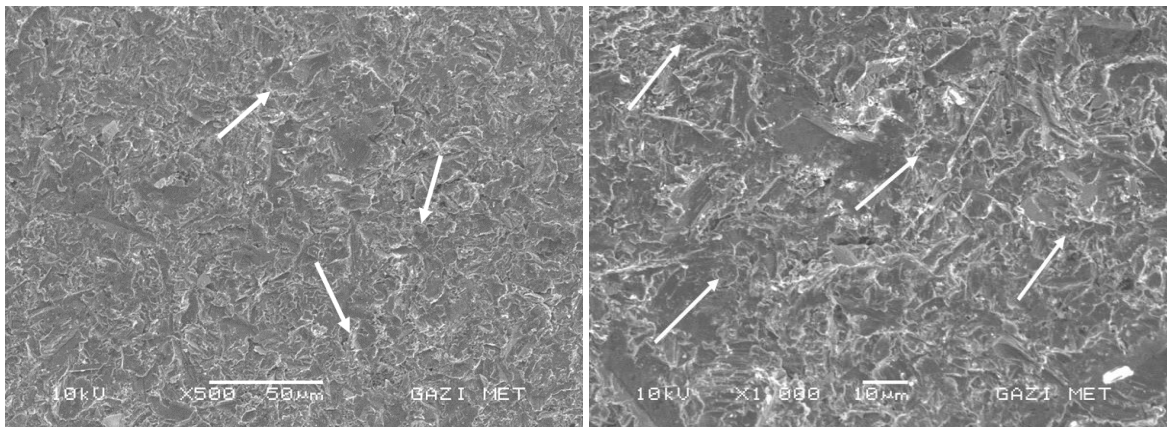
Kontrol grubundaki abutmentin SEM görüntüsü incelendiğinde düz bir yüzey yapısı görüldü. Üretim esnasında oluştuğu düşünülen uniform tek yönlü çizgiler ve bölgesel koyu renkli lekelenmeler mevcuttur (Resim 4.1).



a) Beyaz oklar uniform tek yönlü çizgileri göstermektedir.
b) Beyaz oklar bölgesel koyu renklenmeleri göstermektedir.

Resim 4.1. Kontrol grubundaki abutmentlerin SEM görüntüleri (x500 ve x1000)

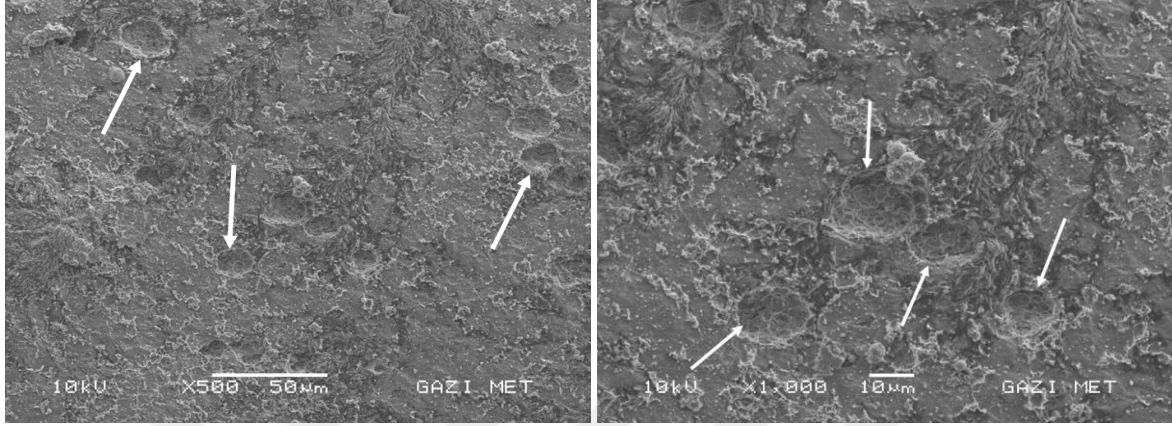
Kumlama uygulanan abutment yüzeyinin SEM görüntüsünde, belirgin ve homojen dağılımlı çukurcukların ve düzensizliklerin oluştuğu ve buna bağlı olarak yüzey pürüzlülüğünün arttığı tespit edildi (Resim 4.2).



Beyaz oklar homojen dağılımlı çukurcuklar ve düzensizlikleri göstermektedir.

Resim 4.2. Kumlama uygulanan abutmentlerin SEM görüntüleri (x500 ve x1000)

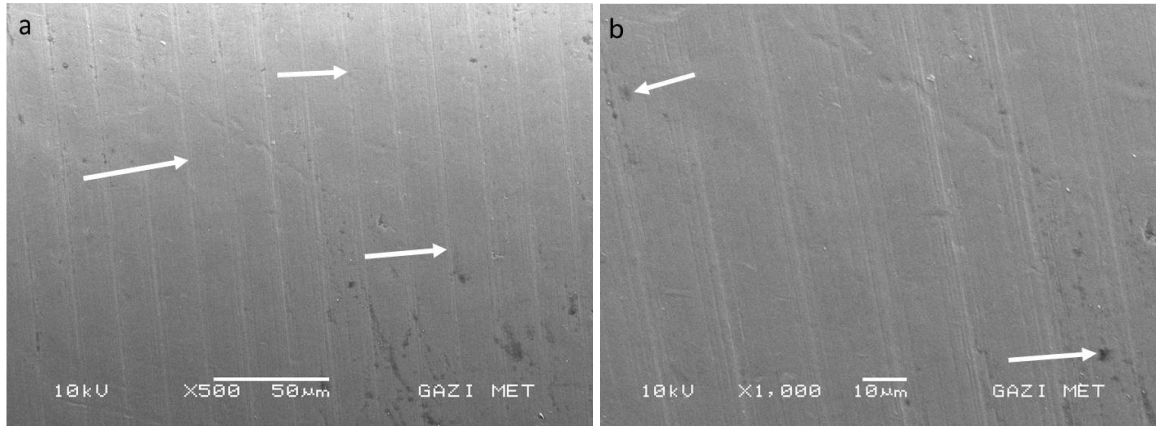
Asit uygulanan abutment yüzeyinin SEM görüntüsünde düzensizlikler ve çukurcuklar içeren pürüzlü bir yüzey mevcuttu. Kumlama uygulanan yüzeyden farklı olarak düzensiz dağılımlı, geniş ve yuvarlak hatlı, krater benzeri yapıda çukurcuklar gözlemlendi. (Resim 4.3)



Beyaz oklar krater benzeri çukurcukları göstermektedir.

Resim 4.3. Asit uygulanan abutmentlerin SEM görüntüleri (x500 ve x1000)

Oksijen plazma uygulanan abutment yüzeyinin SEM görüntüsünde, kontrol grubundaki abutment yüzeyine benzer şekilde düz bir düzey gözlemlendi. Yüzeyde, kontrol grubundaki abutmentin yüzeyinde de gözlenen uniform tek yönlü çizgiler ve bölgesel koyu renkli lekelenmeler saptandı (Resim 4.4).



a) Beyaz oklar uniform tek yönlü çizgileri göstermektedir.

b) Beyaz oklar bölgesel koyu renklenmeleri göstermektedir.

Resim 4.4. Oksijen plazma uygulanan abutmentlerin SEM görüntüleri (x500 ve x1000)

4.2. Örneklerin Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümü ile Elde Edilen Bulgular

En yüksek ortalama Ra ve Rz değerleri kumlama uygulanan abutment grubunda elde edildi. Yüksekten düşüğe doğru sırasıyla; asit uygulanan abutment grubu, oksijen plazma uygulanan abutment grubu ve kontrol grubu değerleri kumlama grubunu takip etti. Kumlama ve asit uygulanan abutment gruplarının Ra ve Rz değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı. Ancak bu iki grup için bulunan değerler ile oksijen plazma ve kontrol grubu için bulunan değerler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıydı. Oksijen plazma ve kontrol grubu değerleri arasında anlamlı fark tespit edildi.

Çizelge 4.1. Abutmentlere uygulanan yüzey işlemlerine göre elde edilen yüzey pürüzlülüğü değerleri

Grup	Ra		Rz		n
	μ	Sd	μ	Sd	
Kontrol	0,14817 ^a	0,102293	0,75958 ^d	0,481874	120
Kumlama	0,71883 ^b	0,227877	3,47692 ^e	0,889019	120
Asit	0,65033 ^b	0,409205	3,34758 ^e	1,285826	120
Oksijen Plazma	0,34983 ^c	0,157624	1,42733 ^f	0,335972	120

Ortalamalar sütunu içerisindeki farklı üst yazı harfleri istatistiksel olarak anlamlı fark olduğunu ($p < 0.05$), aynı üst yazı harfleri istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığını göstermektedir ($p > 0.05$).

(μ : aritmetik ortalama, sd: standart sapma, n: örneklem büyüklüğü).

4.3. Bağlanma Dayanımı Bulguları

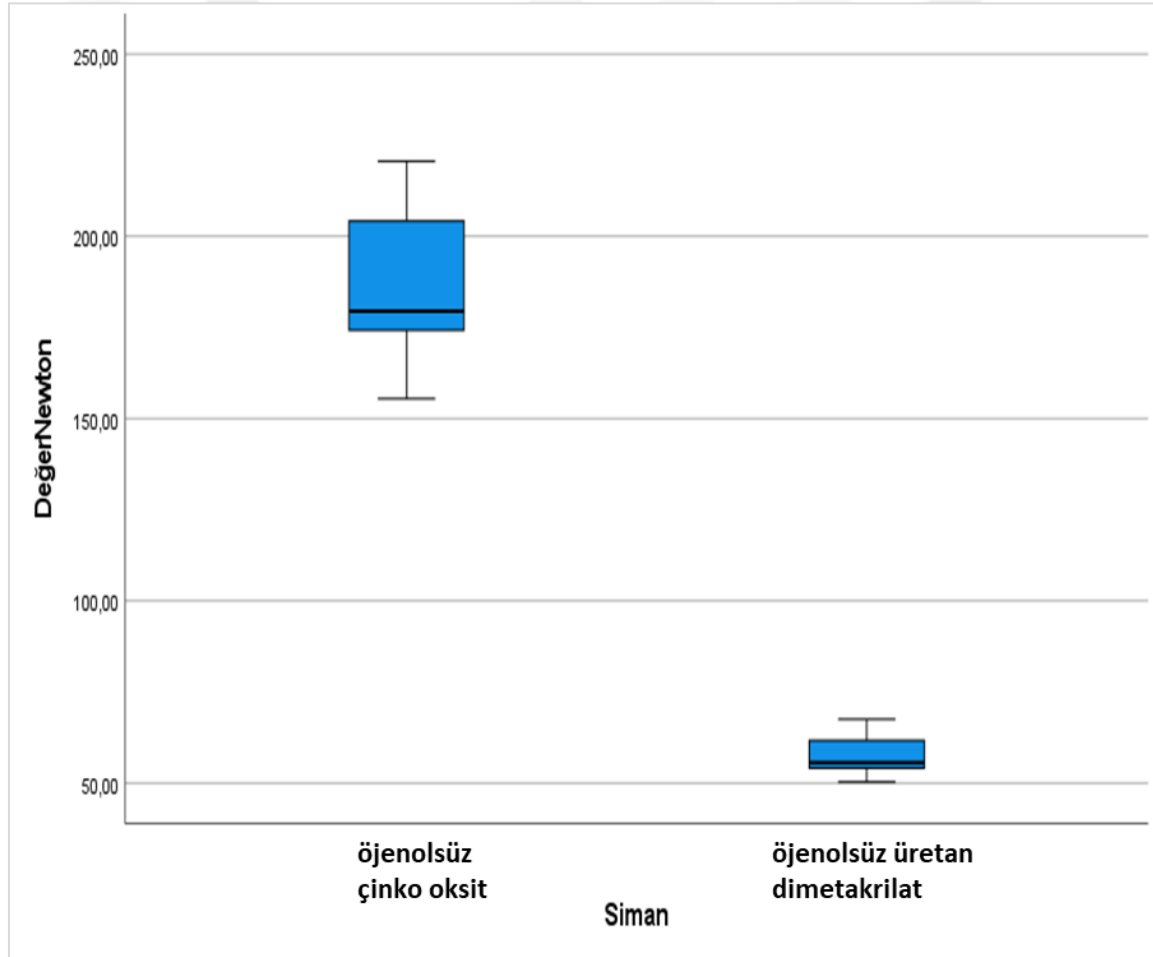
Kontrol grubundaki abutmentlere iki farklı simanla yapıştırılan metal kopinglerin çekme kuvvetleri karşılaştırılmadan önce, Shapiro Wilk normalite testi (iki siman için de, $p > 0.05$, $n=10$) ve Kolmogorov-Smirnov normalite testi (iki siman için de, $p > 0.05$, $n=10$) ile iki simanın da istatistiksel olarak güçlü şekilde normal dağılımlar izlediği tespit edildi. Levene testiyle ($F(1,18)=14,461, p < 0.001$) varyansın homojen olarak dağılmadığı görüldü. Daha sonra yapılan tek yönlü ANOVA testi ($F(1,18) = 354.483, p < 0.001$) ile öjenolsüz çinko oksit siman ve öjenolsüz ürethan dimetakrilat siman ile yapıştırılan kopinglerin çekme kuvveti değerleri arasında anlamlı fark bulundu. Welch t-test ($t(10,341)= 18,828, p < 0.001$) ile bu sonuçlar doğrulandı. Öjenolsüz çinko oksit siman uygulanan kopingler, öjenolsüz ürethan dimetakrilat siman uygulanan kopinglerden anlamlı derecede daha yüksek ortalama çekme kuvveti değeri gösterdi.

Çizelge 4.2. Kontrol grubundaki abutmentlerin Shapiro-Wilk testine göre çekme kuvveti dağılımları

Kontrol		
(n=10)	Çekme Kuvveti (N)	
	μ	Sd
Öjenolsüz çinko oksit siman ile yapıştırılan metal kopingler	186,390700 ^a	20,882892
Öjenolsüz ürethan dimetakrilat siman ile yapıştırılan metal kopingler	57,484320 ^b	5,7156361

Ortalamalar sütunu içerisindeki farklı üst yazı harfleri istatistiksel olarak anlamlı fark olduğunu göstermektedir ($p<0.05$).

(n: örneklem büyüklüğü μ : aritmetik ortalama, Sd: standart sapma, n: Newton).



Şekil 4.1. Kontrol grubundaki abutmentlerin çekme kuvveti değerleri grafiği

Kumlama uygulanan abutmentlere iki farklı simanla yapıştırılan metal kopinglerin çekme kuvvetleri karşılaştırılmadan önce Shapiro Wilk Normalite testi (Öjenolsüz çinko oksit siman için, $p<0.05$ & $p>0.01$, $n=10$; öjenolsüz ürethan dimetakrilat siman için, $p>0.05$, $n=10$)

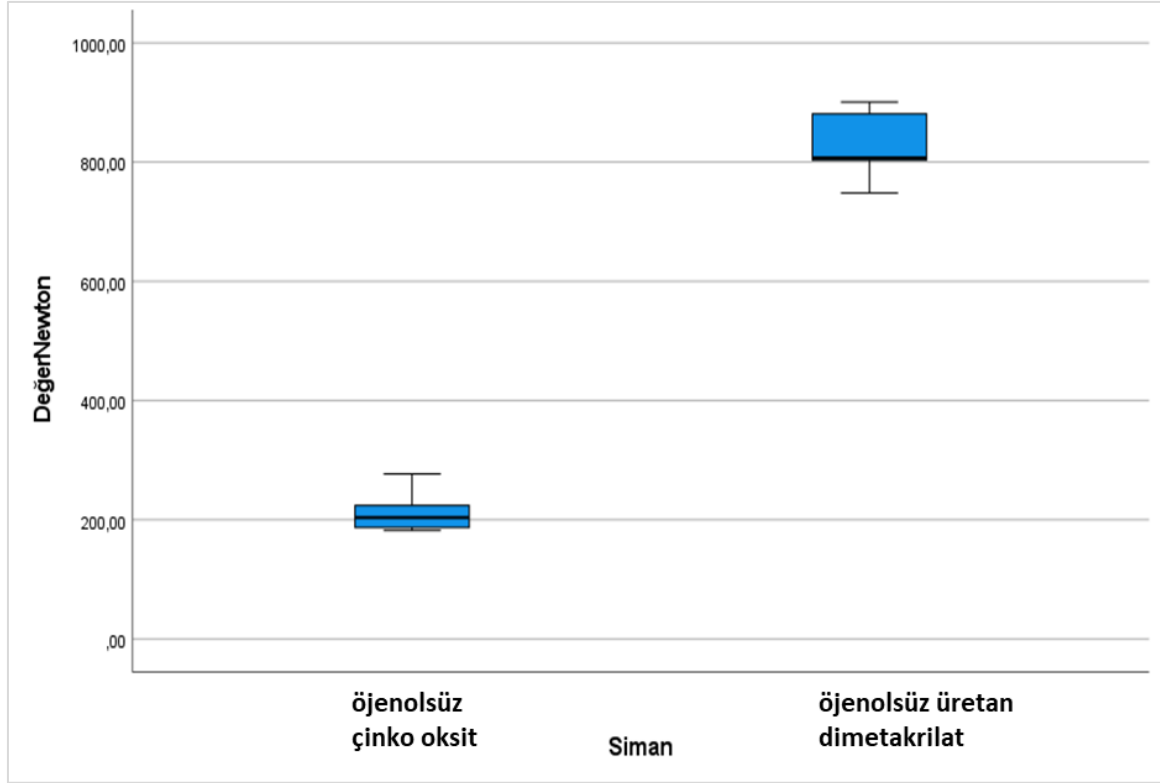
ve Kolmogorov-Smirnov normalite testi (iki siman için de, $p > 0.05$, $n=10$) uygulandı. Öjenolsüz üreten dimetakrilat simanın normal dağıldığı, öjenolsüz çinko oksit simanın normal dağılmadığı ancak normale yakın seyrettiği görüldü. Levene testiyle ($F(1,18)=3,123$, $p=0.29 > 0.05$) varyansın homojen olarak dağıldığı tespit edildi. Daha sonra yapılan tek yönlü ANOVA testi ($F(1,18) = 978.132$, $p < 0.001$) sonucu ile öjenolsüz çinko oksit siman ve öjenolsüz üreten dimetakrilat siman arasında anlamlı bir fark bulundu. T-test ($t(18)= -31.275$, $p < 0.001$) ile bu sonuçlar doğrulandı. Öjenolsüz çinko oksit siman'ın normaliteye uyumu güçlü olmadığı için t-test yanında iki farklı örneklem medyan testi ($p < 0.001$) ve Mann-Whitney U testi ($p < 0.001$) non-parametrik analizlere başvuruldu ve t-testin sonucunun doğruluğu sağlandı. Öjenolsüz üreten dimetakrilat siman ile yapıştırılan kopingler için öjenolsüz çinko oksit siman ile yapıştırılan kopinglerden anlamlı derecede daha yüksek ortalama çekme kuvveti değeri tespit edildi.

Çizelge 4.3. Kumlama uygulanan abutmentlerin Shapiro-Wilk testine göre çekme kuvveti dağılımları

(n=10)	Kumlama	
	Çekme Kuvveti (N)	
	μ	Sd
Öjenolsüz çinko oksit siman ile yapıştırılan metal kopingler	214,037700 ^a	35,0636468
Öjenolsüz üreten dimetakrilat siman ile yapıştırılan metal kopingler	829,731400 ^b	51,4400639

Ortalamalar sütunu içerisindeki farklı üst yazı harfleri istatistiksel olarak anlamlı fark olduğunu göstermektedir ($p < 0.05$).

(n: örneklem büyüklüğü μ : aritmetik ortalama, sd: standart sapma, n: Newton).



Şekil 4.2. Kumlama uygulanan abutmentlerin çekme kuvveti değerleri grafiği

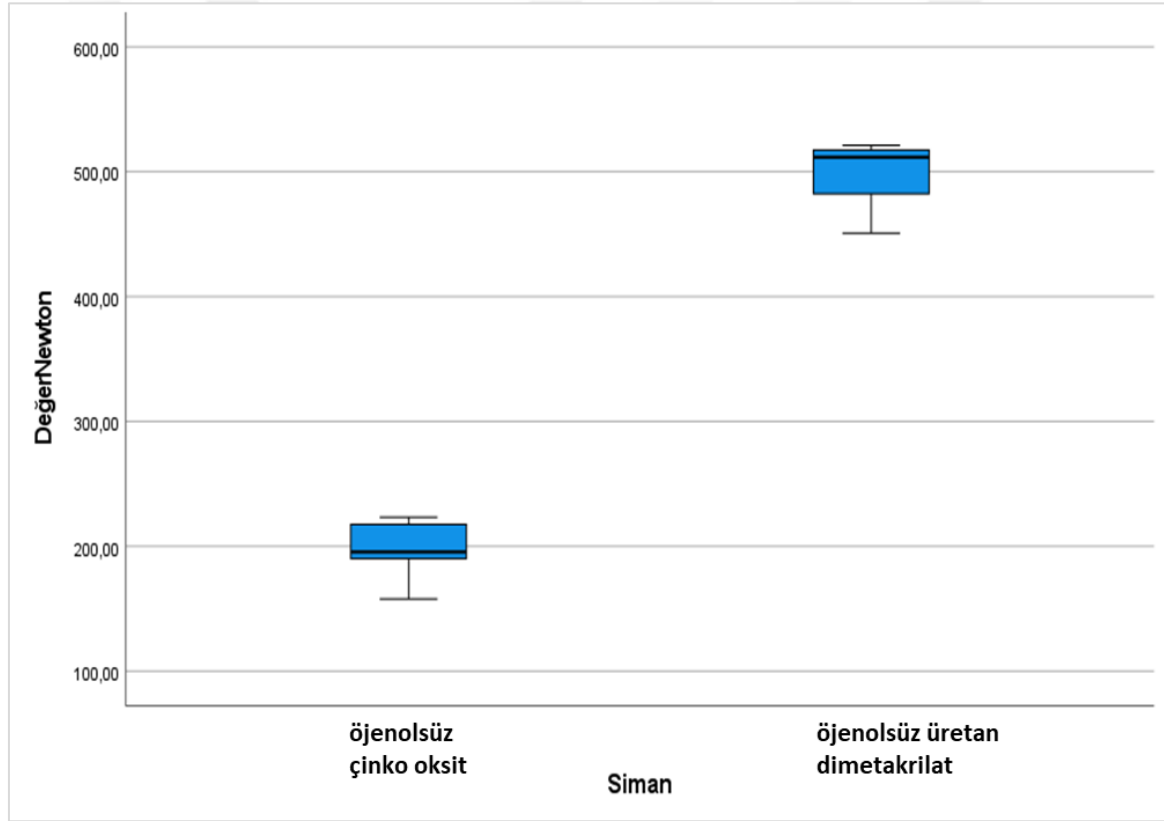
Asit uygulanan abutmentlere iki farklı simanla yapıştırılan metal kopinglerin çekme kuvvetleri karşılaştırılmadan önce Shapiro Wilk Normalite testi (Öjenolsüz çinko oksit siman için, $p > 0.05$, $n=10$; 2.Siman için, $p < 0.05$ & $p > 0.01$, $n=10$) ve Kolmogorov-Smirnov normalite testi (iki siman için de, $p > 0.05$, $n=10$) uygulandı. Öjenolsüz çinko oksit simanın normal dağıldığı, öjenolsüz ürethan dimetakrilat simanın normal dağılmadığı ancak normale yakın seyrettiği görüldü. Levene testiyle ($F(1,18)=1,67, p=0.29 > 0.05$) varyansın homojen olarak dağıldığı tespit edildi. Daha sonra yapılan tek yönlü ANOVA testi ($F(1,18) = 846.262$, $p < 0.001$) ile öjenolsüz çinko oksit siman ve öjenolsüz ürethan dimetakrilat siman arasında anlamlı bir fark bulunduğu tespit edildi. T-test ($t(18) = -29.091$, $p < 0.001$) ile bu sonuçlar doğrulandı. 2.Siman'ın normaliteye uyumu güçlü olmadığı için t-test yanında iki farklı örneklem medyan testi ($p < 0.001$) ve Mann-Whitney U testi ($p < 0.001$) non-parametrik analizlere başvuruldu ve t-testin sonucunun doğruluğu sağlandı. Öjenolsüz ürethan dimetakrilat siman ile yapıştırılan kopingler için öjenolsüz çinko oksit siman ile simante edilen kopingler için öjenolsüz çinko oksit siman ile simante edilen kopinglere kıyasla anlamlı derecede daha yüksek ortalama çekme kuvveti değeri elde edildi.

Çizelge 4.4. Asit uygulanan abutmentlerin Shapiro-Wilk testine göre çekme kuvveti dağılımları

(n=10)	Asit	
	Çekme Kuvveti (N)	
	μ	Sd
Öjenolsüz çinko oksit siman ile yapıştırılan metal kopingler	197,581500 ^a	19,7920229
Öjenolsüz ürethan dimetakrilat siman ile yapıştırılan metal kopingler	499,028100 ^b	26,1162226

Ortalamalar sütunu içerisindeki farklı üst yazı harfleri istatistiksel olarak anlamlı fark olduğunu göstermektedir ($p < 0.05$).

(n: örneklem büyüklüğü μ : aritmetik ortalama, sd: standart sapma, n: Newton).



Şekil 4.3. Asit uygulanan abutmentlerin çekme kuvveti değerleri grafiği

Oksijen plazma uygulanan abutmentlere iki farklı simanla yapıştırılan metal kopinglerin çekme kuvvetleri karşılaştırılmadan önce, Shapiro Wilk Normalite testi (iki siman için de, $p > 0.05$, $n = 10$) ve Kolmogorov-Smirnov normalite testi (iki siman için de, $p > 0.05$, $n = 10$) ile istatistiksel olarak güçlü bir şekilde normal dağılımlar izlediği sonucuna varıldı. Levene testiyle ($F(1,18) = 16,641$, $p < 0.001$) varyansın homojen olarak dağılmadığı tespit edildi. Daha sonra yapılan tek yönlü ANOVA ($F(1,18) = 355.389$, $p < 0.001$) ile öjenolsüz çinko oksit

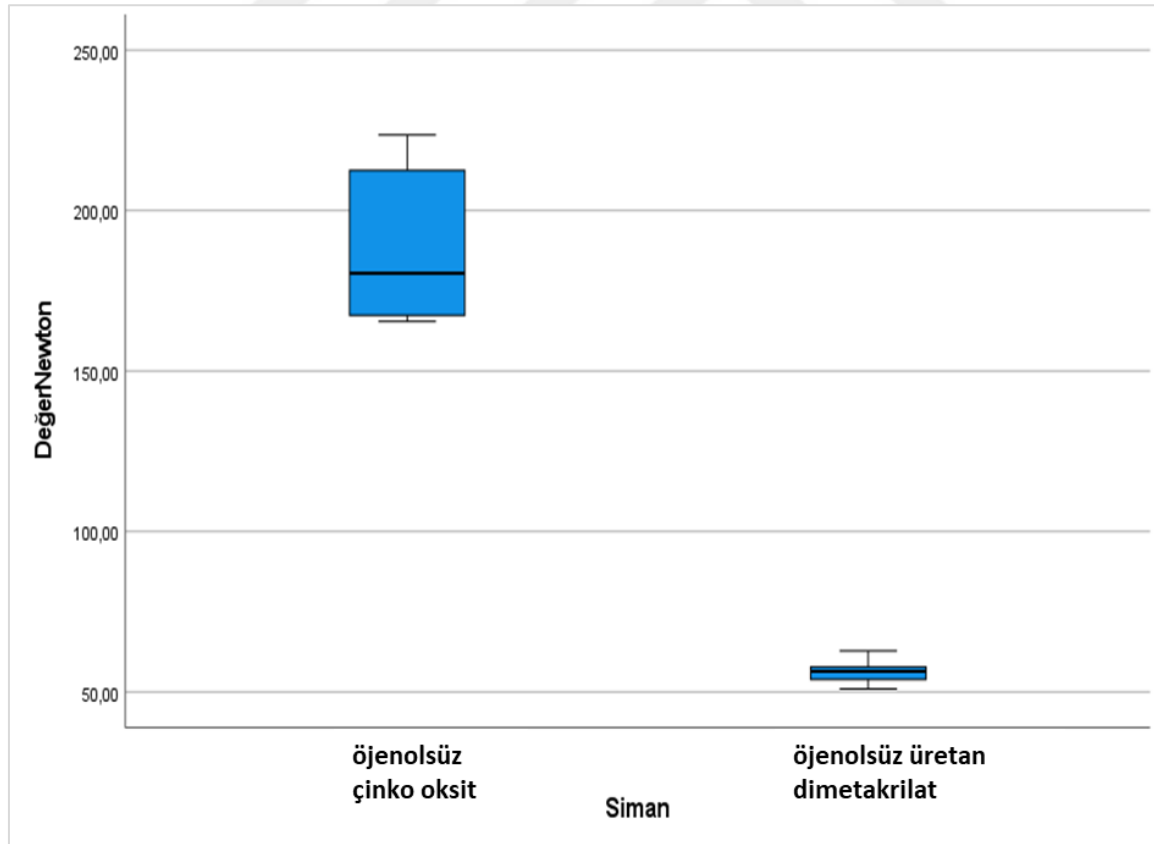
siman ve öjenolsüz üreten dimetakrilat siman arasında anlamlı bir fark olduğu belirlendi. Welch t-test ($t(9,585) = 18,852$, $p < 0.001$) ile bu sonuçlar doğrulandı. Öjenolsüz çinko oksit siman ile yapıştırılan kopinglerin ortalama çekme kuvveti değeri, öjenolsüz üreten dimetakrilat siman ile yapıştırılan kopinglerinkinden anlamlı derecede daha yüksek bulundu.

Çizelge 4.5. Oksijen plazma uygulanan abutmentlerin Shapiro-Wilk testine göre çekme kuvveti dağılımları

Oksijen Plazma		
(n=10)	Çekme Kuvveti (N)	
	μ	Sd
Öjenolsüz çinko oksit siman ile yapıştırılan metal kopingler	187,140800 ^a	21,5916842
Öjenolsüz üreten dimetakrilat siman ile yapıştırılan metal kopingler	56,346940 ^b	3,8935445

Ortalamalar sütunu içerisindeki farklı üst yazı harfleri istatistiksel olarak anlamlı fark olduğunu göstermektedir ($p < 0.05$).

(n: örneklem büyüklüğü μ : aritmetik ortalama, sd: standart sapma, n: Newton).



Şekil 4.4. Oksijen plazma uygulanan abutmentlerin çekme kuvveti değerleri grafiği

Kontrol, kumlama uygulanan, asit uygulanan ve oksijen plazma uygulanan abutment gruplarında öjenolsüz çinko oksit siman ile yapıştırılan metal kopinglerin ortalama çekme kuvvetleri karşılaştırılmadan önce, Shapiro Wilk Normalite testi ve Kolmogorov-Smirnov normalite testi (Tüm gruplar için $p > 0.01$) ile istatistiksel olarak normal dağılımlar izlediği görüldü. Levene testiyle ($F(3,36)=1,329$, $p=0.28 > 0.05$) varyansın homojen olarak dağıldığı tespit edildi. Daha sonra yapılan tek yönlü ANOVA testi ($F(3,36) = 2.63$, $p > 0.05$) ile öjenolsüz çinko oksit siman için gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı tespit edildi.

Kontrol, kumlama uygulanan, asit uygulanan ve oksijen plazma uygulanan abutment gruplarında öjenolsüz ürethan dimetakrilat siman ile yapıştırılan metal kopinglerin ortalama çekme kuvvetleri karşılaştırılmadan önce, Shapiro Wilk Normalite testi ve Kolmogorov-Smirnov normalite testi (Tüm gruplar için $p > 0.05$) ile istatistiksel olarak normal dağılımlar izlediği görüldü. Levene testiyle ($F(3,36) = 20.103$, $p < 0.001$) varyansın homojen olarak dağılmadığı tespit edildi. Daha sonra yapılan tek yönlü ANOVA testi ($F(3,36) = 1673,381$, $p < 0.001$) ile öjenolsüz ürethan dimetakrilat siman için gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu tespit edildi.

Daha sonra öjenolsüz ürethan dimetakrilat siman kullanılarak dört gruptaki abutmentlerin üzerine yapıştırılan metal kopinglerin ortalama çekme kuvvetleri Tukey HSD testi ile ikili olarak karşılaştırıldı. İkili karşılaştırmalar sonucunda kumlama uygulanan abutment grubu için elde edilen değer ($\mu = 829,731400$, $sd = 51,4400639$), diğer abutment grupları için elde edilen değerlerden anlamlı derecede daha yüksek bulundu. Benzer şekilde asit uygulanan abutment grubu için elde edilen değer ($\mu = 499,028100$, $sd = 26,1162226$) ile diğer abutment grupları için elde edilen değerler arasında anlamlı derecede fark olduğu tespit edildi. Kontrol grubundaki abutmentler için kaydedilen değer ($\mu = 57,484320$, $sd = 5,7156361$) ile oksijen plazma uygulanan gruptaki abutmentler için kaydedilen değer ($\mu = 56,346940$, $sd = 3,8935445$) arasında anlamlı fark bulunmadı.

Çizelge 4.6. Öjenolsüz çinko oksit siman ile yapıştırılan metal kopingler için tüm abutment gruplarında elde edilen çekme kuvvetlerinin karşılaştırılması

Grup	μ	Sd	n
Kontrol	186,390700 ^a	20,8828920	10
Kumlama	214,037700 ^a	35,0636468	10
Asit	197,581500 ^a	19,7920229	10
Oksijen Plazma	187,140800 ^a	21,5916842	10

Ortalamalar sütunu içerisindeki aynı üst yazı harfleri istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığını göstermektedir ($p > 0.05$).

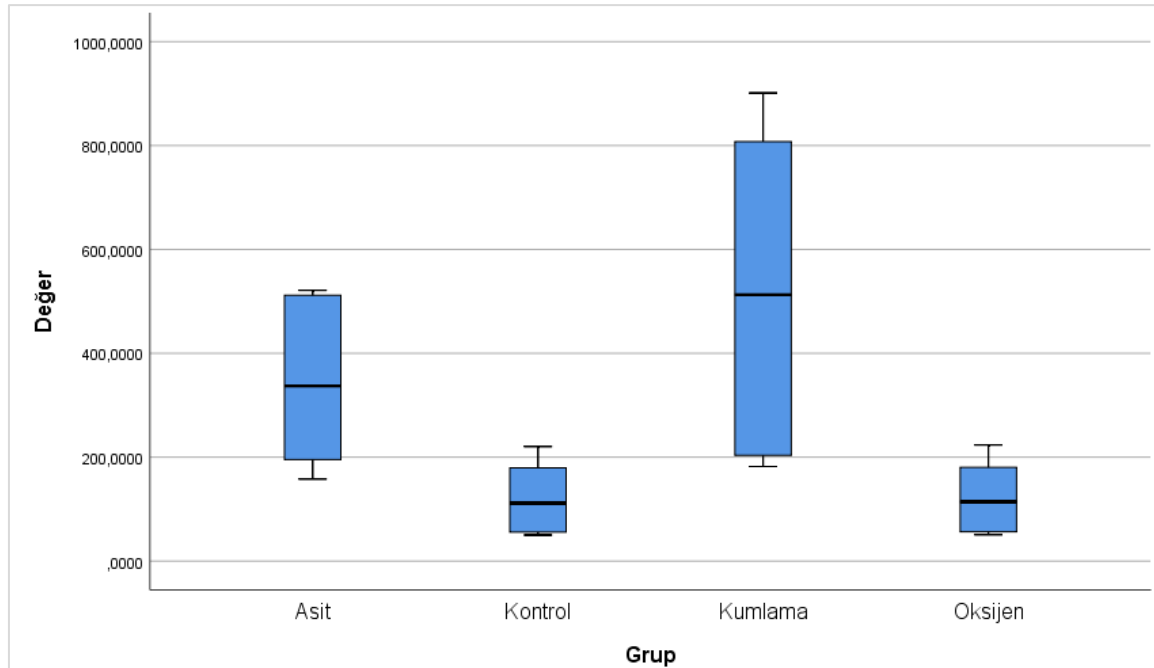
(n: örneklem büyüklüğü, μ : aritmetik ortalama, sd: standart sapma).

Çizelge 4.7. Öjenolsüz ürethan dimetakrilat siman yapıştırılan metal kopingler için tüm abutment gruplarında elde edilen çekme kuvvetlerinin karşılaştırılması

Grup	μ	Sd	n
Kontrol	57,484320 ^a	5,7156361	10
Kumlama	829,731400 ^b	51,4400639	10
Asit	499,028100 ^c	26,1162226	10
Oksijen Plazma	56,346940 ^a	3,8935445	10

Ortalamalar sütunu içerisindeki aynı üst yazı harfleri istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığını ($p > 0.05$), farklı üst yazı harfleri istatistiksel olarak anlamlı fark olduğunu göstermektedir ($p < 0.05$).

(n: örneklem büyüklüğü, μ : aritmetik ortalama, sd: standart sapma).



Veriler ortalama $\pm$ standart hata olarak gösterilmektedir.

Şekil 4.5. Yüzey işlemlerine göre ortalama çekme kuvveti değerlerinin grafiği

Profilometre ölçümü ile elde edilen ortalama yüzey pürüzlülüğü (Ra) değerleri ile çekme kuvveti değerleri arasındaki ilişkinin tespiti için Pearson korelasyon analizi yapıldı. Korelasyon analizi sonucunda çıkan değer pozitif ise ilişkisine bakılan veriler doğru orantılı negatif ise ilişkisine bakılan veriler ters orantılıdır. Ayrıca pozitif çıkan değer 0.5'den büyük ise verilerin arasındaki ilişki güçlü pozitif korelasyon olarak ifade edilebilir. Analiz sonucunda yüzey pürüzlülüğü ile bağlanma dayanımı arasında pozitif korelasyon olduğu görüldü.

Çizelge 4.8. Yüzey pürüzlülüğü ve bağlanma dayanımı korelasyonu

Pearson Korelasyonu	0,204
Sig.	0,035
Kovaryans	18,269
n	80

(n: örneklem büyüklüğü, Sig: p değeri ve $p < 0.05$ istatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon olduğunu göstermektedir).

4.4. Başarısızlık Tipleri

Materyallere uygulanan yüzey işlemleri ve siman türüne göre başarısızlık tipleri Çizelge 4.9'da gösterildi. Öjenolsüz çinko oksit siman için tüm abutment gruplarında çoğunlukla (%82.5) koheziv kopma görüldü. Hem abutment yüzeylerinde hem de metal kopingin iç yüzeylerinde siman artıkları gözlemlendi (Resim 4.5). Koping iç yüzeyleri tamamen siman kaplı olduğunda, abutment tek yüzeyinde veya basamaklarda siman artığı görüldü. Öjenolsüz üretilen dimetakrilat siman için ise tüm gruplarda çoğunlukla (%87.5) adeziv kopma görüldü ve simanın tamamının koping iç yüzeyinde mevcut olduğu görüldü. (Resim 4.6) Sadece kumlama ve asit gruplarında birkaç örnekte abutment basamağı ve okluzalinde siman gözlemlendi.

Çizelge 4.9. Materyallere uygulanan yüzey işlemleri ve siman tipine göre başarısızlık tipleri

Yüzey işlemi	Siman Tipi	Adeziv Başarısızlık	Koheziv Başarısızlık	Örnek Sayısı
Kontrol	Öjenolsüz çinko oksit siman	3	7	10
	Öjenolsüz ürethan dimetakrilat siman	10	0	10
Kumlama	Öjenolsüz çinko oksit siman	0	10	10
	Öjenolsüz ürethan dimetakrilat siman	8	2	10
Asit	Öjenolsüz çinko oksit siman	0	10	10
	Öjenolsüz ürethan dimetakrilat siman	7	3	10
Oksijen plazma	Öjenolsüz çinko oksit siman	4	6	10
	Öjenolsüz ürethan dimetakrilat siman	10	0	10



Resim 4.5. Koheziv başarısızlık



Resim 4.6. Adeziv başarısızlık



5. TARTIŞMA

İmplant destekli restorasyonlar günümüzde kaybedilen dişlerin yerine konulmasında rutin olarak uygulanan tedavi şekillerinden birisidir [186]. Geçtiğimiz yıllar içerisinde implant destekli restorasyonlar oldukça artmış ve kısmi dişsizliğe sahip hastaların çoğunluğu dental implantları tercih eder hale gelmiştir [134]. İmplant destekli sabit protezlerin uzun süreli başarısında en önde gelen faktörlerden birisi protezlerin fonksiyonel kuvvetler altında retansiyonunu ve stabilitesini kaybetmeden işlevini yerine getirebilmesidir. Abutment geometrisi, konikliği, yüzey alanı, yüksekliği, yüzey pürüzlülüğü ve siman tipi retansiyonu etkileyen faktörlerdir [8]. İmplant üstü protezlerde yapıştırıcı siman seçerken hastanın kullanımı süresince proteze yeterli retansiyon sağlayan; ancak gerektiğinde de implant çevresindeki dokuya, implanta ya da restorasyona herhangi bir zarar vermeden protezin çıkarılabilmesine izin veren özellikte olmasına dikkat edilmelidir. Bu amaçla genellikle geleneksel geçici simanlar ve implant destekli protezler için üretilmiş olan geçici veya yarı-daimi simanlar olarak adlandırılan simanlar kullanılmaktadır [15]. Geçici simanların düşük gerilme direnci ve yüksek çözünürlüğü nedeniyle zamanla protezlerde retansiyon kaybı görülme olasılığı yüksektir [16]. Çeşitli yöntemlerle abutment yüzeyi modifiye edilerek retansiyon artırılmaya çalışılmıştır. Yüzeyin modifiye edilerek pürüzlü hale getirilmesi için titanyum abutment yüzeylere sıklıkla freze aşındırma, kumlama, kaplama, metal primer uygulama gibi çeşitli işlemler uygulanmıştır [9]. Son dönemde lazer uygulama, asitle dağlama ve plazma uygulama yöntemlerinin yüzey modifikasyonuna etkilerini değerlendiren az sayıda çalışmanın da literatürde yer aldığı görülmektedir. Yaptığımız çalışmada abutmentlere uygulanan kumlama, asit ve oksijen plazma yüzey işlemlerinin geleneksel geçici siman ve implant geçici simanlar ile yapıştırılan metal kopinglerin retansiyonlarına olan etkisinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

İmplant üstü sabit protezlerde retansiyon yapıştırıcı ajanlarla veya vida sistemleriyle sağlanır. Uygulanabilirliğinin kolaylığı açısından vida bağlantılı sistemler implant bağlantılı sistemlerin yerinden çıkarılması gerektiğinde kolaylık sağlamaktadır [187]. Ancak teknoloji gelişip ilerledikçe implant destekli sabit simante protezler oldukça popüler hale gelmiştir [8]. Vida retansiyonlu restorasyonlarla kıyaslandığında, siman retansiyonlu sabit restorasyonların komplikasyon oranlarının daha düşük olduğu ve üst yapı seramiğindeki kırılma dayanımının daha yüksek olduğu ifade edilmiştir [3-5, 188, 189]. Abutment yüksekliğinin 4-5 mm'den az olduğu durumlarda retansiyon açısından vida retansiyonlu

restorasyonların kullanılması önerilmektedir; ancak posterior bölge implant uygulamalarında ağız açıklığının kısıtlı olduğu durumlarda tork anahtarlarının kullanımı mümkün olmadığı için siman retansiyonlu restorasyonların yapılması gerekebilir [190, 191]. Vida retansiyonlu restorasyonların en büyük dezavantajlarından birisi de vida gevşemesi ve kırılmasıdır. Bu durumla en çok tek diş implant restorasyonlarında, uzun kanat uzantısı varlığında ve molar bölgede karşılaşılır [84]. Siman retansiyonlu restorasyonlarda vida gevşemesi daha az görülmektedir [192]. İmplant üzerinde oluşan şok kuvvetlerini simanların absorbe ederek kemiğe zararlı kuvvetlerin gelmesini azalttığı ifade edilmiştir [193]. Klinikte siman retansiyonlu sabit restorasyonların sıkça tercih edilme nedenleri: estetik beklentilerin yüksek olması, fazla teknik hassasiyet gerektirmemesi, yapım kolaylığı ve klinik uygulama işlemlerinin doğal diştekilerden farklı olmamasıdır [164, 189]. Çalışmamızda bu olumlu özellikleri nedeniyle implant üstü siman retansiyonlu sistem tercih edildi.

Diş hekimliğinde, dental materyallerin özellikleri in vivo ve in vitro çalışmalarla araştırılmaktadır. Bu yapılan çalışmalardan elde edilen sonuçlar, hekimlerin materyal seçimi için iyi bir rehber olmaktadır. Teknolojideki hızlı ilerlemelerle beraber sürekli yeni materyaller piyasaya sürülmektedir. Bu materyallerin güncelliğini kaybetmeden denenmesi ancak in vitro çalışmalarla mümkün olur; çünkü in vitro çalışmalar oldukça kolay, ekonomik ve hızlı gerçekleştirilmektedir [194]. Bu nedenle çalışmamız in vitro koşullarda yürütüldü.

Tek implant destekli sabit protezler, implant üstü protezler arasında en sık uygulanan protezlerdir [72]. Tek implant destekli restorasyonların başarı oranı geleneksel tedavilerden daha fazladır [195]. Retansiyon çalışmalarında çoğunlukla tek implant destekli restorasyonların retansiyonuna bakılmıştır. Çünkü retansiyon kaybı rotasyonel kuvvetlere maruz kalan tek üyeli restorasyonlarda karşılaşılan bir sorundur [196]. Bu nedenle yaptığımız araştırmada tek implant tarafından desteklenen abutmentlere simante edilmiş metal kopinglerin retansiyonları incelendi.

Abutment, protezi veya üst yapıyı destekleyen ve/veya retansiyonunu sağlayan önemli bir implant sistemi parçasıdır. Siman retansiyonlu üst yapılar için, tek parçalı abutment ve çift parçalı abutment olmak üzere iki tip abutment vardır. Çift parçalı abutmentin parçalarından biri abutmentin kendisi, diğer parça ise abutment vidasıdır. Tek diş implant uygulamalarında ve açılı abutment kullanıldığında çift parçalı abutment kullanılmalıdır. Çünkü abutment, implantın içindeki altıgen veya anti-rotasyonel bölge ile sıkı temasta olduğunda, üst yapıya

gelen kuvvetler abutmentte rotasyona neden olmaz [7]. Dental implant ile abutment ara yüz bağlantısı içten (internal) veya dıştan (eksternal) bağlantı şeklinde olabilir [197, 198]. Birçok in-vitro çalışmada [199-201] iç bağlantıların, dış bağlantılara göre mekanik açıdan daha stabil olduğu belirtilmiştir. [202]. Bu olumlu özellikleri sebebiyle çalışmamızda içten bağlantı sağlayan çift parça abutment kullanıldı.

Günümüzde, implant üstü restorasyonlarda farklı materyallerden üretilmiş abutmentler kullanılmaktadır. En sık kullanılan materyaller titanyum, altın döküm, paslanmaz çelik, zirkonya ve polietereeterketondur [36]. Titanyum diş hekimliği ve tıbbi uygulamalarda tercih edilen en önemli materyallerden biridir [203]. Titanyum olağanüstü biyouyumluluk gösteren bir metaldir ve alerjik reaksiyonlara neden olmaz. Ayrıca sertlik, çekme dayanımı, ısıl geçirgenliği ve elastisite modülü açısından oldukça iyi mekanik özellikleri bulunmaktadır [44]. Dental implantlar ve abutmentler genellikle saf titanyumdan veya titanyum alaşımlarından üretilmektedirler. Dental implantlarda en sık Ti-6Al-4V alaşımından üretilen Grade 5 kullanılır [49, 204]. Hâlâ günümüzde en yaygın kullanılan materyal olması nedeniyle çalışmamızda Grade 5 titanyumdan üretilmiş abutmentler tercih edildi.

İmplant destekli protezlerde titanyum abutmentler kullanıldığında üst yapı için metal-seramik restorasyonların kullanılması önerilir. Eğer titanyum abutment üzerine tam seramik restorasyon uygulanırsa metal yansıması nedeniyle istenmeyen bir estetik görünüm oluşabilir [60]. Ayrıca tam seramik restorasyonların fiziksel özelliklerinin ve dayanıklılıklarının geliştirilmesine rağmen hiçbir çalışmada metal-seramik restorasyonlar kadar uzun ömürlü olduklarına dair bilgi mevcut değildir. Geleneksel metal-seramik restorasyonlar dayanıklılığı yüksek olan, iyi bir estetik sunan ve kullanım ömrü uzun olan tedavilerdir [205]. Yaptığımız çalışmada kron materyali olarak, günümüzde sıklıkla titanyum abutmentlerle birlikte uygulanan ve metal-seramik sistemlerde alt yapı olarak kullanılan metal kopingler kullanıldı.

Dental restorasyonların üretiminde kullanılan alaşımların yeterli özelliklere sahip olması için alaşım içine çeşitli elementler ilave edilir [99]. Herhangi bir döküm restorasyonun başarılı olmasında kullanılan metal alaşımlarının dayanıklı olması, dökümünün yapılabilmesi, korozyona karşı dirençli olması, parlatılabilmesi ve biyouyumlu olması önemli rol oynar. Metal destekli protezlerin alt yapısının üretilmesinde kıymetli metal alaşımları, temel metal alaşımları ve titanyum kullanılabilir. Temel metal alaşımlarının

dökülebilme özellikleri kıymetli metal alaşımlarına kıyasla daha iyidir ve çok iyi fiziksel özellikleri vardır. Temel metal alaşımlarından biri olan kobalt-krom alaşımları nikel alerjisi olan hastalarda sıklıkla kullanılır [206]. Titanyum alaşımları dışında, en yüksek erime ısısı aralığına sahip alaşımlar kobalt-krom alaşımlarıdır [207]. Nikel-krom ve kobalt-krom alaşımlarının fiziksel özellikleri birbirine çok yakındır; ancak kobalt-krom alaşımları daha sert ve güçlüdür [99]. İmplant destekli protezlerde çoğunlukla kobalt-krom materyalinden üretilmiş üst yapılar kullanılmıştır [4, 208]. Çok sayıda avantajı ve klinikte yaygın kullanımı sebebiyle çalışmamızdaki metal kopingler, kobalt-krom alaşımından üretildi. Üretim sonrası metal kopinglerin iç yüzeyinin birçok çalışmada kumlanmasına rağmen, yaptığımız çalışmada siman aralığının standardizasyonunu sağlamak amacıyla kumlama işlemi uygulanmadı.

Döküm veya CAD/CAM sistemleri sabit protezlerde metal alt yapı üretiminde kullanılan yöntemlerdir. Döküm yöntemi, en eski teknolojilerdendir ve maliyeti düşüktür. Fakat porselende çatlağa neden olabilmesi, protetik yapıların detaylarında ve hassas tutucu türlerinin şekillendirilmesinde ideal sonuç verememesi, porselenin metal alt yapıyla bağının zayıf olması, porselende renklenmeye neden olması gibi dezavantajları mevcuttur. Bu sebeple yeni üretim yöntemleri geliştirilmiştir. CAD/CAM ile üretim yöntemleri arasında tabakalı üretim ve kazıma teknikleri vardır [209]. DMLS ile üretim tabakalar halinde gerçekleşir. Metal tozları ince bir tabaka halinde birleştirmek için yüksek güçte bir lazer kaynağı kullanılır [210]. DMLS yöntemi ile aynı ve uniform siman aralığına sahip kopinglerin üretimi sağlanmaktadır [211]. Bu nedenle çalışmamızda metal kopinglerin üretiminde DMLS yöntemi kullanıldı.

Sabit protezlerin retansiyonunu etkileyen çeşitli faktörler mevcuttur [7]. Kim ve diğerlerinin yaptığı çalışmada [10] kullanılan siman tipi ve abutmente uygulanan yüzey işlemlerinin implant üstü sabit protezlerin retansiyonunda önemli etkileri olduğu görülmüştür. Kunt ve diğerlerinin yaptığı çalışma [212] da bu sonuçları desteklemiştir. Diş hekimliğindeki gelişmelerle birlikte abutmentin yüzeyinin pürüzlendirilmesi için çeşitli yöntemler geliştirilmiştir. Bugüne kadar kumlama, elmas frez ile pürüzlendirme, abutment çevresine oluk açma, asit uygulama, lazer uygulama, plazma uygulama, kaplama gibi yöntemler kullanılmıştır [9, 12, 14, 109, 145, 164, 213-215]. Şimdiye kadar en sık kullanılan yöntem olan kumlama, uygulanması en kolay ve en ucuz yöntemdir [9]. Kumlamada genellikle 50-250 µm büyüklüğünde Al₂O₃ partikülleri ile işlem yapılmakta ve yüzeyde mikromekanik

retansiyon sağlanmaktadır [216, 217]. Yüzey modifikasyonu yapılan çalışmaların büyük çoğunluğunda titanyum örnekler 50 μm 'luk Al_2O_3 ile kumlanmıştır ve sonuçta bağlanma dayanımında artış olduğu rapor edilmiştir [9, 10, 12, 134, 135, 144]. Bu nedenle yaptığımız çalışmada literatürde yayınlanmış çalışmalarla uyumlu şekilde partikül büyüklüğü 50 μm olan Al_2O_3 kum ile 3 atmosfer basınç altında 10 mm mesafeden 10 saniye boyunca kumlama işlemi uygulandı.

Asit uygulama, kontrolü kolay aşındırma yöntemlerinden biridir ve titanyum yüzeyini homojen pürüzlendirmek için etkilidir [133]. Hidroflorik asit (HF), sülfürik asit (H_2SO_4) ve hidroklorik asit (HCl) ve nitrik asit (HNO_3) titanyum yüzey pürüzlendirmek için çalışmalarda [14, 133, 215] kullanılan başlıca asitlerdir. Ajay ve diğerlerinin yaptığı çalışmada [215] sülfürik asit uygulanan abutmentlerdeki bağlanma dayanımı, literatürde altın standart olarak kabul edilen kumlama uygulanan abutmentlerdeki bağlanma dayanımından yüksek çıkmıştır. Bu çalışma referans alınarak çalışmamızda 60° sıcaklıktaki % 48 'lik H_2SO_4 çözeltisinde 1 saat asit uygulanmıştır.

Oksijen plazma uygulaması yüzey modifikasyonları yöntemleri arasında ilgi çekici yöntemlerden birisidir [9]. Hidrofiliklik/hidrofobiklik dahil olmak üzere fizikokimyasal özellikleri değiştirebilen ve malzemelerin yüzey özelliklerini geliştirebilen etkili bir yüzey modifikasyon tekniği olduğu belirtilmiştir [13, 218]. Tseng ve diğerlerinin yaptığı çalışmada [13] titanyum disklere $5\sim6\times10^{-1}$ torr oksijen basıncında, 18 watt akım gücünde 5, 10 ve 30 dakika olmak üzere üç farklı sürede oksijen plazma uygulanmıştır. 5 dakika oksijen plazma uygulanan örneklerin yüzey pürüzlülüğü artmış; ancak 5 dakikadan sonra yüzey pürüzlülüğü azalmıştır. Bu çalışma referans alınarak çalışmamızda, oksijen plazma cihazının sabit ayarlanmış basıncında (1.875×10^{-1} torr), 18 watt akım gücünde, 5 dakika süre boyunca oksijen plazma uygulandı.

Yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek için çeşitli teknikler kullanılabilir. Dental materyallerde yüzey pürüzlülüğü üzerine yapılan araştırmalar, optik ve taramalı elektron mikroskobu gibi nitel yöntemleri ve yüzey profili analizi gibi nicel yöntemleri içermektedir [158]. Günümüzde yüzey karakterizasyonu işlemi iki boyutlu ve üç boyutlu olarak nanometre seviyesinde ölçümlerle tespit edilebilirken, birçok çalışmada mikron seviyesinde değerler verilmiştir [138]. Titanyum yüzey işlemi uygulanan çalışmalarda yüzey topoğrafyasını incelemek için çoğunlukla ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri (R_a) ve

SEM görüntüleri kullanılmıştır [9, 14, 134, 135, 213]. Çalışmamızda yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek için, hem nicel hem de nitel bilgi sağlamak amacıyla mekanik profilometre ve SEM kullanıldı.

İmplant üstü restorasyonların simantasyonunda hangi simanın kullanılacağı önemli bir konudur. İmplant destekli protezlerin simantasyonunda tercih edilmesi gereken simanı araştıran çalışmalarda, araştırma protokollerinin ve kullanılan sistemlerin farklılık göstermesi sebebiyle çok çeşitli sonuçlar elde edilmiştir. Bu nedenle, standart simantasyon teknikleri veya kullanılacak siman türü için kesin bir öneri mevcut değildir [107]. Seçilen siman, abutment yüzeyine uyum göstermeli, artık simanlar kolay temizlenmeli, hastanın kullanımı süresince yeterli retansiyona sahip olmalı ve gerektiğinde implant çevresi doku, implant ya da restorasyona herhangi bir zarar vermeden çıkarılabilmesine olanak sağlayacak yapıda olmalıdır [219]. Çeşitli çalışmalarda [9, 10, 109, 110, 145, 164, 213-215] ojenolsüz çinko oksit siman, rezin bazlı implant simanı, rezin siman, cam iyonomer siman, çinko fosfat siman ve çinko polikarboksilat siman kullanılmıştır. Ancak bazı araştırmacılar [220, 221] restorasyona ve implanta zarar verilmeden protezin çıkarılabilmesine olanak sağlayan geçici simanların kullanılmasının daha uygun olacağını ifade etmiştir. Bu bilgiler ışığında, yaptığımız çalışmada geleneksel geçici siman (öjenolsüz çinko oksit) ve implant destekli protezler için üretilmiş geçici siman (öjenolsüz üretan dimetakrilat) kullanıldı.

Kullanılan siman miktarı ve siman aralığı da kullanılan siman kadar önemlidir. Siman aralığı, taşacak olan siman miktarını, kronu yerleştirmek için gerekli basınç miktarını, kronun uyumunu ve retansiyonunu etkiler [211]. 1980' lerde döküm restorasyonlarda optimum uyum için gereken siman aralığının 50 μm değerinde olması gerektiği, bu değerin 30 μm ' sinin siman için 20 μm ' sinin ise mum modelajın distorsiyonu için gerektiği bildirilmiştir [222]. Wadhwani ve Piñeyro [223] ideal siman miktarının, kron üretilirken bırakılan siman boşluğunu dolduracak kadar olması gerektiğini belirtmiştir. Bu da yaklaşık 50 μm kalınlığında yani bir saç teli kalınlığında olmalıdır. 2000' li yıllarda CAD/CAM teknolojisinin gelişimi ile birlikte hem döküm esnasında karşılaşılabilecek distorsiyon olasılığı ortadan kalkmış hem de siman aralığı restorasyonun tüm bölgelerinde eşit miktarda oluşturulabilmiştir [104]. Son yıllarda siman aralığının 20-40 μm arasında olmasının ideal olduğu belirtilmiştir [211]. Wu ve Wilson [224] kronun pasif oturması için 30 μm ' dan büyük siman aralığına sahip olması gerektiğini belirtmiştir. Wadhwani [225] ise ideal siman

aralığının 40 µm olması gerektiğini vurgulamıştır. Bu bilgiler doğrultusunda çalışmamızda 40 µm siman aralığına sahip metal kopingler kullanıldı.

Çift parçalı abutment sistemlerinde vida giriş yuvasının kapatılması ile ilgili iki farklı görüş vardır. Vida boşluğunun çeşitli materyallerle ya tamamen kapatılır ya da tam kapatılmayarak açık bırakılır [102]. 2008 yılında yapılan bir ankete göre [107] katılımcıların %86'sının abutment vida giriş yuvasını tamamen kapattığı, 2013 yılında ise katılımcıların %67'sinin abutment vida giriş yuvasını tamamen kapattığı görülmüştür. İmplant üstü restorasyonlarda siman retansiyon değerlerinin araştırıldığı çoğu çalışmada [104, 120] abutment vida yuvaları kapatılmıştır. Abutment vida yuvasının kapatılması için pamuk, gutta perka, polivinil siloksan, politetrafloroetilen (teflon), kompozit, akrilik rezin, cam iyonomer siman, kavite gibi farklı malzemeler kullanılabilir [226]. Vidanın baş kısmına siman girmesini önlemek için baş kısmının politetrafloroetilen (PTFE) materyali ile kapatılması önerilir. Bu malzemenin steril edilebilme, manipülasyon kolaylığı, radyoopasite ve çıkarıldığında kokusuz olma gibi avantajları vardır [227]. Bu sebeple yaptığımız çalışmada abutment vida giriş yuvaları tamamen politetrafloroetilen materyali ile kapatıldı.

Simantasyon işleminde kullanılan siman tipi farketmeksizin, siman hazırlanırken ve uygulanırken üretici firmanın kullanım talimatlarına uyulmalıdır. Bununla birlikte, implant destekli protezlerde simantasyon sırasında bazı faktörlere dikkat edilmelidir. Bu faktörler; kullanılacak simanın miktarı, simanın kron içerisinde uygulanma bölgesi, içine siman yerleştirilmiş olan kron veya köprünün abutment üzerine yerleştirilme hızı, kron yerleştirilmesi sırasında oluşan basınçtır. Klinikte çok fazla siman kullanılması simanın implant çevresi alana taşmasına sebep olup peri-implantitise neden olabilir. Ancak çok az siman kullanılması da retansiyon kaybına neden olabilir. Kron içi tamamen simanla doldurulduğu zaman idealde olması gereken miktarın 50 katı fazla siman kullanılmış olur [102]. Siman miktarının ideal olması için klinikte kronun iç duvarlarına fırça yardımı ile ince tabaka şeklinde uygulanması ya da marjinal bölgeye halka şeklinde uygulanması önerilmektedir [225]. Bu bilgilere bağlı kalınarak çalışmamızda kullanılan her iki siman da metal kopinglerin iç yüzeyindeki tüm aksiyal duvarlara ve okluzal yüzeylere fırça yardımı ile ince tabaka şeklinde uygulandı.

Simantasyon işleminde klinikte uygulanan geleneksel yöntem, kronların içine siman uygulandıktan sonra restorasyonun parmak basıncıyla yerleştirilmesi ve ardından hastaya

ısıtılmasıdır. Hasta ısırırken restorasyon ile karşıt arktaki dişler arasına yerleştirmek için pamuk pelet, lastik disk veya ahşap çubuk kullanılabilir. Laboratuvar ortamında ise araştırmacılar simantasyon sırasında uygulanan basıncı, özel hazırlanan düzeneklerle sağlamaktadır [228]. Simantasyon sırasında basınç uygulanması, simanın bağlanma dayanımını artırmaktadır [229]. İmplant üstü restorasyonlarda retansiyon değerlerinin araştırıldığı pek çok çalışmada [12, 134, 135, 144, 211, 230], simantasyon süresince basınç uygulamasını sağlamak için kopingler 5 kg'lık yük altında 10 dk bekletilmiştir. Bu bilgilerle uyumlu olarak çalışmamızda kopingler parmak basıncıyla abutment basamaklarına tam olarak yerleştirildikten sonra hazırlanan düzenekte 5 kg'lık yük altında 10 dk boyunca kuvvet uygulandı.

Teknolojideki hızlı ilerlemelerle beraber yeni piyasaya sürülen ürünlerin güncelliğini kaybetmeden denenmesi ancak in vitro çalışmalarla mümkün olur. Ancak sonuçların klinik ortamla paralel olması için klinik durumları taklit eden işlemler uygulanması gereklidir. Ağız ortamında restoratif materyallerin maruz kaldıkları kuvvetler, ısısız değişiklikler, mikroorganizma ve tükürük özelliklerindeki farklılıklar, laboratuvar ortamında hazırlanan örneklerle tam olarak yansıtılamayabilir. In vivo ortamda bütün yaşlandırma faktörleri kendiliğinden ve aynı zamanda oluşur. Bu nedenle laboratuvar çalışmalarında, ağız ortamına benzeyen koşulları taklit eden bütün yaşlandırma yöntemleri aynı anda uygulanmalıdır. Örnekleri suda bekletme, bekletme solüsyonuna çeşitli enzimlerin eklenmesi, termal siklus uygulanması, mekanik siklus uygulanması, NaOCl solüsyonunda bekletme uygulanabilecek işlemlerden bazılarıdır [231]. İmplant üstü siman retansiyonlu sistemlerde retansiyon değerlerinin araştırıldığı çalışmaların çoğunda [9, 12, 104, 120, 232] örnekler 37°C'de distile suda 24 saat bekletilmiştir. Benzer şekilde çalışmamızda da örnekler simantasyon sonrasında 37°C'de distile suda 24 saat bekletildi.

Bağlanma dayanımlarının ölçülmesi için kullanılan testler sırasında uygulanan yükleme hızı, test sonuçlarını etkilemektedir. Yükleme hızının 0,5-1 mm/dk arasında bir değerde olması sonuçları çok etkilememektedir, ancak 1 mm/dk'dan daha fazla olan yükleme hızı, hatalı sonuçlara neden olabilmektedir [233]. Bağlanma dayanımı kıyaslaması yapılan çalışmalarda [104, 211, 234, 235] çoğunlukla çekme testleri için universal test cihazları, 0,5 mm/dk hızla kullanılmaktadır. Bu bilgiler ışığında yaptığımız çalışmada universal test cihazının çekme hızı 0,5 mm/dk olarak ayarlandı ve büyük yüzey alanına sahip bağlantı bölgeleri kullanıldığı için makro çekme bağlanma dayanımı testi uygulandı.

Bağlanma dayanımı testi sırasında cihaz çekme kuvveti değerlerini genellikle Newton cinsinden verir ve bu değerın yüzey alanına bölünmesiyle MPa değerleri elde edilmiş olur [104] . Kullandığımız universal test cihazı çekme kuvveti değerlerini Newton cinsinden vermiştir. İmplant üstü sabit protezlerin retansiyonlarının incelendiği benzer çalışmalarda [156,168] da protezlerin çekme dayanımı çoğunlukla çekme kuvvetlerini gösteren Newton cinsinden belirtilmiştir. Çalışmamızda elde edilen çekme kuvveti değerlerini benzer çalışmalardaki çekme kuvveti değerleri ile kıyaslamada kolaylık sağlaması için, çalışmamızda retansiyon değerleri Newton cinsinden gösterildi.

Çalışmamızdan elde edilen bulgular değerlendirildiğinde, kontrol grubu ve oksijen plazma uygulanan grupta öjenolsüz çinko oksit siman ile yapıştırılan kopingler, öjenolsüz ürethan dimetakrilat siman ile yapıştırılmalardan anlamlı derecede daha yüksek retansiyon değerleri göstermiştir. Rezin esaslı olan ürethan dimetakrilat siman kullanıldığında daha düşük retansiyon değerleri elde edilmesinin nedeni, kopingler ile abutmentler arasındaki siman aralığının 40 µm olması olabilir. Bu iki grup abutment yüzeylerinde SEM incelemesi ve yüzey pürüzlülüğü ölçümü ile ortaya çıkan düz yüzey görüntüsü ve oksijen plazma uygulaması sonrası kaydedilen düşük yüzey pürüzlülüğü değerleri, yüzey işlemi uygulandıktan sonra siman aralığının 40 µm civarında korunduğunu düşündürmektedir. Diaz-Arnold ve diğerleri [236] yaptıkları çalışmada, kompozit rezin ile metal kron arasındaki en yüksek bağlanma dayanımı değerini siman aralığının 80 µm olduğu durumda tespit etmiştir. Bu miktardan daha düşük siman aralığında, metal iç yüzeyindeki girintiler nedeniyle rezin siman içinde çatlakların oluşabildiğini ve buna bağlı olarak retansiyonun azalabileceğini belirtmişlerdir. Rödiger ve diğerleri [237] abutment geometrisi, siman tipi ve yeniden simantasyonda kullanılan temizleme metodunun implant destekli zirkonya kopinglerin retansiyonlarına etkisini değerlendirmiştir. Çalışmamızda elde edilen sonuçlarla uyumlu olarak herhangi bir yüzey işlemi uygulanmamış abutment grubu için öjenolsüz çinko oksit siman ile yapıştırılan kopinglerin retansiyon değerleri ürethan dimetakrilat esaslı implant siman ile yapıştırılan kopinglerin retansiyon değerlerinden yüksek çıkmıştır.

Tseng ve diğerleri [13] farklı sürelerde (5, 10, 30 dakika) oksijen plazma uygulamasının grade 4 ve grade 5 titanyum örneklerin yüzeyleri üzerindeki etkisini araştırmıştır. 5 dakika oksijen plazma uygulanan grupta yüzey pürüzlülüğü artmış, diğer gruplarda ise süre arttıkça pürüzlülük azalmıştır. El-Din El-Helbawy ve diğerleri [9] 7 mm uzunluğunda, 6.5 mm çapında abutment yüzeylerine kumlama ve oksijen plazma uygulayarak abutment yüzey

topoğrafyasını incelemiş ve öjenolsüz çinko oksit siman ile yapıştırılan metal kopinglerin retansiyon değerlerini karşılaştırmıştır. Oksijen plazma uygulanan abutment yüzeylerinin SEM analizinde, yaptığımız çalışmaya benzer şekilde herhangi bir morfolojik değişiklik olmadığı belirtilmiştir. Ancak oksijen plazmanın, kontrol grubundan anlamlı derecede daha yüksek, kumlama grubu ile kıyaslanabilir retansiyon değerlerine sahip olduğu rapor edilmiştir. Bunun nedenini oksijen plazmanın yüzey enerjisini ve kimyasını değiştirmesi olarak açıklamışlardır. Çalışmamızda oksijen plazma her abutment yüzeyine 5'er dakika uygulanmıştır, bununla birlikte her iki siman için de kumlama ve asit uygulamaya kıyasla daha düşük kontrol grubuyla kıyaslanabilir retansiyon değerleri ölçülmüştür. Bunun sebebi cihazda uygulanan oksijen plazma basıncının düşük olması olabilir. El-Din El-Helbawy ve diğerlerinin [9] çalışmasında uygulanan oksijen plazma basınç değeri 5×10^{-1} torr iken; çalışmamızda uygulanan oksijen plazma basınç değeri 1.875×10^{-1} torr'dur. Çalışmamızda kullanılan oksijen plazma cihazının basınç değeri değiştirilebilir olmayıp sabittir.

Kontrol ve oksijen plazma uygulanan abutment gruplarının aksine, asit ve kumlama uygulanan abutment gruplarında öjenolsüz ürethan dimetakrilat siman, öjenolsüz çinko oksit simandan anlamlı derecede daha yüksek retansiyon değerleri sağlamıştır. Bu iki abutment grubu için yapılan SEM incelemesi ve profilometre ile yapılan yüzey pürüzlülüğü ölçümü sonucunda abutmentlerde girinti, çıkıntı ve çukurcuklarla karakterize pürüzlü yüzeyler olduğu saptanmıştır. Yapıştırıcı simanın sertleşmeden önce mikroskobik düzeydeki yarıkların, çukurcukların veya pürüzlülüğün içine veya çevresine akma özelliğinin iyi olmasının retansiyon değerini artırdığı ifade edilmiştir [238]. Öjenolsüz ürethan dimetakrilat simanın, öjenolsüz çinko oksit simana göre daha akışkan olması ve buna bağlı olarak yüzeyde oluşan girintilere daha iyi penetre olarak mekanik kilitleme sağlaması bu siman ile yapıştırılan kopinglerin kumlanan ve asit uygulanan abutmentlerde daha yüksek retansiyon göstermesinin sebebi olabilir. Siman film kalınlığı ile akıcılığı arasında önemli bir korelasyon mevcuttur ve siman film kalınlığının az olması akıcılığı artırır [239]. Üretici firmanın kullanım kılavuzunda belirtildiği üzere öjenolsüz ürethan dimetakrilat simanın film kalınlığı (10µm), öjenolsüz çinko oksit simanın film kalınlığının (20µm) yarısı kadardır. Simanın viskozitesinin azalıp akıcılığının artması, simanın kron içinde daha iyi yayılmasını sağlayarak retansiyonu artırabilmektedir [240]. Ayrıca asit ve kumlama uygulaması sonucunda yüzey işlemleri uygulanmadan önce mevcut olan 40 µm'lik siman aralığının artarak, Diaz-Arnold ve diğerlerinin [236] çalışmasında belirtilen, rezin siman ile metal arasındaki en yüksek bağlanma dayanımı değerinin sağlandığı 80 µm'lik siman aralığına

yaklaşmış olması ihtimal dahilindedir. Buna paralel olarak, Linkevicius ve diğerlerinin [241] titanyum yüzeyini kumlamanın 3 farklı rezin siman ile yapıştırılan zirkonya kopinglerin retansiyonuna etkisini incelediği çalışmada, kumlama uygulamasının siman aralığını artırdığından bahsedilmiştir. Abutment yüksekliği ve yüzey pürüzlülüğünün retansiyona etkisinin araştırıldığı bir çalışmada [214] kontrol grubuna kıyasla kumlamanın Dentotemp (üretan dimetakrilat) siman ile yapıştırılan kopinglerin retansiyon değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark oluşturmuş; ancak Relyx Temp NE (öjenolsüz çinko oksit) siman ile yapıştırılan kopinglerin retansiyon değerlerinde anlamlı bir fark oluşturmamıştır. Bu sonuç, çalışmamızın sonuçları ile uyumludur.

Öjenolsüz çinko oksit siman ile yapıştırılan kopinglerin dört abutment grubunda tespit edilen ortalama retansiyon değerleri ikili şekilde karşılaştırıldığında gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı görüldü. Diğer bazı çalışmalarda gösterilen sonuçlar çalışmamızın sonuçlarını destekler niteliktedir. Kim ve diğerlerinin [10] geçici simanların ve abutment yüzey pürüzlülüğünün implant destekli geçici kronların retansiyonuna etkisini araştırdığı çalışmada, abutmentlere yüzey işlemleri uygulandığında öjenolsüz çinko oksit siman içerikli iki farklı markanın simanından birisi için çalışmamızla uyumlu olarak bağlanma dayanımında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Ancak diğerinde ise çalışmamızdan farklı olarak anlamlı fark bulunmuştur. Jugdev ve diğerlerinin [110] üç farklı siman kullanılarak kumlama uygulanmasının implant destekli metal kopinglerin bağlanma dayanımına etkisini araştırdıkları çalışmada Temp-bond (çinko oksit) geçici siman için kumlama yapılan grup ile kontrol grubundaki kopinglerin retansiyon değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır. Ajay ve diğerleri [215] abutmente yapılan yüzey modifikasyonlarının, farklı simanlarla yapıştırılmış implant destekli metal kopinglerin retansiyonuna etkisini in vitro olarak incelemiştir. Bu çalışmada abutmentlere kumlama ve asit uygulandığında, diğer simanların aksine Temp-bond NE (öjenolsüz çinko oksit) geçici siman ile yapıştırılan kopinglerin bağlanma dayanımında anlamlı bir fark saptanmamıştır. Yaptığımız çalışmada yapılan yüzey işlemlerinin öjenolsüz çinko oksit geçici siman ile yapıştırılan kopinglerin retansiyon değerlerinde anlamlı derecede artış sağlamamasının nedeni, öjenolsüz çinko oksit simanın yüksek viskozitesi nedeniyle yüzeylerde oluşan girinti ve çıkıntılara penetre olamaması olabilir. Yaptığımız çalışmanın sonuçlarından farklı olarak Michalakakis ve diğerleri [94], kumlamanın 4 farklı geçici siman (2 farklı marka öjenolsüz çinko oksit siman, öjenollü çinko oksit siman, üretan dimetakrilat siman) kullanarak yapıştırılan implant destekli köprülerde retansiyon değerlerini artırdığı sonucuna varmıştır.

Abutment yüksekliği ve yüzey pürüzlülüğünün, implant destekli kobalt-krom kopinglerin retansiyonuna etkisini üç farklı siman kullanarak incelendiği bir çalışmada da [214] kumlama uygulamasının öjenolsüz çinko oksit siman ile yapıştırılan kopinglerin retansiyon değerlerini artırdığı bulunmuştur.

Öjenolsüz üretan dimetakrilat siman ile yapıştırılan kopinglerin retansiyonları yüzey işlemlerine göre incelendiğinde kumlama ile istatistiksel olarak anlamlı derecede en yüksek retansiyon değeri elde edilmiştir. Asit uygulama ile elde edilen retansiyon değerleri de kumlamayı takip etmiştir. Her iki yüzey işlemi de, yüzey işlemi uygulanmamış ve oksijen plazma uygulanmış abutmentlerden daha yüksek koping retansiyonları sağlamıştır. Bunun nedeni kumlama ve asit uygulama sonucunda belirgin şekilde artan yüzey pürüzlülüğü ve buna bağlı olarak artan yüzey alanı ve ıslanabilirlik olduğu düşünülmektedir [242]. Çalışmamızda kumlama ve asit uygulanan abutment grupları için ölçülen Ra ve Rz değerleri de bunu desteklemektedir. Kumlama uygulaması ile asit uygulamasından anlamlı derecede daha yüksek ortalama retansiyon değeri sağlanmasının nedeni kumlama grubundaki abutment yüzeyinin daha pürüzlü olması ve yüzeyde oluşan düzensizliklerin ve çukurcukların homojen dağılması olabilir. Asit uygulanan abutment yüzeyinin de pürüzlü olmasına rağmen, SEM görüntüsünde düzensiz dağılımlı, geniş ve yuvarlak hatlı, krater benzeri yapıda çukurcuklar mevcuttur. Abutment yüzey modifikasyonu yapılan birçok çalışmada; çalışmamızda elde edilen sonuçla uyumlu olarak kumlamamanın en yüksek retansiyon değerlerine neden olduğu gösterilmiştir [134, 135, 145, 243]. Cano-Batalla ve diğerleri [214] abutment yüksekliği ve yüzey pürüzlülüğünün, implant destekli kobalt-krom kopinglerin retansiyonuna etkisini üç farklı siman kullanarak in-vitro olarak değerlendirmiştir. Bu çalışmada yaptığımız çalışmaya benzer olarak abutment yüzeyine uygulanan kumlama ile, Dentotemp (üretan dimetakrilat) siman ile yapıştırılan kopinglerin retansiyon değerlerinde kontrol grubuna kıyasla istatistiksel olarak anlamlı artış meydana gelmiştir. Jugdev ve diğerlerinin [110] üç farklı siman kullanılarak abutment yüzeyine uygulanan kumlamamanın implant üstü kron retansiyonuna etkisini araştırdıkları çalışmada da kumlama ile Retrieve (poliüretan) ve Premier (üretan dimetakrilat) siman ile yapıştırılan kronların retansiyon değerleri istatistiksel olarak anlamlı şekilde artmıştır. Jemat ve diğerleri [133] farklı asitlerin grade 5 titanyum disklerin yüzey topoğrafyası ve pürüzlülüğüne etkisini incelemiştir. SEM analizi sonucunda farklı asitlerin farklı yüzey morfolojisine neden olduğu görülmüştür. Sülfürik asit (H_2SO_4) uygulanması ile uniform olmayan oluklu bir yüzey oluşmuştur. Hidroklorik asit (HCl) ve sülfürik asit (H_2SO_4) içeren karışımın (çift tip asitle

aşındırma) uygulanması ile yüzeyde çıkıntı ve keskin kenarlı homojen yüzey gözlenmiştir. Hidroflorik asit (HF) uygulanması ile düzensiz mikro çukurların varlığı ile karakterize pürüzlü bir yüzey ortaya çıkmıştır. Çalışmamızda ise sülfürik asit (H_2SO_4) uygulanan abutmentin SEM incelemesinde gözlenen çukurcukların düzensiz dağılımlı, geniş ve yuvarlak hatlı, krater benzeri yapıda olduğu görülmüştür. SEM analizinde kumlama ve asit uygulamasının aksine oksijen plazma uygulanan abutment yüzeylerinde herhangi bir morfolojik değişiklik tespit edilememiş, kontrol grubundaki abutment yüzeylerine benzer görüntüler elde edilmiştir. Oksijen plazma uygulanan abutmentlere öjenolsüz üretilen dimetakrilat siman ile yapıştırılan kopinglerin retansiyon değerlerinde artış olmaması, retansiyonu artıracak kadar belirgin bir değişiklik olmamasıyla açıklanabilir.

Abutment ve siman bağlantısının incelenmesinde farklı asitlerin kullanıldığı pek çok çalışma mevcuttur. Tsuchimoto ve diğerlerinin [244] yaptığı çalışmada titanyum yüzeyine hidroklorik asit (HCl) ve %37'lik fosforik asit uygulanmasının rezin simanın bağlanma dayanımına etkisi incelenmiştir. Bu çalışmanın neticesinde asit uygulanan ve uygulanmayan örneklerin retansiyon değerleri arasında önemli bir farkın olmadığı görülmüştür. Venkat ve diğerlerinin [14] yaptığı çalışmada abutment yüzey işlemlerinin geçici kronların bağlanma dayanımına etkisi değerlendirilmiştir. Retansiyon değerleri yüksekten düşüğe doğru Nd YAG lazer, kumlama, asit uygulama (%1 hidroflorik asit ve %30 nitrik asit) ve kontrol grubu olarak sıralanmıştır ve tüm grupların retansiyon değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. Yapılan çalışmalarda asit uygulamaları ile farklı sonuçlara ulaşılmasının nedeni kullanılan asit tipleri ve oranları olabilir.

Çalışmamızda metal kopinglerin desimantasyonu sonrasında meydana gelen başarısızlık tipleri değerlendirildiğinde, öjenolsüz çinko oksit siman için tüm gruplar dikkate alındığında çoğunlukla (%82.5) koheziv başarısızlık görüldü. Siman, hem abutment yüzeyinde hem koping iç yüzeylerinde gözlemlendi; ancak miktarları farklıydı. Koping iç yüzeyleri tamamen siman ile kaplıyken; abutmentte tek yüzey veya basamaklarda siman vardı. Öjenolsüz üretilen dimetakrilat siman için tüm gruplardaki başarısızlık tipleri dikkate alındığında ise çoğunlukla (%87.5) adeziv başarısızlık tespit edildi ve simanın tamamının koping iç yüzeyinde kaldığı görüldü. Bu nedenle, simanların kopinglerin iç yüzeyi ile bağlantısının, abutment yüzeyi ile bağlantısından daha yüksek olduğunu göstermektedir. Bunun nedeni DMLS ile üretilen koping iç yüzeyinin, tornalama ile üretilen titanyum abutment yüzeyine göre daha pürüzlü olması olabilir. DMLS ile metalik materyallerin işlenmemiş yüzeyler

şeklinde üretilebildiği ve ortalama yüzey pürüzlülük değerinin (Ra) yaklaşık olarak 8,75 µm olduğu belirtilmiştir. Bu pürüzlülük değerinin, üretim sonrasında çeşitli işlemler uygulanarak 0,025 µm'ye kadar azaltılabildiği rapor edilmiştir [245]. Yaptığımız çalışmanın sonuçlarına benzer olarak, yüzey işlemi uygulanan abutmentlere öjenolsüz çinko oksit siman (Temp-bond NE) ile yapıştırılan kopinglerin retansiyonlarının karşılaştırıldığı bir çalışmada [9], kontrol ve oksijen plazma grubunda adeziv başarısızlık (tüm artık siman koping iç yüzeyinde), kumlama grubunda koheziv başarısızlık meydana gelmiştir. Benzer şekilde, Jugdev ve diğerlerinin [110] çalışmasında yüzey işlemi uygulanmayan kontrol grubundaki tüm örneklerde adeziv başarısızlık görülmüştür. Kumlama grubunda ise siman hem abutment yüzeyinde hem koping iç yüzeylerinde kaldığı için çoğunlukla koheziv başarısızlık belirlenmiştir. Sahu ve diğerlerinin [145] çalışmasında abutmentlere yapılan yüzey modifikasyonlarının, polimerik implant simanı ile yapıştırılan metal kopinglerin retansiyonuna etkisi incelenmiş ve tüm gruplarda siman ve abutment ara yüzeyinde çoğunlukla adeziv başarısızlık kaydedilmiştir. Śmielak ve diğerlerinin [246] abutment yüzey işlemi ve siman tipinin kesme dayanımına etkisini inceledikleri çalışmada, kompozit rezin siman (Panavia) kullanıldığında, siman-titanyum ara yüzünde meydana gelen başarısızlık adeziv tiptedir.

Siman tipi ve yüzey pürüzlülüğünün kron retansiyonuna etkisini inceleyen çok sayıda çalışmanın sonuçları analiz edildiğinde siman tipi, abutment tasarımı ve yüzey özelliği gibi faktörlerin etkisi ile ilgili olarak fikir birliğine ulaşmak mümkün değil gibi görünmektedir. Bunun sebebi farklı çalışmalarda farklı deney koşullarının oluşturulmasıdır. Dolayısı ile yaptığımız çalışmanın sonuçlarını benzer çalışmaların sonuçları ile tam olarak karşılaştırmak mümkün değildir.

6. SONUÇ

Bu çalışmanın sınırları içerisinde aşağıdaki sonuçlara ulaşılmıştır:

1. Kumlama, asit uygulama ve oksijen plazma uygulaması abutment yüzey pürüzlülüğünü artırarak yüzey morfolojisini değiştirmiştir; ancak kumlamanın diğer iki yüzey işleminden daha etkin olduğu, asit uygulamanın ise oksijen plazmadan daha etkin olduğu tespit edilmiştir.
2. Uygulanan yüzey işlemlerinin öjenolsüz çinko oksit siman ile yapıştırılan metal kopinglerin retansiyonlarını önemli ölçüde etkilemediği görülmüştür.
3. Kontrol grubuna kıyasla, kumlama ve asit uygulanan abutment gruplarında öjenolsüz üretan dimetakrilat siman ile yapıştırılan metal kopinglerin retansiyonlarında önemli ölçüde artış olmasına rağmen; oksijen plazma uygulanan abutment grubundaki metal kopinglerin retansiyonlarında belirgin bir değişiklik saptanmamıştır.



KAYNAKLAR

1. Ananth, H., Kundapur, V., Mohammed, H., Anand, M., Amarnath, G., and Mankar, S. (2015). A review on biomaterials in dental implantology. *International Journal of Biomedical Science: IJBS*, 11(3), 113-20.
2. Michalakis, K.X., Hirayama, H., and Garefis, P.D. (2003). Cement-retained versus screw-retained implant restorations: A critical review. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 18(5), 719-28.
3. Vigolo, P., Givani, A., Majzoub, Z., and Cordioli, G. (2004). Cemented versus screw-retained implant-supported single-tooth crowns: a 4-year prospective clinical study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 19(2), 260-5.
4. Mehl, C., Harder, S., Wolfart, M., Kern, M., and Wolfart, S. (2008). Retrievalability of implant-retained crowns following cementation. *Clinical Oral Implants Research*, 19(12), 1304-11.
5. Torrado, E., Ercoli, C., Al Mardini, M., Graser, G.N., Tallents, R.H., and Cordaro, L. (2004). A comparison of the porcelain fracture resistance of screw-retained and cement-retained implant-supported metal-ceramic crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 91(6), 532-7.
6. Pan, Y.-H., Ramp, L.C., Lin, C.-K., and Liu, P.-R. (2006). Comparison of 7 luting protocols and their effect on the retention and marginal leakage of a cement-retained dental implant restoration. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 21(4), 587-92.
7. Misch, C., Bidez, M.W. (2005). Principles of cement-retained fixed implant prosthodontics. In C. Misch (Ed.), *Dental Implant Prosthetics*. First edition. St. Louise: Elsevier, 414-52.
8. Bernal, G., Okamura, M., and Muñoz, C.A. (2003). The effects of abutment taper, length and cement type on resistance to dislodgement of cement-retained, implant-supported restorations. *Journal of Prosthodontics*, 12(2), 111-5.
9. El-Helbawy, N.G.E.-D., El-Hatery, A.A.E.-W., and Ahmed, M.H. (2016). Comparison of Oxygen Plasma Treatment and Sandblasting of Titanium Implant-Abutment Surface on Bond Strength and Surface Topography. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 31(3), 555-62.
10. Kim, Y., Yamashita, J., Shotwell, J.L., Chong, K.-H., and Wang, H.-L. (2006). The comparison of provisional luting agents and abutment surface roughness on the retention of provisional implant-supported crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 95(6), 450-5.
11. Kılıçarslan, M.A., Özkan, P., Mumcu, E., and Deniz, Ş.T. (2016). Efficacy of uncommon surface treatment methods on titanium in order to improve bond strengths for adhesive cementation. *Journal of Adhesion Science and Technology*, 30(21), 2345-56.

12. Ajay, R., Suma, K., Ali, S.A., Sivakumar, J.S.K., Rakshagan, V., Devaki, V., and Divya, K. (2017). Effect of surface modifications on the retention of cement-retained implant crowns under fatigue loads: An In vitro study. *Journal of Pharmacy & Bioallied Sciences*, 9(1), 154-60.
13. Tseng, W.-Y., Hsu, S.-H., Huang, C.-H., Tu, Y.-C., Tseng, S.-C., Chen, H.-L., Chen, M.-H., Su, W.-F., and Lin, L.-D. (2013). Low pressure radio-frequency oxygen plasma induced oxidation of titanium–surface characteristics and biological effects. *Plos One*, 8(12), 1-8.
14. Venkat, G., Krishnan, M., Srinivasan, S., and Balasubramanian, M. (2017). Evaluation of bond strength between grooved titanium alloy implant abutments and provisional veneering materials after surface treatment of the abutments: An in vitro study. *Contemporary Clinical Dentistry*, 8(3), 395-9.
15. Wadhvani, C.P., Raval, N., and Ramer, N. (2015). Peri-implant disease and cemented implant restorations: a multifactorial etiology. In C.P. Wadhvani (Ed.), *Cementation in Dental Implantology*. Bellevue: Springer, 29-47.
16. Rismanchian, M., Davoudi, A., and Shadmehr, E. (2015). Effect of using nano and micro airborne abrasive particles on bond strength of implant abutment to prosthesis. *Brazilian Dental Journal*, 26(1), 50-5.
17. Mohit, K.G., Parulekar, N., and Shantanu, J.S. (2010). Clinical considerations for cementation of implant retained crowns. *Indian Journal of Dental Advancements*, 2(2), 180-2.
18. Ferreiroa, A., Peñarrocha-Diago, M., Pradies, G., Sola-Ruiz, M.-F., and Agustín-Panadero, R. (2015). Cemented and screw-retained implant-supported single-tooth restorations in the molar mandibular region: A retrospective comparison study after an observation period of 1 to 4 years. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 7(1), 89-94.
19. Chaar, M., Att, W., and Strub, J. (2011). Prosthetic outcome of cement-retained implant-supported fixed dental restorations: a systematic review. *Journal of Oral Rehabilitation*, 38(9), 697-711.
20. Duncan, J.P., Nazarova, E., Vogiatzi, T., and Taylor, T.D. (2003). Prosthodontic complications in a prospective clinical trial of single-stage implants at 36 months. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 18(4), 561-5.
21. McMillan, A., Allen, P., and Ismail, I.B. (1998). A retrospective multicenter evaluation of single tooth implant experience at three centers in the United Kingdom. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 79(4), 410-4.
22. Wannfors, K., Smedberg, J.i. (1999). A prospective clinical evaluation of different single-tooth restoration designs on osseointegrated implants. A 3-year follow-up of Brånemark implants. *Clinical Oral Implants Research*, 10(6), 453-8.
23. Drago, C.J. (2003). A clinical study of the efficacy of gold-tite square abutment screws in cement-retained implant restorations. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 18(2), 273-8.

24. Krennmair, G., Schmidinger, S., and Waldenberger, O. (2002). Single-tooth replacement with the Frialit-2 system: a retrospective clinical analysis of 146 implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 17(1), 78-85.
25. Palmer, R., Smith, B., Palmer, P., and Floyd, P. (1997). A prospective study of Astra single tooth implants. *Clinical Oral Implants Research*, 8(3), 173-9.
26. Abraham, C.M. (2014). Suppl 1: A brief historical perspective on dental implants, their surface coatings and treatments. *The Open Dentistry Journal*, 8(1), 50-5.
27. Shulman, L., Driskell, T. (1997). Dental implants: a historical perspective. In M.S. Block, J.N. Kent, and L. Guerra (Eds.), *Implants in dentistry*. Philadelphia: Saunders, 6.
28. Brånemark, P.-I., Breine, U., Adell, R., Hansson, B., Lindström, J., and Ohlsson, Å. (1969). Intra-osseous anchorage of dental prostheses: I. Experimental studies. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery*, 3(2), 81-100.
29. Berman, C. (1989). Osseointegration. Complications. Prevention, recognition, treatment. *Dental Clinics of North America*, 33(4), 635-63.
30. Zarb, G.A., Albrektsson, T. (1991). Osseointegration: a requiem for the periodontal ligament. *International Journal Periodontics Restorative Dentistry*, 11(1), 88-91.
31. Morris, H.F., Winkler, S., and Ochi, S. (2000). The ankylos endosseous dental implant: assessment of stability up to 18 months with the Periotest. *Journal of Oral Implantology*, 26(4), 291-9.
32. Aidsman, I.K. (1977). Glossary of prosthodontic terms. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 38(1), 66-109.
33. Lemons, J.E. (2012). Dental implants. In K.J. Anusavice, C. Shen, and H.R. Rawls (Eds.), *Phillips' science of dental materials*. Twelfth edition. St. Louise: Elsevier, 307-518.
34. Cranin, A.N. (1999). *Atlas of Oral Implantology*. (Second edition). St. Louis: Mosby, 4-5.
35. Misch, C.E., Misch, C.M. (2005). Generic Root Form Component Terminology. In C.E. Misch (Ed.), *Dental Implant Prosthetics*. First edition. St. Louise: Elsevier, 32-43.
36. Shafie, H.R. (2014). General information about implant abutments. In H.R. Shafie (Ed.), *Clinical and laboratory manual of dental implant abutments*. Hong Kong: Wiley Blackwell, 17-22.
37. Giglio, G.D. (1999). Abutment selection in implant-supported fixed prosthodontics. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 19(3), 233-41.
38. Sghaireen, M.G. (2015). Fracture resistance and mode of failure of ceramic versus titanium implant abutments and single implant-supported restorations. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 17(3), 554-61.

39. Kilinç, H., Şanal, F.A., and Turgut, S. (2020). Farklı dayanak materyallerinin implant destekli tam seramik restorasyonların final rengine etkilerinin değerlendirilmesi. *Türkiye Klinikleri Dişhekimliği Bilimleri Dergisi*, 26(3), 426-33.
40. Linkevicius, T., Apse, P. (2008). Influence of abutment material on stability of peri-implant tissues: a systematic review. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 23(3), 449-56.
41. Shah, R., Aras, A., and Chitre, V. (2014). Implant-abutment selection: A literature review. *International Journal of Oral Implantology Clinical Research*, 5(2), 43-9.
42. Gosavi, S., Gosavi, S., and Alla, R. (2013). Titanium: A miracle metal in dentistry. *Trends in Biomaterials & Artificial Organs*, 27(1), 42-6.
43. Duraccio, D., Mussano, F., and Faga, M.G. (2015). Biomaterials for dental implants: current and future trends. *Journal of Materials Science*, 50(14), 4779-812.
44. Affairs, A.C.O.S. (2003). Titanium applications in dentistry. *The Journal of the American Dental Association*, 134(3), 347-9.
45. Wang, R.R., Fenton, A. (1996). Titanium for prosthodontic applications: a review of the literature. *Quintessence International*, 27(6), 401-8.
46. Pan, J., Thierry, D., and Leygraf, C. (1996). Electrochemical impedance spectroscopy study of the passive oxide film on titanium for implant application. *Electrochimica Acta*, 41(7-8), 1143-53.
47. Johansson, B.I., Bergman, B. (1995). Corrosion of titanium and amalgam couples: Effect of fluoride, area size, surface preparation and fabrication procedures. *Dental Materials*, 11(1), 41-6.
48. Osman, R.B., Swain, M.V. (2015). A critical review of dental implant materials with an emphasis on titanium versus zirconia. *Materials*, 8(3), 932-58.
49. Elias, C., Lima, J., Valiev, R., and Meyers, M. (2008). Biomedical applications of titanium and its alloys. *JOM*, 60(3), 46-9.
50. Glauser, R., Sailer, I., Wohlwend, A., Studer, S., Schibli, M., and Schärer, P. (2004). Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. *International Journal of Prosthodontics*, 17(3), 285-90.
51. Brodbeck, U. (2003). The ZiReal Post: A new ceramic implant abutment. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 15(1), 10-24.
52. Prestipino, V., Ingber, A. (1993). Esthetic high-strength implant abutments. Part I. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 5(1), 29-36.
53. Kohal, R.J., Att, W., Bächle, M., and Butz, F. (2008). Ceramic abutments and ceramic oral implants. An update. *Periodontology 2000*, 47(1), 224-43.

54. Tripodakis, A.P.D., Strub, J.R., Kappert, H.F., and Witkowski, S. (1995). Strength and mode of failure of single implant all-ceramic abutment restorations under static load. *International Journal of Prosthodontics*, 8(3), 265-72.
55. Andersson, B., Schärer, P., Simion, M., and Bergström, C. (1999). Ceramic implant abutments used for short-span fixed partial dentures: a prospective 2-year multicenter study. *International Journal of Prosthodontics*, 12(4), 318-24.
56. Yildirim, M., Edelhoff, D., Hanisch, O., and Spiekermann, H. (2000). Ceramic abutments--a new era in achieving optimal esthetics in implant dentistry. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 20(1), 81-91.
57. Yildirim, M., Fischer, H., Marx, R., and Edelhoff, D. (2003). In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 90(4), 325-31.
58. Holst, S., Blatz, M.B., Hegenbarth, E., Wichmann, M., and Eitner, S. (2005). Prosthodontic considerations for predictable single-implant esthetics in the anterior maxilla. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 63(9), 89-96.
59. Rimondini, L., Cerroni, L., Carrassi, A., and Torriceni, P. (2002). Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 17(6), 793-8.
60. Shafie, H.R., White, B.A. (2014). Implant abutment materials. In H.R. Shafie (Ed.), *Clinical and laboratory manual of dental implant abutments*. Hong Kong: Wiley Blackwell, 1-14.
61. AL-Rabab'ah, M., Hamadneh, W.a., Alsalem, I., Khraisat, A., and Abu Karaky, A. (2019). Use of high performance polymers as dental implant abutments and frameworks: a case series report. *Journal of Prosthodontics*, 28(4), 365-72.
62. Neumann, E.A.F., Villar, C.C., and França, F.M.G. (2014). Fracture resistance of abutment screws made of titanium, polyetheretherketone, and carbon fiber-reinforced polyetheretherketone. *Brazilian Oral Research*, 28(1), 1-5.
63. Wiesli, M.G., Özcan, M. (2015). High-performance polymers and their potential application as medical and oral implant materials: A review. *Implant Dentistry*, 24(4), 448-57.
64. Skirbutis, G., Dzingutė, A., Masiliūnaitė, V., Šulcaitė, G., and Žilinskas, J. (2017). A review of PEEK polymer's properties and its use in prosthodontics. *Stomatologija*, 19(1), 19-23.
65. Najeeb, S., Zafar, M.S., Khurshid, Z., and Siddiqui, F. (2016). Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *Journal of Prosthodontic Research*, 60(1), 12-9.
66. Seferli, Z., Sarıdağ, S. (2019). PEEK polimerinin diş hekimliğinde kullanımı. *Selcuk Dental Journal*, 7(2), 354-63.

67. Rahmitasari, F., Ishida, Y., Kurahashi, K., Matsuda, T., Watanabe, M., and Ichikawa, T. (2017). PEEK with reinforced materials and modifications for dental implant applications. *Dentistry Journal*, 5(4), 35-42.
68. Tunçdemir, A., Özcan, E. (2015). İmplant destekli sabit ve hareketli protetik restorasyonlar. *Mustafa Kemal Üniversitesi Tıp Dergisi*, 2(6).
69. Acar, A., İnan, Ö. (2001). İmplant destekli protezlerde okluzyon. *Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 4(1), 52-6.
70. Khalifa, N., Allen, P.F., Abu-bakr, N.H., and Abdel-Rahman, M.E. (2012). Factors associated with tooth loss and prosthodontic status among Sudanese adults. *Journal of Oral Science*, 54(4), 303-12.
71. Beumer III, J., Hamada, M.O., and Lewis, S. (1993). A prosthodontic overview. *International Journal of Prosthodontics*, 6(2), 126-30.
72. Misch, C.E. (2005). Posterior single-tooth replacement. In C.E. Misch (Ed.), *Dental Implant Prosthetics*. First edition. St. Louise: Elsevier, 349-68.
73. Hebel, K., Gajjar, R., and Hofstede, T. (2000). Single-tooth replacement: bridge vs. implant-supported restoration. *Journal Canadian Dental Association*, 66(8), 435-8.
74. Pjetursson, B.E., Brägger, U., Lang, N.P., and Zwahlen, M. (2007). Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs). *Clinical Oral Implants Research*, 18(3), 97-113.
75. Misch, C.E. (2005). Maxillary Anterior Single-Tooth Replacement. In C.E. Misch (Ed.), *Dental implant prosthetics*. First edition. St. Louise: Elsevier, 368-414.
76. Karaçay, Ş., Günaydın, Y., Akın, E., Dalkız, M., and Ortakoğlu, K. (2005). Tek diş implant uygulamalarında multidisipliner yaklaşım: olgu sunumu. *Gülhane Tıp Dergisi*, 47, 305-8.
77. Carvalho, W., Casado, P.L., Caúla, A.L., and Barboza, E.P. (2004). Implants for single first molar replacement: important treatment concerns. *Implant Dentistry*, 13(4), 328-35.
78. Priest, G.F. (1996). Failure rates of restorations for single-tooth replacement. *International Journal of Prosthodontics*, 9(1), 38-45.
79. Özkurt, Z., Çapa, N., Kazazoğlu, E., and Başal, N. (2007). Üst çene ön bölgedeki tek diş eksikliklerinde uygulanan implant destekli sabit restorasyonlar. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 10(2), 128-34.
80. Gümrü, O., Kasaboğlu, Ç., and Aydın, M. (1995). Ön bölge tek diş eksikliğinde implant uygulamaları. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 12(1), 79-82.

81. Salinas, T.J., Block, M.S., and Sadan, A. (2004). Fixed partial denture or single-tooth implant restoration? Statistical considerations for sequencing and treatment. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 62(2), 2-16.
82. Sclar, A.G. (2004). Strategies for management of single-tooth extraction sites in aesthetic implant therapy. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 62(2), 90-105.
83. Wittneben, J.G., Joda, T., Weber, H.P., and Brägger, U. (2017). Screw retained vs. cement retained implant-supported fixed dental prosthesis. *Periodontology 2000*, 73(1), 141-51.
84. Lee, A., Okayasu, K., and Wang, H.-L. (2010). Screw-versus cement-retained implant restorations: current concepts. *Implant Dentistry*, 19(1), 8-15.
85. Shetty, S., Garg, A., and Shenoy, K.K. (2014). Principles of screw-retained and cement-retained fixed implant prosthesis: A critical review. *Journal of Interdisciplinary Dentistry*, 4(3), 123-9.
86. Shadid, R., Sadaqa, N. (2012). A comparison between screw-and cement-retained implant prostheses. A literature review. *Journal of Oral Implantology*, 38(3), 298-307.
87. Nissan, J., Narobai, D., Gross, O., Ghelfan, O., and Chaushu, G. (2011). Long-term outcome of cemented versus screw-retained implant-supported partial restorations. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 26(5), 1102-7.
88. Lemos, C., Batista, V., Almeida, D., Junior, J., Verri, F.R., and Pellizzer, E.P. (2016). Evaluation of cement-retained versus screw-retained implant-supported restorations for marginal bone loss: a systematic review and meta-analyses. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(4), 419-27.
89. Millen, C., Brägger, U., and Wittneben, J.-G. (2015). Influence of prosthesis type and retention mechanism on complications with fixed implant-supported prostheses: a systematic review applying multivariate analyses. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 30(1), 110-24.
90. Weber, H.-P., Sukotjo, C. (2007). Does the type of implant prosthesis affect outcomes in the partially edentulous patient? *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 22(7), 140-72.
91. Hebel, K.S., Gajjar, R.C. (1997). Cement-retained versus screw-retained implant restorations: achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 77(1), 28-35.
92. Nematollahi, F., Beyabanaki, E., and Alikhasi, M. (2016). Cement selection for cement-retained implant-supported prostheses: A literature review. *Journal of Prosthodontics*, 25(7), 599-606.
93. Jorgensen, K.D. (1955). The relation between retention and angle of convergence in cemented veneer crowns. *Acta Odontologica Scandinavica*, 13(1), 35-40.

94. Michalakakis, K.X., Pissiotis, A.L., and Hirayama, H. (2000). Cement failure loads of 4 provisional luting agents used for the cementation of implant-supported fixed partial dentures. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 15(4), 545-9.
95. Lorey, R.E., Myers, G.E. (1968). The retentive qualities of bridge retainers. *The Journal of the American Dental Association*, 76(3), 568-72.
96. Kaufman, E.G., Coelho, D.H., and Colin, L. (1961). Factors influencing the retention of cemented gold castings. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 11(3), 487-502.
97. Asar, N.V., Kirman, E.A. (2018). İmplant Destekli Sabit Protezlerde Simantasyon. *Uluslararası Diş Hekimliği Bilimleri Dergisi*, (2), 71-80.
98. Diaz-Arnold, A.M., Vargas, M.A., and Haselton, D.R. (1999). Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *Journal of prosthetic dentistry*, 81(2), 135-41.
99. Braga, R.R. (2019). Materials for adhesion and luting. In R. Sakaguchi, J. Ferracane, and J. Powers (Eds.), *Craig's restorative dental materials*. Fourteenth edition. St. Louis: Elsevier, 273-94.
100. Rosenstiel, S., Land, M., and Fujimoto, J. (2016). Luting agents and cementation procedures. In S. Rosenstiel, M. Land, and J. Fujimoto (Eds.), *Contemporary Fixed Prosthodontics*. Fifth edition. St. Louis: Elsevier, 774-92.
101. Wadhvani, C. (2015). Complications related to cemented implant restoration. In S.J. Froum (Ed.), *Dental Implant Complications: Etiology, Prevention, and Treatment*. Singapore: Wiley Blackwell, 187-208.
102. Wadhvani, C., Schwedhelm, E., Tarica, D.Y., and Chung, K.-H. (2015). İmplant luting cements. In C. Wadhvani (Ed.), *Cementation in Dental Implantology*. Heidelberg: Springer-Verlag, 47-83.
103. Korsch, M., Obst, U., and Walther, W. (2014). Cement-associated peri-implantitis: a retrospective clinical observational study of fixed implant-supported restorations using a methacrylate cement. *Clinical Oral Implants Research*, 25(7), 797-802.
104. Gültekin, P., Gültekin, B.A. (2012). Farklı simanların implantüstü kuron protezlerinin tutuculuğuna etkisi. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry*, 46(1), 43-52.
105. Kurtoğlu, C. (2012). Geleneksel ve adeziv dental simanlar hakkında bir derleme çalışması. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 22(2), 205-16.
106. Wadhvani, C., Piñeyro, A.F. (2012). Implant cementation: clinical problems and solutions. *Dentistry Today*, 31(1), 56-63.
107. Tarica, D.Y., Alvarado, V.M., and Truong, S.T. (2010). Survey of United States dental schools on cementation protocols for implant crown restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 103(2), 68-79.
108. Lad, P.P., Kamath, M., Tarale, K., and Kusugal, P.B. (2014). Practical clinical considerations of luting cements: A review. *Journal of International Oral Health: JIOH*, 6(1), 116-20.

109. Farzin, M., Torabi, K., Ahangari, A.H., and Derafshi, R. (2014). Effect of abutment modification and cement type on retention of cement-retained implant supported crowns. *Journal of Dentistry*, 11(3), 256-62.
110. Jugdev, J., Borzabadi-Farahani, A., and Lynch, E. (2014). 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. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 29(4), 784-90.
111. Michalakis, K., Pissiotis, A.L., Kang, K., Hirayama, H., Garefis, P.D., and Petridis, H. (2007). The effect of thermal cycling and air abrasion on cement failure loads of 4 provisional luting agents used for the cementation of implant-supported fixed partial dentures. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 22(4), 569-74.
112. Jarjoura, I. (2008). Dental cements. In W.J. O'Brien (Ed.), *Dental materials and their selection*. Fourth edition. Chicago: Quintessence, 134-60.
113. Walls, A. (1986). Glass polyalkenoate (glass-ionomer) cements: a review. *Journal of Dentistry*, 14(6), 231-46.
114. Hill, E.E. (2007). Dental cements for definitive luting: a review and practical clinical considerations. *Dental Clinics of North America*, 51(3), 643-58.
115. Squier, R.S. (2002). *Retentiveness of dental cements used with metallic implant components*, Master Thesis, Connecticut University, New York, 17-21.
116. Ladha, K., Verma, M. (2010). Conventional and contemporary luting cements: an overview. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 10(2), 79-88.
117. Blatz, M.B., Sadan, A., and Kern, M. (2003). Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 89(3), 268-74.
118. Krämer, N., Lohbauer, U., and Frankenberger, R. (2000). Adhesive luting of indirect restorations. *American Journal of Dentistry*, 13(Spec No), 60D-76D.
119. Anusavice, K. (2003). Informatics systems to assess and apply clinical research on dental restorative materials. *Advances in Dental Research*, 17(1), 43-8.
120. Gultekin, P., Gultekin, B.A., Aydin, M., and Yalcin, S. (2013). Cement selection for implant-supported crowns fabricated with different luting space settings. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 22(2), 112-9.
121. Kapoor, R., Singh, K., Kaur, S., and Arora, A. (2016). Retention of implant supported metal crowns cemented with different luting agents: a comparative invitro study. *Journal of Clinical and Diagnostic Research: JCDR*, 10(4), 61-4.
122. Schwarz, S., Schröder, C., Corcodel, N., Hassel, A.J., and Rammelsberg, P. (2012). Retrospective comparison of semipermanent and permanent cementation of implant-supported single crowns and FDPs with regard to the incidence of survival and complications. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 14(1), 151-8.

123. Le Guéhennec, L., Soueidan, A., Layrolle, P., and Amouriq, Y. (2007). Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dental Materials*, 23(7), 844-54.
124. Yan Guo, C., Tin Hong Tang, A., and Pekka Matinlinna, J. (2012). Insights into surface treatment methods of titanium dental implants. *Journal of Adhesion Science and Technology*, 26(1-3), 189-205.
125. Wennerberg, A., Hallgren, C., Johansson, C., and Danelli, S. (1998). A histomorphometric evaluation of screw-shaped implants each prepared with two surface roughnesses. *Clinical Oral Implants Research*, 9(1), 11-19.
126. Sul, Y.-T., Johansson, C., Wennerberg, A., Cho, L.-R., Chang, B.-S., and Albrektsson, T. (2005). Optimum Surface Properties of Oxidized Implants for Reinforcement of Osseointegration: Surface Chemistry, Oxide Thickness, Porosity, Roughness, and Crystal Structure. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 20(3), 349-59.
127. Sul, Y.T., Kang, B.S., Johansson, C., Um, H.S., Park, C.J., and Albrektsson, T. (2009). The roles of surface chemistry and topography in the strength and rate of osseointegration of titanium implants in bone. *Journal of Biomedical Materials Research Part A: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 89(4), 942-50.
128. Ren, Y.-F., Amin, A., and Malmstrom, H. (2009). Effects of tooth whitening and orange juice on surface properties of dental enamel. *Journal of Dentistry*, 37(6), 424-31.
129. ISO4287. (1997). Geometrical Product Specifications (GPS)—Surface Texture: Profile Method—Terms, Definitions and Surface Texture Parameters. *International Organization for Standardization: Geneva, Switzerland*.
130. Martínez-Gomis, J., Bizar, J., Anglada, J.M., Samsó, J., and Peraire, M. (2003). Comparative evaluation of four finishing systems on one ceramic surface. *International Journal of Prosthodontics*, 16(1), 74-7.
131. Whitehead, S., Shearer, A., Watts, D., and Wilson, N. (1995). Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic. *Journal of Oral Rehabilitation*, 22(6), 421-7.
132. Abreu, A., Loza, M.A., Elias, A., Mukhopadhyay, S., Looney, S., and Rueggeberg, F.A. (2009). Tensile bond strength of an adhesive resin cement to different alloys having various surface treatments. *The Journal of prosthetic dentistry*, 101(2), 107-18.
133. Jemat, A., Ghazali, M.J., Razali, M., and Otsuka, Y. (2015). Effects of surface treatment on titanium alloys substrate by acid etching for dental implant. *Materials Science Forum*, 819, 347-52.

134. Kurt, M., Külünk, T., Ural, Ç., Külünk, Ş., Danişman, Ş., and Savaş, S. (2013). The effect of different surface treatments on cement-retained implant-supported restorations. *Journal of Oral Implantology*, 39(1), 44-51.
135. Ustun, O., Akar, T., and Kirmali, O. (2019). A Comparative Study of Laser Irradiation Versus Sandblasting in Improving the Bond Strength of Titanium Abutments. *Photobiomodulation, Photomedicine, and Laser Surgery*, 37(8), 465-72.
136. Liu, X., Chu, P.K., and Ding, C. (2004). Surface modification of titanium, titanium alloys, and related materials for biomedical applications. *Materials Science and Engineering: R: Reports*, 47(3-4), 49-121.
137. Geçkili, O., Mumcu, E., Bural, C., Bilhan, H., and Bilgin, T. (2010). Dental implant yüzeylerinde osseointegrasyonun geliştirilmesi için yapılan modifikasyonlar. *Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 34(3-4), 60-9.
138. Günay, A., Durakbaşı, N., and Katiboğlu, A.B. (2013). Dental implantolojide kullanılan G4 saf titanyum implantların kumlama ve asitleme teknikleriyle oluşturulan yüzey modifikasyonlarının imalat aşamalarını ele alarak değerlendirmesi. *Mühendis ve Makina Dergisi*, 54(641), 36-43.
139. Liu, Y., Rath, B., Tingart, M., and Eschweiler, J. (2020). Role of implants surface modification in osseointegration: A systematic review. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, 108(3), 470-84.
140. He, W., Yin, X., Xie, L., Liu, Z., Li, J., Zou, S., and Chen, J. (2019). Enhancing osseointegration of titanium implants through large-grit sandblasting combined with micro-arc oxidation surface modification. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 30(6), 1-11.
141. Park, J.Y., Davies, J.E. (2000). Red blood cell and platelet interactions with titanium implant surfaces. *Clinical Oral Implants Research*, 11(6), 530-9.
142. Scacchi, M. (2000). The development of the ITI® dental implant system: Part 1: A review of the literature. *Clinical Oral Implants Research: Chapter 1*, 11, 8-21.
143. Caulier, H., Vercaigne, S., Naert, I., Van Der Waerden, J., Wolke, J., Kalk, W., and Jansen, J. (1997). The effect of Ca-P plasma-sprayed coatings on the initial bone healing of oral implants: An experimental study in the goat. *Journal of Biomedical Materials Research*, 34(1), 121-8.
144. Sadig, W.M., Al Harbi, M.W. (2007). Effects of surface conditioning on the retentiveness of titanium crowns over short implant abutments. *Implant Dentistry*, 16(4), 387-96.
145. Sahu, N., Lakshmi, N., Azhagarasan, N., Agnihotri, Y., Rajan, M., and Hariharan, R. (2014). Comparison of the effect of implant abutment surface modifications on retention of implant-supported restoration with a polymer based cement. *Journal of Clinical and Diagnostic Research: JCDR*, 8(1), 239-42.
146. Ellingsen, J.E., Thomsen, P., and Lyngstadaas, S.P. (2006). Advances in dental implant materials and tissue regeneration. *Periodontology 2000*, 41(1), 136-56.

147. Tiller, H. (1985). Sandblasting process and its use in surface conditioning of dental alloys (I). *Quintessenz*, 36, 1927-34.
148. Kern, M., Thompson, V. (1993). Sandblasting and silica-coating of dental alloys: volume loss, morphology and changes in the surface composition. *Dental Materials*, 9(3), 155-61.
149. Iwaya, Y., Machigashira, M., Kanbara, K., Miyamoto, M., Noguchi, K., Izumi, Y., and Ban, S. (2008). Surface properties and biocompatibility of acid-etched titanium. *Dental Materials Journal*, 27(3), 415-21.
150. Bagno, A., Di Bello, C. (2004). Surface treatments and roughness properties of Ti-based biomaterials. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 15(9), 935-49.
151. Schiff, N., Grosogeat, B., Lissac, M., and Dalard, F. (2002). Influence of fluoride content and pH on the corrosion resistance of titanium and its alloys. *Biomaterials*, 23(9), 1995-2002.
152. Straumanis, M., Chen, P. (1951). The corrosion of titanium in acids—the rate of dissolution in sulfuric, hydrochloric, hydrobromic and hydroiodic acids. *Corrosion*, 7(7), 229-37.
153. Kulkarni, M., Mazare, A., Schmuki, P., and Iglič, A. (2014). Biomaterial surface modification of titanium and titanium alloys for medical applications. *Nanomedicine*, 111, 111-36.
154. Nouri, A., Wen, C. (2015). Introduction to surface coating and modification for metallic biomaterials. In C. Wen (Ed.), *Surface Coating and Modification of Metallic Biomaterials*. First edition. UK: Woodhead Publishing, 3-60.
155. Wang, J. (2012). Surface preparation techniques for biomedical applications. In *Coatings for Biomedical Applications*. Elsevier, 143-175.
156. Chou, W.-C., Wang, R.C.-C., Liu, C., Yang, C.-Y., and Lee, T.-M. (2017). Surface modification of direct-current and radio-frequency oxygen plasma treatments enhance cell biocompatibility. *Materials*, 10(11), 1223-40.
157. Huang, C.-F., Cheng, H.-C., Liu, C.-M., Chen, C.-C., and Ou, K.-L. (2009). Microstructure and phase transition of biocompatible titanium oxide film on titanium by plasma discharging. *Journal of Alloys and Compounds*, 476(1-2), 683-8.
158. Kakaboura, A., Fragouli, M., Rahiotis, C., and Silikas, N. (2007). Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 18(1), 155-63.
159. Bourauel, C., Fries, T., Drescher, D., and Plietsch, R. (1998). Surface roughness of orthodontic wires via atomic force microscope, laser specular reflectance, and profilometry. *The European Journal of Orthodontics*, 20(1), 79-92.

160. Chappard, D., Degasne, I., Hure, G., Legrand, E., Audran, M., and Basle, M. (2003). Image analysis measurements of roughness by texture and fractal analysis correlate with contact profilometry. *Biomaterials*, 24(8), 1399-407.
161. Joniot, S., Salomon, J.P., Dejou, J., and Grégoire, G. (2006). Use of two surface analyzers to evaluate the surface roughness of four esthetic restorative materials after polishing. *Operative Dentistry*, 31(1), 39-46.
162. Felekoğlu, B., Güllü, D. (2006). Klinker incelemelerinde optik mikroskop ve görüntü işleme tekniklerinin kullanılması. *İMO Teknik Dergi*, 247, 3761-70.
163. Okumuş, M., Bülbül, B. (2020). Mekanik alaşımlama metodu ile üretilen Al-4.5 Cu/SiC kompozitin termal ve mikroyapısal özelliklerinin incelenmesi. *Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Dergisi Part C: Tasarım ve Teknoloji*, 8(2), 405-17.
164. Akin, H., Guney, U. (2012). Effect of various surface treatments on the retention properties of titanium to implant restorative cement. *Lasers in Medical Science*, 27(6), 1183-7.
165. Mironov, V.L. (2004). *Fundamentals of scanning probe microscopy*. (Third edition). Nizhniy Novgorod: NT-MDT, 52-74.
166. Demirel, F., Yüksel, G., Muhtarogulları, M., and Çekiç, C. (2005). Effect of topical fluorides and citric acid on heat-pressed all-ceramic material. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 25(3), 277-81.
167. Silikas, N., Watts, D., England, K., and Jandt, K. (1999). Surface fine structure of treated dentine investigated with tapping mode atomic force microscopy (TMAFM). *Journal of Dentistry*, 27(2), 137-44.
168. Tholt, B., Miranda-Júnior, W.G., Prioli, R., Thompson, J., and Oda, M. (2006). Surface roughness in ceramics with different finishing techniques using atomic force microscope and profilometer. *Operative Dentistry*, 31(4), 442-9.
169. Alaçakir, A., Tan, E., Aladli, F., Pervan, O., and Güven, O. (1995). Investigation of morphological effects of gamma irradiation on secondary coating surface of optical fibers by atomic force microscopy. *Radiation Physics and Chemistry*, 46(4-6), 1295-1298.
170. De Munck, J.d., Van Landuyt, K., Peumans, M., Poitevin, A., Lambrechts, P., Braem, M., and Van Meerbeek, B. (2005). A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *Journal of Dental Research*, 84(2), 118-32.
171. Bidez, M.W., Misch, C.E. (1992). Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. *The Journal of Oral Implantology*, 18(3), 264-74.
172. Van Meerbeek, B., Peumans, M., Poitevin, A., Mine, A., Van Ende, A., Neves, A., and De Munck, J. (2010). Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dental Materials*, 26(2), 100-21.

173. Guess, P.C., Kuliš, A., Witkowski, S., Wolkewitz, M., Zhang, Y., and Strub, J.R. (2008). Shear bond strengths between different zirconia cores and veneering ceramics and their susceptibility to thermocycling. *Dental Materials*, 24(11), 1556-67.
174. Al-Dohan, H.M., Yaman, P., Dennison, J.B., Razzoog, M.E., and Lang, B.R. (2004). Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 91(4), 349-55.
175. Saito, A., Komine, F., Blatz, M.B., and Matsumura, H. (2010). A comparison of bond strength of layered veneering porcelains to zirconia and metal. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 104(4), 247-57.
176. Chadwick, R., Mason, A., and Sharp, W. (1998). Attempted evaluation of three porcelain repair systems--what are we really testing? *Journal of Oral Rehabilitation*, 25(8), 610-5.
177. Della Bona, A., Van Noort, R. (1995). Shear vs. tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. *Journal of Dental Research*, 74(9), 1591-6.
178. Filho, A.M., Vieira, L.C.C., Araújo, É., and Monteiro Júnior, S. (2004). Effect of different ceramic surface treatments on resin microtensile bond strength. *Journal of Prosthodontics*, 13(1), 28-35.
179. ISO9693. (1999). Metal-ceramic dental restorative systems. *International Organization for Standardization: Geneva, Switzerland*.
180. White, S., Miklus, V., McLaren, E., Lang, L., and Caputo, A. (2005). Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 94(2), 125-31.
181. ISO11405. (2003). Dental materials—testing of adhesion to tooth structure. *International Organization for Standardization: Geneva, Switzerland*.
182. Park, J.-H., Choi, Y.-S. (2016). Microtensile bond strength and micromorphologic analysis of surface-treated resin nanoceramics. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 8(4), 275-84.
183. Sirisha, K., Rambabu, T., Ravishankar, Y., and Ravikumar, P. (2014). Validity of bond strength tests: A critical review-Part I. *Journal of conservative dentistry: JCD*, 17(4), 305-311.
184. Braga, R.R., Meira, J.B., Boaro, L.C., and Xavier, T.A. (2010). Adhesion to tooth structure: a critical review of “macro” test methods. *Dental Materials*, 26(2), 38-49.
185. Yıldırım, A.G.D.M.P., Bayındır, F. (2013). Protetik diş tedavisinde hızlı prototip üretim teknolojileri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 23(3), 430-435.
186. Gervais, M.J., Wilson, P.R. (2007). A rationale for retrievability of fixed, implant-supported prostheses: a complication-based analysis. *International Journal of Prosthodontics*, 20(1), 13-24.

187. Farina, A.P., Spazzin, A.O., Maria Costa Nuñez Pantoja, J., Leonardo Xediek Consani, R., and Mesquita, M.F. (2012). An in vitro comparison of joint stability of implant-supported fixed prosthetic suprastructures retained with different prosthetic screws and levels of fit under masticatory simulation conditions. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 27(4), 833-8.
188. Santosa, R.E., Martin, W., and Morton, D. (2010). 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. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 25(6), 1145-52.
189. Assenza, B., Scarano, A., Leghissa, G., Carusi, G., Thams, U., Roman, F.S., and Piattelli, A. (2005). Screw-vs Cement-implant-retained Restorations: An Experimental Study in the Beagle. Part 1. Screw and Abutment Loosening. *Journal of Oral Implantology*, 31(5), 242-6.
190. Chee, W., Jivraj, S. (2006). Screw versus cemented implant supported restorations. *British Dental Journal*, 201(8), 501-7.
191. Assaf, M., Alaa'Z, A.G. (2014). Screw-retained crown restorations of single implants: A step-by-step clinical guide. *European Journal of Dentistry*, 8(4), 563-70.
192. Wood, M.R., Vermilyea, S.G. (2004). A review of selected dental literature on evidence-based treatment planning for dental implants: report of the committee on research in fixed prosthodontics of the academy of fixed prosthodontics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 92(5), 447-62.
193. Zarone, F., Sorrentino, R., Traini, T., and Caputi, S. (2007). Fracture resistance of implant-supported screw-versus cement-retained porcelain fused to metal single crowns: SEM fractographic analysis. *Dental Materials*, 23(3), 296-301.
194. Krithikadatta, J., Gopikrishna, V., and Datta, M. (2014). CRIS Guidelines (Checklist for Reporting In-vitro Studies): A concept note on the need for standardized guidelines for improving quality and transparency in reporting in-vitro studies in experimental dental research. *Journal of Conservative Dentistry: JCD*, 17(4), 301-4.
195. Henriksson, K., Jemt, T. (2003). Evaluation of custom-made procera ceramic abutments for single-implant tooth replacement: a prospective 1-year follow-up study. *International Journal of Prosthodontics*, 16(6), 626-30.
196. Ünver, S., Güngör, M.B., and Nemli, S.K. (2012). Dental implantlarda protetik komplikasyonlar. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*, 6(1), 1109-18.
197. Theoharidou, A., Petridis, H.P., Tzannas, K., and Garefis, P. (2008). Abutment screw loosening in single-implant restorations: a systematic review. *International Journal Oral & Maxillofacial Implants*, 23(4), 681-90.
198. Razzoog, M.E., Rubenstein, J. (2003). Intraoral implant applications. In P. Worthington, B.R. Lang, and J. Rubenstein (Eds.), *Osseointegration in dentistry: an overview*. Second edition. Chicago: Quintessence, 37-49.

199. Merz, B.R., Hunenbart, S., and Belser, U.C. (2000). Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 15(4), 519-26.
200. Norton, M.R. (1997). An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. *Clinical Oral Implants Research*, 8(4), 290-8.
201. Balfour, A., O'Brien, G.R. (1995). Comparative study of antirotational single tooth abutments. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 73(1), 36-43.
202. Gehrke, P., Johansson, D., Fischer, C., Stawarczyk, B., and Beuer, F. (2015). In vitro fatigue and fracture resistance of one-and two-piece CAD/CAM zirconia implant abutments. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 30(3), 546-54.
203. Johnson, T.B., Siderits, B., Nye, S., Jeong, Y.-H., Han, S.-H., Rhyu, I.-C., Han, J.-S., Deguchi, T., Beck, F.M., and Kim, D.-G. (2018). Effect of guided bone regeneration on bone quality surrounding dental implants. *Journal of Biomechanics*, 80, 166-70.
204. Kayumov, R., Pyun, Y.S., Suh, C.M., and Murakami, R. (2014). Mechanical and fatigue characteristics of Ti-6Al-4V extra low interstitial and solution-treated and annealed alloys after ultrasonic nanocrystal surface modification treatment. *Journal of Nanoscience and Nanotechnology*, 14(12), 9430-5.
205. Kaleli, N., Saraç, D. (2016). Farklı tekniklerle elde edilen metal-seramik restorasyonlarda farklı yüzeylerde marjinal uyumun değerlendirilmesi. *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 15(1), 25-34.
206. Wataha, J.C., Messer, R.L. (2004). Casting alloys. *Dental Clinics*, 48(2), 499-512.
207. Roberts, H.W., Berzins, D.W., Moore, B.K., and Charlton, D.G. (2009). Metal-ceramic alloys in dentistry: a review. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 18(2), 188-94.
208. Mehl, C., Harder, S., Steiner, M., Vollrath, O., and Kern, M. (2013). Influence of cement film thickness on the retention of implant-retained crowns. *Journal of Prosthodontics*, 22(8), 618-25.
209. Uçar, Y., Gürbüz, G., and Erken, O. (2015). Diş hekimliğinde lazer sinterizasyon ve diğer tabakalı üretim yöntemleri. *Türkiye Klinikleri*, 1(1), 13-22.
210. Simchi, A. (2006). Direct laser sintering of metal powders: Mechanism, kinetics and microstructural features. *Materials Science and Engineering*, 428(1-2), 148-58.
211. Özyılmaz, Ö.Y. (2017). Effect of luting space and cements on retention of implant supported crowns fabricated by laser sintering. *Selcuk Dental Journal*, 4(1), 10-6.
212. Kunt, G.E., Ceylan, G., Yilmaz, N., and Küçük, B. (2011). Luting agent effectiveness on implant crown retention. *International Journal of Oral Implantology & Clinical Research*, 2(1), 7-11.

213. de Campos, T.N., Adachi, L.K., Miashiro, K., Yoshida, H., Shinkai, R.S., Neto, P.T., and Moreira Arantes Frigerio, M.L. (2010). Effect of surface topography of implant abutments on retention of cemented single-tooth crowns. *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 30(4), 409-13.
214. Cano-Batalla, J., Soliva-Garriga, J., Campillo-Funollet, M., Muñoz-Viveros, C.A., and Giner-Tarrida, L. (2012). Influence of abutment height and surface roughness on in vitro retention of three luting agents. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 27(1), 36-41.
215. Ajay, R., Rakshagan, V., Kamatchi, M., SelvaBalaji, A., Sivakumar, J.S.K., and Kumar, M.S. (2019). Effect of implant abutment acid etching on the retention of crowns luted with different cements: An in vitro comparative evaluation. *Journal of Pharmacy & Bioallied Sciences*, 11(2), 360-4.
216. Özcan, M., Pfeiffer, P., and Nergiz, I. (1998). A brief history and current status of metal-and ceramic surface-conditioning concepts for resin bonding in dentistry. *Quintessence International*, 29(11), 713-24.
217. Amaral, R., Özcan, M., Bottino, M.A., and Valandro, L.F. (2006). Microtensile bond strength of a resin cement to glass infiltrated zirconia-reinforced ceramic: the effect of surface conditioning. *Dental Materials*, 22(3), 283-90.
218. Duske, K., Koban, I., Kindel, E., Schröder, K., Nebe, B., Holtfreter, B., Jablonowski, L., Weltmann, K.D., and Kocher, T. (2012). Atmospheric plasma enhances wettability and cell spreading on dental implant metals. *Journal of Clinical Periodontology*, 39(4), 400-7.
219. Uludamar, A., Kulak-Ozkan, Y. (2012). Siman tutuculu implant destekli restorasyonlarda siman seçimi. *Cumhuriyet Dental Journal*, 15(2), 166-74.
220. Breeding, L.C., Dixon, D.L., Bogacki, M.T., and Tietge, J.D. (1992). Use of luting agents with an implant system: Part I. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 68(5), 737-41.
221. Heinemann, F., Mundt, T., and Biffar, R. (2006). Retrospective evaluation of temporary cemented, tooth and implant supported fixed partial dentures. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 34, 86-90.
222. Grajower, R., Lewinstein, I. (1983). A mathematical treatise on the fit of crown castings. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 49(5), 663-74.
223. Wadhwani, C., Piñeyro, A. (2016). Implant cementation, step by step. *International Dentistry*, 8(1), 28-31.
224. Wu, J.C., Wilson, P.R. (1994). Optimal cement space for resin luting cements. *International Journal of Prosthodontics*, 7(3), 209-15.
225. Wadhwani, C., Hess, T., Piñeyro, A., Opler, R., and Chung, K.-H. (2012). Cement application techniques in luting implant-supported crowns: a quantitative and qualitative survey. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 27(4), 859-64.

226. Çakan, U., Gultekin, P., Guncu, M., and Canay, S. (2014). Effect of screw access channel filling materials on uniaxial retentive force of cement-retained implant restorations. *Australian Dental Journal*, 59(1), 65-9.
227. Moráñez, O.D., Belser, U.C. (2010). The use of polytetrafluoroethylene tape for the management of screw access channels in implant-supported prostheses. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 103(3), 189-91.
228. Scrabeck, J.G., Eames, W.B., and Noonan, J.E. (1987). A method for uniform seating pressure on castings during cementation. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 57(5), 537-9.
229. Zortuk, M., Bolpaca, P., Kilic, K., Ozdemir, E., and Aguloglu, S. (2010). Effects of finger pressure applied by dentists during cementation of all-ceramic crowns. *European Journal of Dentistry*, 4(4), 383-8.
230. Safari, S., Ghavam, F.H., Amini, P., and Yaghmaei, K. (2018). Effects of abutment diameter, luting agent type, and re-cementation on the retention of implant-supported CAD/CAM metal copings over short abutments. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 10(1), 1-7.
231. Tekçe, N. (2013). In vitro bağlanma dayanım testleri ile klinik çalışmalar arasındaki ilişki. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 34(2), 57-65.
232. Gönüldaş, F., Öztaş, D., and Ayalp, D.G. (2014). İmplant destekli sabit protezlerde farklı yapıştırma simanlarının çekme dirençlerinin karşılaştırılması. *Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 41(3), 151-7.
233. Klocke, A., Kahl-Nieke, B. (2005). Influence of cross-head speed in orthodontic bond strength testing. *Dental Materials*, 21(2), 139-44.
234. Garg, P., Gupta, G., Prithviraj, D., and Pujari, M. (2013). Retentiveness of various luting agents used with implant-supported prostheses: a preliminary in vitro study. *International Journal of Prosthodontics*, 26(1), 82-4.
235. Külünk, Ş., Saraç, D., and Saraç, Ş. (2006). Simanların dentine makaslama bağlanma dayanımı üzerinde aşırı duyarlılık giderici ajanların etkisi. *Hacettepe Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 30(2), 83-9.
236. Diaz-Arnold, A., Williams, V., and Aquilino, S. (1991). The effect of film thickness on the tensile bond strength of a prosthodontic adhesive. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 66(5), 614-8.
237. Rödiger, M., Rinke, S., Ehret-Kleinau, F., Pohlmeier, F., Lange, K., Bürgers, R., and Gersdorff, N. (2014). Evaluation of removal forces of implant-supported zirconia copings depending on abutment geometry, luting agent and cleaning method during re-cementation. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 6(3), 233-40.
238. Juntavee, N., Millstein, P.L. (1992). Effect of surface roughness and cement space on crown retention. *The Journal of prosthetic dentistry*, 68(3), 482-6.

239. Van Meerbeek, B., Inokoshi, S., Davidson, C., De Gee, A., Lambrechts, P., Braem, M., and Vanherle, G. (1994). Dual cure luting composites–part II: clinically related properties. *Journal of Oral Rehabilitation*, 21(1), 57-66.
240. Lepe, X., Bales, D.J., and Johnson, G.H. (1999). Retention of provisional crowns fabricated from two materials with the use of four temporary cements. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 81(4), 469-75.
241. Linkevicius, T., Caplikas, A., Dumbryte, I., Linkeviciene, L., and Svediene, O. (2019). Retention of zirconia copings over smooth and airborne-particle-abraded titanium bases with different resin cements. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 121(6), 949-54.
242. Elias, C.N., Oshida, Y., Lima, J.H.C., and Muller, C.A. (2008). Relationship between surface properties (roughness, wettability and morphology) of titanium and dental implant removal torque. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 1(3), 234-242.
243. Canah, Ş., Gülay, U., Tulunoğlu, İ., and Hersek, N. (1997). Farklı yüzey işlemleri uygulanan nikel-krom alaşımına üç tip simanın bağlantısının incelenmesi. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 14(1-2), 41-6.
244. Tsuchimoto, Y., Yoshida, Y., Takeuchi, M., Mine, A., Yatani, H., Tagawa, Y.-i., Van Meerbeek, B., Suzuki, K., and Kuboki, T. (2006). Effect of surface pre-treatment on durability of resin-based cements bonded to titanium. *Dental Materials*, 22(6), 545-52.
245. Duleba, B., Greškovič, F., and Sikora, J. (2011). Materials and finishing methods of DMLS manufactured parts. *Transfer Inovácií*, 21, 143-8.
246. Śmielak, B., Gołębiowski, M., and Klimek, L. (2015). The influence of abutment surface treatment and the type of luting cement on shear bond strength between titanium/cement/zirconia. *Advances in Materials Science and Engineering*, 2015, 1-8.



ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : KURTOĞLU, Cansu
Uyruğu : T.C.

Eğitim

Derecesi	Eğitim Birimi	Mezuniyet Tarihi
Uzmanlık	Gazi Üniversitesi/Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı	Devam Ediyor
Lisans	Hacettepe Üniversitesi/Diş Hekimliği Fakültesi	2016
Lise	Ankara Atatürk Anadolu Lisesi	2011

Yabancı Dil

İngilizce

Yayınlar

1. Kurtoğlu, C., Asar, N. V. Diş-implant destekli sabit protezler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. (Baskıda). DOI:10.17567/ataunidfd.984621
2. Çakır, C., Asar N. V. (2019). *Endodontik tedavili dişin CAD/CAM ile üretilen endokron restorasyonu ile rehabilitasyonu*. TDB 24. Uluslararası Dişhekimliği Kongresi, İstanbul, (Poster).

Kongreler ve Kurslar

1. Hacettepe Üniversitesi Sertifikası: Röntgen Cihazı Kullanım Kursu 2016
2. TDB 24. Uluslararası Dişhekimliği Kongresi 2018
3. TDB 25. Uluslararası Dişhekimliği Kongresi 2019



GAZİLİ OLMAK AYRICALIKTIR..