



T.C.

TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİ UYGULANAN Tİ-BASE
ABUTMENTLERİN ZİRKONYUMLA OLAN TUTUCULUĞUNUN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Hazırlayan

Melike KARADENİZ

Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı

Uzmanlık Tezi

Danışman

Dr. Öğr. Üyesi İlknur USTA KUTLU

TOKAT- 2024



T.C.

TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİ UYGULANAN Tİ-BASE
ABUTMENTLERİN ZİRKONYUMLA OLAN TUTUCULUĞUNUN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Hazırlayan

Melike KARADENİZ

Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı

Uzmanlık Tezi

Danışman

Dr. Öğr. Üyesi İlknur USTA KUTLU

TOKAT- 2024

BİLİMSEL ETİK SAYFASI

T.C.

TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI'NA

Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Lisansüstü Enstitüsü tez yazım kılavuzuna uygun olarak, Dr. Öğr. Üyesi İlknur USTA KUTLU'nun danışmanlığında hazırladığım " Farklı Yüzey İşlemleri Uygulanan Ti-Base Abutmentların Zirkonyumla Olan Tutuculuğunun Değerlendirilmesi" adlı uzmanlık tezimin Çalışmanın bilimsel etik ilkelere ve kurallara uygun olduğunu , çalışmada bana ait olmayan herhangi bir veri, fikir ve bulguya atıfta bulunduğumu ve kaynaklarını gösterdiğimi, aksinin ortaya çıkması durumunda her türlü yasal yaptırımını kabul edeceğimi beyan ederim.

18/04/2024

Tez Yazarı

Arş. Gör. Melike KARADENİZ

İmza

.....

**FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİ UYGULANAN Tİ-BASE
ABUTMENTLERİN ZİRKONYUMLA OLAN TUTUCULUĞUNUN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Tezin Kabul Ediliş Tarihi: 18/04/2020

Jüri Üyeleri (Unvanı, Adı Soyadı)

İmzası

Başkan: Doç. Dr. Işıl SARIKAYA

.....

Üye :Doç. Dr. Kaan YERLİYURT

.....

Üye : Dr. Öğr. Üyesi İlknur USTA KUTLU

.....

Bu tez, Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nin
03/04/2024 tarih ve 06.02 sayılı oturumunda belirlenen jüri tarafından kabul
edilmiştir.

.....

Mühür

İmza

İTHAF

Tezimi çok sevgili aileme ithaf ediyorum.

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca yardımlarını, bilgilerini ve tecrübelerini benden esirgemeyen ve tezimin hazırlanması aşamasında bana bilgisi ve deneyimi ile yol gösteren, disiplinli çalışmamı sağlayarak tezimin vaktinde yetişmesini sağlayan çok değerli danışman hocam Dr. Öğr. Üyesi İlknur USTA KUTLU'ya,

Uzmanlık eğitimim süresince tecrübeleri ve bilgi birikimleriyle bana her zaman yardımcı olan, her zaman yanımda olan ve güler yüzünü hiç eksik etmeyen, paylaştığımız güzel anlar için sevgili anabilim dalı başkanımız Doç. Dr. Işıl SARIKAYA'ya,

Uzmanlık eğitimim boyunca ve klinikteki varlığıyla yardımlarını esirmeyen Doç. Dr. Kaan YERLİYURT'a ve anabilim dalımızın üyesi Dr. Öğr. Üyesi Meryem ŞAHİN'e,

Şu an fakültemizde olmasa da uzmanlık eğitimimin ilk yılında göstermiş olduğu emek, engin tecrübesi, disipliniyle yol gösteren ve hep kalbimizde olan Doç. Dr. Yeliz Hayran'a,

Tezimin deneyleri sırasında lazer konusunda yardımcı olan Samsun Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Periodontoloji Anabilim Dalı'na ve değerli hocası Prof. Dr. Tuğrul KIRTILOĞLU ve asistanlarına,

Tezimin kronlarının üretilmesindeki yardımlarından ve desteğinden dolayı Bizim Dental ekibine ve Ruhi BÜLBÜL'e ve bölümümüz teknisyeni Mehmet YILMAZ'a

Tezimin istatistiklerinin yapılmasında emeği geçen tıp fakültemiz Biyoistatistik Anabilim Dalı Öğr. Gör. Yunus Emre KUYUCU'ya,

Uzmanlık eğitimim boyunca yanımda olan, desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen, birlikte çalışmaktan keyif aldığım eşkıdemlilerim sevgili S. Büşra DEMİR ve H. Nermin ÖZLÜ'ye; gitmeden önce öğrettikleri için ve paylaştığımız güzel anlar için sevgili kıdemlilerime ve bölümümüzdeki asistan arkadaşlarıma,

Bugüne gelmemde emekleri çok büyük olan, desteklerini her zaman hissettiğim sevgili annem Türkan KARADENİZ, babam Cengiz KARADENİZ, kız kardeşlerim Sena Nur KARADENİZ ve Sude Naz KARADENİZ’e,

Hayatıma dokunan, tez yazım sürecimde hep yanımda olan ve beni destekleyen Lütfi AYDIN’a teşekkür ederim.





Bu tez, Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından 2023/29 proje numarası ile desteklenmiştir.

ÖZET

Farklı Yüzey İşlemleri Uygulanan Ti-Base Abutmentların Zirkonyumla Olan Tutuculuğunun Değerlendirilmesi

Amaç: Çalışmanın amacı; Ti-base (Titanyum base) abutment yüzeylerine uygulanan çeşitli yüzey işlemlerinin, rezin siman ile simante edilen implant destekli zirkonyum kronların tutuculuğu üzerindeki etkisini değerlendirmektir. Yüzey işlemi açısından zirkonyum kronları Ti-base abutmentlara yapıştırmak için en etkili simantasyon protokolünü oluşturmak çalışmanın amacıdır.

Yöntem: 66 adet Ti-base abutment 6 gruba (n:11) ayrıldı. Ti-base abutmentlar analoglara vidalanarak torklandı. Silindir kalıplar içine basamak dışarıda kalacak şekilde polimetil metakrilata gömüldü. Ti-base abutmentlar yüzey işlemlerine göre kontrol grubu, alüminyum oksit tozu ile kumlama, asit uygulama, non termal atmosferik oksijen plazma uygulaması, Nd:YAG (Neodmiyum: İttriyum Alüminyum Garnet) lazer uygulama ve Er:YAG (Erbium: İttriyum Alüminyum Garnet) lazer uygulama olarak 6 gruba ayrıldı. Farklı yüzey işlemlerinden sonra örneklerin yüzey morfolojisini değerlendirmek için SEM (Scanning Electron Microscope) ile yüzey analizi yapıldı. CAD/CAM (Computer Aided Design-Computer Aided Manufacturing) ile Ti-base abutmentlara uygun zirkonyum kronlar üretildi. Zirkonyum kronlara mesial ve distalden 1.4 mm genişliğinde delikler açıldı. Dual cure rezin siman ile yapıştırılan kronlardaki deliklerden 1 mm'lik güçlendirilmiş çelik tel geçirilerek pull out testi uygulandı. Pull out testinden sonra stereomikroskop cihazı ile analiz yapıldı ve siman ayrılma tipleri belirlendi. Veriler istatistiksel olarak değerlendirildi.

Bulgular: Kumlama işlemi uygulanan grubun tutuculuk değerlerinin ortalaması, kontrol grubu ve diğer tüm deney gruplarından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek olduğu bulunmuştur ($p<0.001$). Kontrol, asit, oksijen plazma, Nd:YAG ve Er:YAG lazer uygulaması arasında tutuculuk değerleri ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık oluşmadığı ($p>0.05$) belirlenmiştir.

Sonuçlar: Ti-base abutment yüzeyine uygulanan yüzey işlemleri arasında en yüksek bağlanma dayanım değeri kumlama grubunda elde edilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Ti base abutment, Zirkonyum, Yüzey işlemi, Kumlama, Non termal oksijen plazma



ABSTRACT

Evaluation Of The Retention Of Ti-Base Abutments With Zirconium Which Applied With Different Surface Treatments

Aim: The aim of the study is to analyze the impact of various surface treatments used on Ti-base (Titanium base) abutment surfaces for the retention of resin-cemented crowns supported by implants. In terms of surface pretreatment, the aim of the study is to develop the best cementation protocol for bonding zirconia crowns to Ti-base abutments.

Material and methods: A total of 66 Ti-base abutments were meticulously divided into six distinct groups, each comprising 11 samples, and categorized according to different surface treatments: sandblasting, acid application, oxygen plasma treatment, Nd:YAG laser application, and Er:YAG laser application. Surface analysis was performed with SEM to evaluate the surface morphology of the samples after different surface treatments. CAD/CAM was used to create zirconium crowns that are compatible with Ti-base abutments. 1.4 mm wide holes were drilled into the zirconia crowns mesially and distally. A pull out test was performed by passing a 1 mm reinforced steel wire through the holes in the crowns bonded with dual cure resin cement. All debonded specimens were analyzed using a stereomicroscope and failures were classified. The data was evaluated statistically.

Result: The average retention values of the sandblasting group were found to be statistically significantly higher than the control group and all other experimental groups ($p < 0.001$). It was determined that there was no statistically significant difference ($p > 0.05$) in the average retention values between control, acid application, oxygen plasma, Nd:YAG and Er:YAG laser application.

Conclusions: Among the surface treatments applied to the Ti-base abutment surface, the highest bond strength value was obtained in the sandblasting group.

Keywords: Ti base abutment, Zirconium, Surface treatment, Aluminum oxide particles, Non thermal oxygen plasma

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
BİLİMSEL ETİK SAYFASI	ii
İTHAF	iii
TEŞEKKÜR	iv
ÖZET	vii
ABSTRACT	ix
İÇİNDEKİLER	x
TABLolar LİSTESİ	xvi
ŞEKİLLER LİSTESİ	xvii
KISALTMALAR	xxi
1 GİRİŞ	1
2 GENEL BİLGİLER	3
2.1 DENTAL İMPLANTLAR.....	3
2.1.1 Dental İmplantların Tanımı ve Tarihçesi.....	3
2.1.2. Dental İmplantların Endikasyonları.....	4
2.1.3. Dental İmplantların Kontrendikasyonları.....	5
2.1.4. Dental İmplantların Sınıflandırılması.....	5
2.1.4.1. Yerleştirildikleri Yere Göre İmplantların Sınıflandırılması.....	5
2.1.4.1.1. Endosteal (Endoosseoz/Kemik İçi).....	5
2.1.4.1.2. Subperiostal (Eposteal/Kemik üzeri).....	6
2.1.4.1.3. Endodontik İmplantlar.....	6
2.1.4.1.4. İntramukozal İmplantlar.....	6
2.1.4.1.5. Transmandibular İmplantlar.....	6
2.1.4.2. Kullanılan Materyale Göre İmplantların Sınıflandırılması.....	6

2.1.4.3. Tedavi Seçeneğine Göre İmplantların Sınıflandırılması.....	7
2.1.5. Dental İmplantların Komponentleri.....	9
2.1.5.1. İmplant Gövdesi.....	9
2.1.5.2. İyileşme Başlığı.....	9
2.1.5.3. Ölçü Postu.....	9
2.1.5.4. Analog.....	9
2.1.5.5. Abutment.....	9
2.2. ABUTMENTLARIN SINIFLANDIRILMASI.....	10
2.2.1. Kullanım Amacına Göre Abutmentlar.....	10
2.2.1.1. Geçici Abutmentlar.....	10
2.2.1.2. Daimi Abutmentlar.....	10
2.2.2. Restorasyonun Bağlantı Tipine Göre Abutmentlar.....	10
2.2.2.1. Siman Tutuculu Abutmentlar.....	10
2.2.2.2. Vida Tutuculu Abutmentlar.....	11
2.2.3. İmplant İle Bağlanma Şekline Göre Abutmentlar.....	13
2.2.3.1. Eksternal Bağlantı.....	13
2.2.3.2. İnternal Bağlantı.....	13
2.2.3.3. Konik Bağlantı (Morse Taper).....	13
2.2.3.4. Platform Anahtarı (Platform Switch).....	14
2.2.4. Üretim Şekline Göre Abutmentlar.....	14
2.2.4.1. Standart (Prefabrike) Abutmentlar.....	14
2.2.4.2. Kişisel (Custom) Abutmentlar.....	14
2.2.4.2.1. Döküm Tekniği ile Üretilen Kişisel Abutmentlar.....	14
2.2.4.2.2. CAD/CAM Tekniği ile Üretilen Kişisel Abutmentlar.....	15
2.2.5. Kullanılan Materyal Çeşitine Göre Abutmentlar.....	16
2.2.5.1. Titanyum Abutmentlar.....	16

2.2.5.2. Seramik Abutmentlar	17
2.2.5.2.1. Alümina Seramik Abutmentlar	17
2.2.5.2.2. Zirkonyum Seramik Abutmentlar	17
2.2.5.3. Polietereterketon (PEEK) Abutmentlar	18
2.2.5.4. Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Abutmentlar	19
2.2.6. Parça Sayısına Göre Abutmentlar.....	20
2.2.6.1. Tek Parçalı Abutmentlar	20
2.2.6.2. İki Parçalı Abutmentlar (Hibrit Abutment).....	21
2.3. TAM SERAMİKLER	23
2.3.2. Hibrit Abutment (Ti-base) Tasarımında Kullanılan Seramik Materyaller	24
2.3.2.1. Zirkonyum Seramikler	25
2.3.2.1.1. Tam Stabilize Zirkonyum (FSZ)	26
2.3.2.1.2. Parsiyel Stabilize Zirkonyum (PSZ).....	26
2.3.2.1.3. Sinterlenmemiş (Green Stage) Zirkonyum.....	26
2.3.2.2. Lityum Disilikat Cam Seramikler	29
2.3.2.3. Polimer İnfiltrat Rezin Seramik	31
2.4. POLİMETİL METAKRİLAT MATERYALİ (PMMA)	32
2.5. TİTANYUM.....	33
2.5.1. Titanyuma Uygulanan Yüzey İşlemleri.....	35
2.5.1.1. Kumlama	36
2.5.1.2. Asit Uygulamaları	37
2.5.1.3. Atmosferik Plazma İşlemi.....	38
2.5.1.4. Lazerle Dağlama İşlemi	40
2.5.1.4.1. Lazerlerin Sınıflandırılması.....	41
2.5.1.4.2. Lazer kullanımı için gerekli parametreler	42

2.4.1.4.3. Diş Hekimliğinde Kullanılan Lazerler	42
2.5.1.4.3.1. Argon lazerler	43
2.5.1.4.3.2. Diode Lazerler	43
2.5.1.4.3.3. Neodmiyum: İttriyum Alüminyum Garnet (Nd: YAG) Lazer	43
2.5.1.4.3.4. Holmiyum: YAG (Ho: YAG) Lazer.....	44
2.5.1.4.3.5. Erbium: İttriyum Alüminyum Garnet (Er: YAG) ve Erbium: Cromiyum Yttrium Skandiyum Galyum Garnet (Er, Cr: YSGG) Lazer	45
2.5.1.4.3.6. CO ₂ Lazer	46
2.5.1.4.3.7. Fiber Lazer (Ultrahızlı Lazerler)	46
2.6. ADEZYON.....	47
2.6.1. Simantasyon.....	47
2.6.1.1. Rezin Simanlar	48
2.6.1.1.1. Işık Tarafından Polimerize Edilen Kompozit Rezin Simanlar	49
2.6.1.1.2 Kimyasal Olarak Polimerize Edilen Rezin Simanlar	49
2.6.1.1.3 Dual Cure Rezin Simanlar (Kimyasal Ve Işık Polimerizasyonu)	51
2.7. YÜZEYLERİN TOPOGRAFIK ANALİZİ	52
2.7.1. Taramalı Elektron Mikroskopuyla Yapılan Analiz (SEM)	52
2.8. BAĞLANMA TESTLERİ	52
2.8.1. Çekme Testi	53
2.8.2. Mikroçekme (Microtensile) Testi	54
2.8.3. Makaslama (Shear) Testi	54
2.8.4. Mikromakaslama (Microshear) Testi	54
2.8.5. Basma Testi	54

2.9. Termal Siklus (Isısal Döngü)	54
3 . GEREÇ VE YÖNTEM	56
3.1. ÖRNEKLERİN HAZIRLANMASI	57
3.2. Tİ-BASE ABUTMENTLARA UYGULANAN YÜZEY İŞLEMLERİ..	60
3.2.1. Kontrol Grubu.....	60
3.2.2. Kumlama Grubu	60
3.2.3. Hidrojen Peroksit Uygulaması.....	62
3.2.4. Termal Olmayan Atmosferik Oksijen Plazma Uygulaması	64
3.2.5. Nd:YAG Lazer Uygulaması	66
3.2.6. Er:YAG Lazer Uygulaması	68
3.3. ÖRNEKLERİN YÜZEY TOPOĞRAFYASININ ANALİZİ (SEM ANALİZİ)	70
3.4. Tİ-BASE ÜZERİ HİBRİT KRONLARIN ÜRETİLMESİ	71
3.3. SİMENTASYON.....	74
3.4. TERMAL DÖNGÜ İŞLEMİ.....	81
3.5. ÇEKME TESTİ	83
3.6. HİBRİT KRON VE Tİ-BASE ABUTMENT SİMAN AYRILMA ÇEŞİTLERİNİN TESPİTİ	85
3.7. İSTATİSTİKSEL ANALİZ	86
4. BULGULAR.....	87
4.1. TUTUCULUK DEĞERLERİNDEN ELDE EDİLEN BULGULAR...	87
4.2. SİMAN AYRILMA TİPLERİNİN BULGULARI	90
4.3. TARAMALI ELEKTRON MİKROSKOBU (SEM) İLE ELDE EDİLEN BULGULAR92	
5. TARTIŞMA.....	100
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	120
KAYNAKLAR	121

ÖZGEÇMİŞ	144
-----------------------	-----



TABLÖLAR LİSTESİ

Tablo 3.1. Çalışma grupları	57
Tablo 3.2. Çalışma sırasında kullanılan primer ve rezin siman	79
Tablo 4.1. Çalışma gruplarının ortalama çekme kuvveti, minimum, maksimum ve standart sapma değerleri (N). F: Tek Yönlü Varyans Analizi (Anova). İkili karşılaştırmalar Tukey HSD ile yapılmıştır. * p değeri 0,05 düzeyinde anlamlıdır. Aynı üst indis istatistiksel farksızlığı göstermektedir.	88
Tablo 4.2. Yüzey işlemlerine göre siman ayrılma tipleri. F: Tek Yönlü Varyans Analizi (Anova)	91

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.2.1. Siman tutuculu abutment ve protez	11
Şekil 2.2.2. Siman tutuculu protezde simantasyon sonrası meydana gelen artık siman.....	11
Şekil 2.2.3. Vida tutuculu protez ve vida boşluklarının kompozit rezinle doldurulduktan sonra görüntüsü	12
Şekil 2.2.4. Döküm kişisel abutment	15
Şekil 2.2.5. CAD/CAM tekniği ile üretilen kişisel abutment	16
Şekil 2.2.6. Titanyum abutment.....	16
Şekil 2.2.7. Alümina Abutment	17
Şekil 2.2.8. Zirkonyum Abutment	18
Şekil 2.2.9. PEEK Abutment	19
Şekil 2.2.10. Kompozit abutment	19
Şekil 2.2.11. Ti-base abutment	21
Şekil 2.2.12. Vita Enamic Multicolor	27
Şekil 2.2.13. Monolitik Zirkonyum Delikli Blokları	28
Şekil 2.2.14. IPS e.max CAD Abutment	30
Şekil 2.2.15. Telio CAD Abutment	33
Şekil 2.2.16. Non termal atmosferik plazma	39
Şekil 2.2.17. Er:YAG dental lazer	42
Şekil 2.2.18. Nd:YAG lazer ile gingival depigmentasyon	44
Şekil 2.2.19. İmplant cerrahisinin ikinci aşaması için Erbium YAG lazer uygulaması	45
Şekil 2.2.20. Multilink Hybrid Abutment.....	50
Şekil 3.1. Ti-base dental implant abutment (Grade 5) ve analogu (Bilimplant, Turkey).....	57
Şekil 3.2. Akrilik rezine Ti-base abutmentleri gömmek amacıyla kullanılan kalıp	58
Şekil 3.3. Kullanılan integra soğuk akrilik rezin	58

Şekil 3.4. Çalışmada kullanılan akrilik rezin bloğa yerleştirilen Ti-base abutment ve analog	59
Şekil 3.5. Çalışmada kullanılan örneklerin grup halinde görüntüsü	59
Şekil 3.6. Kullanılan ultrasonik su banyosu	60
Şekil 3.7. Örneklerin kumlanması	61
Şekil 3.8. Kumlama cihazı (Renfert,Germany)	61
Şekil 3.9. Kullanılan 110 µm partikül büyüklüğünde Al ₂ O ₃ (Renfert,Germany)	62
Şekil 3.10. Kumlanan Ti-base abutmentler	62
Şekil 3.11. Çalışmada kullanılan %35 lik Hidrojen peroksit.....	63
Şekil 3.12. Ti-base abutmentlerin petri kabı içinde %35 Hidrojen peroksit ile bekletilmesi.....	63
Şekil 3.13. Ti-base abutmentlerin basamak seviyesine kadar daldırıldığı görüntü	64
Şekil 3.14. Asit uygulanan Ti-base abutment görüntüsü	64
Şekil 3.15. Kullanılan termal olmayan oksijen plazma cihazı.....	65
Şekil 3.16. Örnekler termal olmayan oksijen plazma uygulaması.....	65
Şekil 3.17. Plazma uygulanan Ti-base abutment görüntüsü.....	66
Şekil 3.18. Nd-YAG lazer cihazı Fidelis Plus III (Fotona, Slovenia)	67
Şekil 3.19. Ti-base abutmentlerin yüzeyine Nd:YAG lazerin uygulanması.....	67
Şekil 3.20. Nd:YAG lazer uygulanmış Ti-base abutment	68
Şekil 3.21. Çalışmada kullanılan KaVo K-E-Y Lazer 3 ⁺	69
Şekil 3.22. Er:YAG lazerin Ti-base abutment yüzeyine uygulanması	69
Şekil 3.23. Er:YAG lazer uygulanmış Ti-base abutment	70
Şekil 3.24. Kullanılan taramalı elektron mikroskobu (Hitachi, Su 1510)	70
Şekil 3.25. Ti-base abutmentlerin plakaya sabitlenmesi.....	71
Şekil 3.26. Vinyl Open Air (Smart Optic Germany) 3 boyutlu tarayıcı.....	71
Şekil 3.27. Zirkon blok üzerine yapılan kron tasarımları	72
Şekil 3.28. Kronların üretildiği vhf K5 freze makinesi	73
Şekil 3.29. Hibrit kron üretimi için kullanılan zirkonyum.....	73
Şekil 3.30. CAD/CAM ile üretilen hibrit kronların görüntüsü (A:Oklüzal görüntüsü, B:Bukkal görüntüsü, C:Lingual görüntüsü).....	74

Şekil 3.31. CAD/CAM ile üretilen hibrit kronların görüntüsü (D:Mesial görüntüsü, E:Distal görüntüsü)	74
Şekil 3.32. Zirkonyum kron ve Ti-base abutment bukkal yüzeylerin işaret kalemi ile belirlenmesi.....	75
Şekil 3.33. Bukkal yüzeylerdeki işaret	75
Şekil 3.34. Vida giriş deliğinin teflon ile kapatılması	76
Şekil 3.35. Vida giriş deliği teflon ile kapatılan kron görüntüsü.....	76
Şekil 3.36. Zirkonyum kronların kumlanması	77
Şekil 3.37. Monobond Plus (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) primer ...	77
Şekil 3.38. Primerin Ti-base abutment yüzeyine uygulanması	78
Şekil 3.39. Primerin zirkonyum kronların yüzeyine uygulanması	78
Şekil 3.40. Multilink Hybrid Abutment (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn)	79
Şekil 3.41. Multilink Hybrid Abutment simanın Ti-base abutmenların yüzeyine uygulanması	80
Şekil 3.42. Simantasyon işlemi için parmak basıncı uygulanması	80
Şekil 3.43. Simantasyon işlemi tamamlanan zirkonyum kronun görüntüsü.....	81
Şekil 3.44. Simantasyonu tamamlanan örneklerin görüntüsü.....	81
Şekil 3.45. Örneklerin 37°C'de 24 saat boyunca bekletilmesi.....	82
Şekil 3.46. Örneklerle termal siklus uygulanması	82
Şekil 3.47. Kullanılan çekme cihazı	83
Şekil 3.48. Kullanılan çekme düzeneği	84
Şekil 3.49. Çekme testi sonrası birbirinden ayrılan zirkonyum kron ve Ti-base abutment.....	84
Şekil 3.50. Stereomikroskop cihazı	85
Şekil 3.51. Koheziv tip ayrılma	86
Şekil 3.52. Adeziv tip ayrılma	86
Şekil 4.1. Çalışma gruplarının çekme kuvveti ve standart sapma değerleri (N)	89
Şekil 4.2. Yüzey işlemlerine göre siman ayrılma tipleri.....	92
Şekil 4.3. Kontrol grubu Ti-base abutment yüzeylerinin 500x, 1.000x ve 2.000x büyütmede SEM görüntüleri (A: 500x büyütme, B: 1.000x büyütme, C: 2.000x büyütme)	94

Şekil 4.4. Kumlama grubu Ti-base abutment yüzeylerinin 500x, 1.000x ve 2.000x büyütmede SEM görüntüleri (A: 500x büyütme, B: 1.000x büyütme, C: 2.000x büyütme)

..... 95

Şekil 4.5. Asit grubu Ti-base abutment yüzeyinin 500x, 1.000x ve 2.000x büyütmede SEM görüntüleri (A: 500x büyütme, B: 1.000x büyütme, C: 2.000x büyütme)

..... 96

Şekil 4.6. Termal olmayan Oksijen plazma grubu Ti-base abutment yüzeyinin 500x, 1.000x ve 2.000x büyütmede SEM görüntüleri (A: 500x büyütme, B: 1.000x büyütme, C: 2.000x büyütme)

97

Şekil 4.7. Nd:YAG lazer grubu Ti-base abutment yüzeyinin 500x, 1.000x ve 2.000x büyütmede SEM görüntüleri (A: 500x büyütme, B: 1.000x büyütme, C: 2.000x büyütme).....

98

Şekil 4.8. Er:YAG lazer grubu Ti-base abutment yüzeyinin 500x, 1.000x ve 2.000x büyütmede SEM görüntüleri (A: 500x büyütme, B: 1.000x büyütme, C: 2.000x büyütme).....

99

KISALTMALAR

Ti-base	Titanyum base
Nd:YAG	Neodmiyum: İttriyum Alüminyum Garnet
Er:YAG	Erbium: İttriyum Alüminyum Garnet
SEM	Scanning Electron Microscope
CAD/CAM	Computer Aided Design-Computer Aided Manufacturing
Al₂O₃	Alüminyum Oksit
M.Ö.	Milattan Önce
M.S.	Milattan Sonra
PEEK	Polietereterketon
UCLA	Universal döküm uzun abutment
°C	Santigrat derece
%	Yüzde
FSZ	Tam Stabilize Zirkonyum
PSZ	Parsiyel Stabilize Zirkonyum
Dk	Dakika
MPa	Megapascal
Li₂Si₂O₃	Lityum metasilikat
LSD	Lityum Disilikat
PMMA	Polimetilmetakrilat
TiCl₄	Titanyum klorür
Ti-6Al4V	Titanyum-alüminyum-vanadyum
TiO₂	Titanyum dioksit

CaP	Kalsiyum Fosfat
µm	Mikrometre
HCl	Hidroklorik asit
HF	Hidroflorik asit
H₂SO₄	Sülfürik asit
He	Helyum
Ar	Argon
O₂	Oksijen
N	Azot
H	Hidrojen
CO₂	Karbondiyoksit
Nm	Dalga boyu
W	Güç
J	Enerji
Hz	Frekans
Ms	Atım Devam Süresi
Mm	Milimetre
Ho: YAG	Holmiyum: YAG
Er, Cr: YSGG	Erbium, Cromiyum Yttrium Skandiyum Galyum Garnet
Er	Erbium
Yb	Ytterbium
Nd	Neodmiyum
Tm	Thulium

ZrO₂ Zirkonyum dioksit

N Newton

Kg Kilogram

mm² Milimetrekare

DSB Düşük Sıcaklık Bozunması

Nm Nanometre

HNO₃ Nitrik asit

H₂O₂ Hidrojen Peroksit

Ra Roughness Average (Yüzey Pürüzlülüğü)

Rz Yüzey profilindeki ortalama yükseklik

Rmax Maksimum profil yüksekliği

1 GİRİŞ

Kısmen veya tamamen dişsiz hastalar için implant üzeri protezler yaygın olarak kullanılmaktadır. İmplant üzeri protezlerin uzun vadeli başarılı tedavi sonuçları ve hasta memnuniyeti yayınlanan veriler (Hebel & Gajjar, 1997; Misch & Misch, 1992) tarafından desteklenmektedir (Attard & Zarb, 2005).

Protezlerin mekanik stabilitesi implant ve abutment arayüzünün tasarımına dayanmaktadır. Protez üst yapısı için simante ve vidalı olmak üzere iki ana retansiyon mekanizması vardır (Lewis, 1995). Bakımı, estetiği, oklüzyonu, imalat kolaylığı, maliyeti ve protezin geri sökülebilmesi gibi klinik kriterler; sabit implant üstü protezlerin retansiyon mekanizması seçimini etkilemektedir. İdeal olmayan implant açılanması, vida erişim açıklığının görünmesine neden olur ve bu durum estetik sonucu etkilemektedir. Bu nedenle implantın konumlandırılması retansiyon mekanizması seçimini de etkilemektedir (Ma & Fenton, 2015; Sambrook et al., 2012).

Simante implant üstü protezlerin dişeti konturunu yeniden oluşturma yeteneği vardır. Oklüzal yüzeyde vida deliğinin bulunmaması estetik açıdan önemlidir. Simante implant üstü protezlerin laboratuvar aşamalarının daha kolay olması geri sökülebilirliğin çok önemli olmadığı tek üyeli vakalar için avantajlıdır (Chee & Jivraj, 2006; Hebel & Gajjar, 1997).

Vida tutuculu implant üstü protezlerin en büyük avantajı; gevşek abutment vidalarını sıkmak veya hasarlı porseleni düzeltmek gibi protetik bakım sorunlarını çözmek için abutment vidasına kolay erişim sağlamasıdır. Kapsamlı vakalarda, özellikle kantilever ve sınırlı dişsiz alanlarda; vidalı protezlerin kullanılması tavsiye edilmektedir çünkü protezin geri çıkarılabilirliği ve retansiyonun öngörülebilirliği vardır (Ma & Fenton, 2015; Sambrook et al., 2012).

Tam seramik kronların üst yapı olarak kullanıldığı abutmentler; hibrit abutment (Ti-base) ve prefabrike veya bireysel olarak tasarlanmış titanyum abutment olmak üzere iki kategoriye ayrılmaktadır (Edelhoff et al., 2019a, 2019b). Hibrit abutmentler; seramik abutmentin estetik, optik faydalarını ve titanyum alt yapının olumlu mekanik özelliklerini birleştirmektedir (Pitta et al., 2019). Hibrit abutmentler veya Ti-base olarak da bilinen

titanyum tabanlar dijital iş akışının bir parçası olarak kullanılmaktadır. Bu sebeple günümüzde popüler bir seçenek haline gelmişlerdir (De Angelis et al., 2020).

CAD/CAM (Computer Aided Design-Computer Aided Manufacturing) teknolojisi ile çeşitli restoratif materyallerle çalışılabilmektedir. Molar bölgesindeki yüksek oklüzal kuvvetler, yüksek kırılma mukavemetine sahip malzemeler gerektirir ve zirkonyumun bu kritik alanda dayanak ve implant restorasyonları için geleneksel olarak etkili bir malzeme olduğu kanıtlanmıştır (Conrad et al., 2007).

Zirkonyum, metal destekli restorasyonlarla karşılaştırıldığında estetik, tatminkar optik özellikler, biyouyumluluk ve translüsentlik gibi avantajları nedeniyle tercih edilmektedir (Conrad et al., 2007; Elsayed et al., 2018). Zirkonyumun polikristalin yapısı, kimyasal retansiyondan ziyade mekanik retansiyona dayanan ek yüzey işlemleri gerektirmektedir (Tian et al., 2014).

Restorasyonun uzun ömürlü olması için zirkonyum, siman ve Ti-base (Titanyum base) arasında güvenilir bir bağlantı gerekmektedir (Covey et al., 2000). Bununla birlikte, Ti-base başarısının; Ti-base ve seramik bileşenler arasındaki ara yüzün stabilitesine bağlı olduğu rapor edilmiştir (Kemarly et al., 2020)

Titanyuma farklı yüzey işlemlerinin etkisi çeşitli araştırmalarla incelenmiştir (Baburaj et al., 2007; Ebert et al., 2007; Ozdemir et al., 2016). Yüzey işlemleri genellikle Al_2O_3 (Alüminyum Oksit) ile kumlama, tribokimyasal silika kaplaması, asit uygulaması, lazer uygulaması, titanyum dioksit kaplama ve atmosferik plazma uygulamasını içermektedir. Yüzey işlemleri titanyum yüzeyinde oksit tabakası oluşturmaktadır. Bu işlemler, yüzeyin hidrofilik hale gelmesine ve adezyon özelliklerinin etkilenmesine neden olmaktadır (Vogelsang et al., 2010).

Bu çalışmanın amacı, hem simante hem de vidalı restorasyonların avantajlarını sağlayan Ti-base abutmentlere uygulanan çeşitli yüzey işlemlerinin, Ti-base abutmentlar üzerine yapılan zirkonyum kronların tutuculuğuna etkisini incelemektir.

Bu çalışmanın H0 hipotezi, farklı yüzey işlemleri uygulanan Ti-base abutmentlara simante edilen zirkonyum kronların bağlanma dayanımları arasında fark bulunmamaktadır.

2 GENEL BİLGİLER

2.1 DENTAL İMPLANTLAR

2.1.1 Dental İmplantların Tanımı ve Tarihçesi

İmplant kelimesi Latince "in: içinde " ve "dirmek, yerleştirmek, gömmek" anlamına gelen "planto" kelimelerinin birleşiminden meydana gelmektedir. İmplant anlam olarak; organik veya inorganik bir cismin, işlev kazanacak şekilde uygun bir yere yerleştirilmesine verilen isimdir (Chattman, 1970).

Dental implantlar sabit veya hareketli protezlerin üretiminde kemiğe, kemik üstüne veya mukoza altına yerleştirilen; protezi desteklemek amacıyla kullanılan biyoyumlu ve biyofonksiyonel apareyler olarak tanımlanmaktadır (Ferro et al., 2017).

İlk dental implantlar Çin imparatorluklarında kullanılmıştır. M.Ö. (Milattan Önce) 3216'da Chin Nong ve M.Ö. 2637'de Hong-Ang-Tu akupunkturdan, gümüş ve altın iğnelerden, diş implantasyonundan ve reimplantasyon uygulamasından bahsetmektedir (Güzel et al., 2006).

Honduras'taki arkeolojik kazılarda, muhtemelen M.S. (Milattan Sonra) 600 yıllarında Maya uygarlığı dönemine ait bir çene kemiği keşfedilmiştir. Kabuklu deniz canlılarının kabuklarına diş şekli verilerek bu çenedeki üç kesici dişin yerine implantasyon yapıldığı bulunmuştur. (Gershkoff & Goldberg, 1957).

Antropolojik buluntuların tarihi çok eskilere dayanmaktadır. Araştırmalar eksik dişlerin yerine implant materyali olarak; diş, ağaç parçası, kurutulmuş kemik, fildişi, altın tel, gümüş alaşımları ve sedef gibi malzemelerin kullanıldığını göstermektedir (Spiekermann, 1995).

1510-1590 yıllarında yaşamış Ambrose Paré, reimplantasyon ve transplantasyondan söz eden ilk diş hekimi olarak tarihe geçmiştir. 17. yüzyılda M. Dupont, çekilmiş dişlere endodontik tedavi yaptıktan sonra dişleri yeniden çekim soketlerine yerleştirmiştir. Fakat transplante edilen dişlerin ankiloza ve kök rezorpsiyonuna neden olduğu ve bulaşıcı hastalıklara neden olabileceği gösterilmiştir (Alınacak, 2011). 1809 yılında Maggiolo, diş çekiminden sonra altından yapılmış yapay

bir kökü çekim soketine yerleştirerek oral implantolojide kayıtlı ilk çalışmayı yapmıştır. (Watzek, 1996). 21. yüzyılın başına kadar esas olarak reimplantasyon ve transplantasyon uygulamaları yapılmıştır. Ancak transplantasyon ve reimplantasyon işleminin başarısızlıkla sonuçlanması ve frengi gibi çeşitli bulaşıcı hastalıkların yayılmasından sonra implantasyon yöntemi ön plana çıkmıştır (Derome, 1973).

1947'de Formigini paslanmaz çelikten yapılmış sarmal bir implant geliştirmiş ve 1960'lardan itibaren intraosseöz implantlara olan talep artmaya başlamıştır. Birçok araştırmacı, o yıllarda çeşitli materyallerden vida şeklinde implantlar geliştirmiştir. Linkow tarafından geliştirilen bıçak şeklinde implantlar 1970'li yıllarda kullanılmaya başlanmıştır (Linkow, 1961).

Branemark, 1960'lı yıllarda kemik fizyolojisi ile ilgili yaptığı araştırmalarda titanyumun tamamen kemik dokusuna entegre olduğunu keşfetmiştir. Bu bulgular, titanyumun dişsiz hastaların tedavisinde kullanılabileceği fikrini ortaya çıkarmıştır. (Branemark, 1977).

İmplantlar son otuz yıldır diş hekimliğinin her alanında kullanılmaktadır. Çeneye yerleştirilen implantların kemik veya yumuşak doku seviyesinde olması, implantların sayısı, yeri ve bölgedeki kemiğin boyutları çok önemlidir (Stellingsma et al., 2004).

2.1.2. Dental İmplantların Endikasyonları (Baburaj et al., 2007; Çetiner & Zor, 2007; Lazzara et al., 2004; Tosun et al., 2003)

- Hareketli protezin retansiyonunun eksik olduğu vakalar
- Hareketli bir protezin stabilitesinin eksik olduğu durumlar
- Hareketli protezi fonksiyonel açıdan rahat kullanamayacak hastalar
- Hareketli protezleri psikolojik nedenlerle reddeden hastalar
- Parafonksiyonel alışkanlıklara bağlı olarak hareketli protezin stabilitesinin bozulduğu vakalar
- Ağızdaki mevcut dayanakların sayı ve dağılım açısından yeterli olmadığı durumlar

- Sabit protez yapımı amacıyla kullanılacak uygun dayanağın bulunmadığı durumlar
- Ortodontik ankraj amacıyla
- Sağlıklı komşu dişlere sahip tek diş eksikliklerinde
- Diş agenezisi bulunan vakalar
- Konservatif tedavi isteği nedeniyle hastanın sağlam dişlerine müdahale edilmemesi gereken durumlar

2.1.3. Dental İmplantların Kontrendikasyonları (Baburaj et al., 2007; Lazzara et al., 2004; Palmer et al., 2011; Tosun et al., 2003)

- Sigara, alkol ve uyuşturucu kullanımı
- Tedavi yapılmamış diş sorunları
- Zayıf kemik niteliği
- Ciddi mukoza lezyonları
- İleri yaş
- Kontrol altında tutulamayan diyabet gibi metabolik hastalıklar
- Maksilla ve mandibulaya uygulanan radyoterapi öyküsü
- Kanama bozuklukları bulunan hastalar

2.1.4. Dental İmplantların Sınıflandırılması

Dental implantlar; kullanıldıkları materyal, yerleştirildikleri yer ve şekline göre çeşitli kategorilerde sınıflandırılabilirler.

2.1.4.1. Yerleştirildikleri Yere Göre İmplantların Sınıflandırılması

Çene kemiğine yerleştirilen implantlar kullanıldıkları yere göre 5 gruba ayrılabilir.

2.1.4.1.1. Endosteal (Endosseöz/Kemik İçi)

Endosseöz implantlar iki çenenin alveol kretine yerleştirilmektedir. İmplant dayanağından ve implant gövdesinden oluşmaktadırlar. İmplantın gövdesi kemikte kalır

ve kemikle bütünleşmektedir. İmplant dayanağı proteze destek vermektedir. Endosteal implantlar, osseointegrasyon için en iyi seçenektir ve yaygın olarak kullanılmaktadırlar. Hem hareketli hem de sabit protezlerde kullanılmaktadırlar. (Stellingsma et al., 2004).

Endosteal implantlar, implant gövdesinin geometrik şekline göre 4 gruba ayrılırlar. Bunlar; vida tip implantlar, vent tipi implantlar, silindirik implantlar ve blade implantlardır. Vida tip implantlar klinik uygulamalarda en sık kullanılan implantlardır. (Venkat & Chander, 2009).

2.1.4.1.2. Subperiostal (Eposteal/Kemik üzeri)

Aşırı kemik rezorpsiyonu mevcut olan durumlarda kemik penetrasyonu olmadan çene sırtına eyer gibi yerleştirilen bir implant türüdür (Prosthodontics, 2005).

2.1.4.1.3. Endodontik İmplantlar

Mobil dişleri stabilize etmek için dişin kök kanalı boyunca ilerlenerek foramen apikalenin ötesine uzanan ve periapikal kemiğe oturan, yivli veya yivsiz, pin şeklinde implantlardır. Bunlara ayrıca transradiküler implantlar, endodontik stabilizatörler veya transdental fiksasyonlar da denir (Prosthodontics, 2005; Tunalı, 1996).

2.1.4.1.4. İntramukozal İmplantlar

Intramukozal implantlar, tam veya parsiyel hareketli protezlerin desteğini artırmak için mukozaya yerleştirilmektedir. Aynı zamanda submukozal ve subdental implantlar olarak da bilinirler. (Tunalı, 1996).

2.1.4.1.5. Transmandibular İmplantlar

Submental bölgeye yerleştirilir ve alt ve üst kortikal kemikler boyunca dikey olarak uzanmaktadırlar. Özellikle bir kaza ya da operasyon sonrası alt çenede önemli miktarda madde kaybının yaşandığı durumlarda kullanılmaktadırlar (Venkat & Chander, 2009).

2.1.4.2. Kullanılan Materyale Göre İmplantların Sınıflandırılması

Kimyasal yapılarına göre, implant yapımında kullanılan malzemeler üç ana kategoriye ayrılmaktadır: metaller, seramikler ve polimerler. (Sykaras et al., 2000).

Titanyum; hafif ve bioinert, biyolojik olarak uyumlu, kemiğe yakın elastisitesi ve antibakteriyal özellikleri nedeniyle implantasyon için ideal bir materyaldir (Arvidson et al., 1998).

Polimerler kemiğe göre daha esnek ve daha düşük elastik modüle sahip olması gibi mekanik özellikleri nedeniyle dental implantlar için uygun bir materyal değildir (Lemons, 1990).

Alüminyum oksit, hidroksiapatit ve trikalsiyum fosfat dental implantlarda en sık kullanılan seramiklerdir. Trikalsiyum fosfat ve hidroksiapatit biyoaktiftir. Bununla birlikte, mekanik özellikleri yetersiz olduğu için genellikle implant yüzeylerinin kaplanması için kullanılmaktadırlar (Lacefield, 1998).

2.1.4.3. Tedavi Seçeneğine Göre İmplantların Sınıflandırılması

Misch, 1989 yılında implant protezlerini tasarlarken 5 farklı protez seçeneği sunmuştur. Bunlardan ilk üçü tam veya kısmi dişsizliği geri kazandıran sabit protezlerdir. İmplant destekli protezin retansiyonu vidalarla veya simantasyonla yapılabilir. Son iki seçenek ise hareketli protezlerdir. Protezlerin planlanması, protezleri destekleyen implant sayısına bağlıdır (Misch, 2007).

Sabit Protez-1 (SP-1)

Çekilmiş doğal dişinin yalnızca anatomik kronu restore edilmektedir. Bu tür protezler, yumuşak ve sert doku kaybının en az olduğu durumlarda kullanılmaktadır. Doğal diş kökleriyle aynı yere implant yerleştirilebilmesi için yeterli kemik hacminin olması gerekmektedir. Diş kronu ile aynı şekilde ve büyüklükte bir protez yapılmalıdır. Bu protez tipi, konuşma ve gülme sırasında sıklıkla görülen maksiller ön bölgede tercih edilmektedir (Misch, 2007).

Sabit Protez-2 (SP-2)

Doğal dişin anatomik kronunu ve kökün bir kısmını yeniden oluşturmaktadır. İmplantın yerleştirildiği kemik, doğal diş kökünden 1-2 mm daha apikaldedir. Protezin kesici kenarı doğru yerde olabilir, ancak protezin diş eti bölümünün üçte birinin daha apikal ve genellikle palatal olarak yerleştirilmesi gerekebilir. Bu tür protezler, dişeti çekilmiş veya periodontal kemik kaybına uğramış dişlerin görünümündedir. Tedavi

öncesinde, hasta yapılacak olan protetik restorasyonlarda dişlerin doğal dişlere kıyasla daha uzun görünebileceği konusunda bilgilendirilir (Misch, 2007).

Sabit Protez-3 (SP-3)

Kaybedilen kron, diş kökü ve gingival dokuların yerine koyulduğu protez türüdür. Bu tür bir protez uygulandığında, restore edilen dişler dişeti dokusuyla daha doğal bir görünüme, ölçüye ve şekle sahip olmaktadır. Pembe restorasyon materyali, interdental bölgeler arasında kalan papilla ve ortaya çıkan servikal bölgeyi taklit etmektedir (Misch, 2007).

SP-3 protezleri iki kategoriye ayrılmaktadır. Birincisi metal destekli porselen restorasyon ve ikincisi akrilik diş içeren metal altyapılı hibrit restorasyondur. Hibrit restorasyonlar, kemik ve okluzal düzlem arasında 15 mm'den fazla mesafe olduğunda tercih edilmektedir, ancak 15 mm'den az mesafe olduğunda metal destekli porselen restorasyonlar daha avantajlıdır (Misch, 2007).

Hareketli Protez-4 (HP-4)

İmplant ile desteklenen overdenture protezlerdir. Endikasyonu olan hastalarda mandibulaya beş ya da altı, maksillaya ise altı ya da sekiz implant yerleştirilmesini içermektedir. Hastaların estetik beklentilerini karşılamak için, akrilik yapay dişler ile restore edilen bu tür protezlerde metal destekli porselen de kullanılabilir. Hastalar, protezlerinde kullanılan overdenture tutucuları ile protezlerini rahat bir şekilde çıkarabilmekte ve temizleyebilmektedir (Misch, 2007).

Hareketli Protez-5 (HP-5)

Yumuşak doku ve implant tarafından desteklenen hareketli protezlerdir. Değişen sayıda implant destek olabilir. Alt çenenin dişsiz olması durumunda, anterior bölgeye birbirinden ayrı iki implant yerleştirilebilir. Alternatif olarak, kanin bölgesine koyulan iki implant birbirine bağlanarak retansiyona yardımcı olabilir. Üç implant, santral ve premolar diş bölgelerine yerleştirildikten sonra splintlenerek lateral stabilite sağlayabilir. Ek olarak, doku rezorpsiyonunu azaltmak için dört implant, kantilever ile birleştirilmiş bir barla splintlenmektedir (Misch, 2007).

HP-5 protezlerin en büyük yararı ucuz olmalarıdır. HP-5 protezlerde kemik kaybı devam ettiğinden proteze besleme gerekebilmektedir. Oklüzal uyum birkaç yılda bir kontrol edilmelidir (Misch, 2007).

2.1.5. Dental İmplantların Komponentleri

Kısmi veya total dişsizliği olan kişilerde, implant ile protetik tedavi planlanırken dikkate alınması gereken estetik, fonetik ve fonksiyonel özelliklere sahip, hayatta kalma oranı yüksek, etkili restorasyonların uygulanması amaçlanmaktadır. İmplantların geometrik yapıları, dental implant komponentlerinin (gövde, dayanak vidası, dayanak ve restorasyon) mekanik özellikleri ve kullanılan biyomekanik alan büyük önem taşımaktadır (Meriç et al., 2011; Pi, 1985).

2.1.5.1. İmplant Gövdesi

İmplant gövdesi, kemik dokusuna cerrahi olarak yerleştirilen ve protez parçalarını taşıyan kısımdır. Günümüzde mekanik, anatomik ve estetik ihtiyaçları daha iyi karşılamak amacıyla çok sayıda çap (dar, standart, geniş) ve uzunlukta üretilmektedir (Misch, 2007).

2.1.5.2. İyileşme Başlığı

Abutmentin yerleştirilmesinden önce çoğu durumda diş eti iyileşme sürecine yardımcı olmak için implanta bir iyileşme başlığı vidalanmaktadır (Habor et al., 2013).

2.1.5.3. Ölçü Postu

İmplant gövdesinin açısı ve konumunun çalışma modeline aktarılmasında kullanılan parçalardır (Misch, 2007).

2.1.5.4. Analog

İmplantüstü protez yapımına yardımcı olmak amacıyla implant gövdelerini alçı model ve ölçülerde taklit etmektedir. Çalışma modelinde abutmentlar analog üzerine oturmaktadır (Nallaswamy, 2017).

2.1.5.5. Abutment

Restorasyonla implant arasına çoğu zaman vidayla yerleştirilen parçadır. Tutuculuk, stabilizasyon, destek ve restorasyon için en uygun çıkış profilini sağlamaktadır (Hasanreisoglu & Oguz, 2015).

2.2. ABUTMENTLARIN SINIFLANDIRILMASI

Abutmentler; kullanım amacına, restorasyonun bağlantı tipine, imalat şekline ve kullanılan malzemeye göre sınıflandırılmaktadır (Bidra & Rungruangnunt, 2013).

2.2.1. Kullanım Amacına Göre Abutmentlar

2.2.1.1. Geçici Abutmentlar

İmplant üreticileri tarafından standart olarak üretilen ölçü postları, iyileşme başlığı ve plastik veya metalden yapılan daimi protez yapılmadan önce kullanılan abutmentlerdir (Şen & Ölçer Us, 2019).

Nihai restorasyonun yumuşak doku profilinin belirlenmesine yardımcı olmaktadır. Yüksek performanslı bir plastik olan polietetereterketondan (PEEK), titanyum veya zirkonyumdan yapılabilmektedir. Geçici abutmentlar gerekirse kişiselleştirilebilmektedir (Karunagaran et al., 2013).

2.2.1.2. Daimi Abutmentlar

Daimi abutmentlar nihai restorasyona destek olmak amacıyla kullanılmaktadırlar (Şen & Ölçer Us, 2019).

Daimi abutmentlar, restorasyon tamamlandıktan sonra oklüzal yükleri desteklemek için yeterli mekanik özelliklere sahip olmalı ve restorasyonu destekleyecek şekilde uygun biçimde tasarlanmalıdırlar (Baghirova et al., 2022).

2.2.2. Restorasyonun Bağlantı Tipine Göre Abutmentlar

2.2.2.1. Siman Tutuculu Abutmentlar

Sabit protezlerin doğal dişlere simantasyon prosedürü siman tutuculu abutmentlara da uygulanmaktadır. İmplant destekli restorasyonlarda da aynı prensip kullanılarak siman boşluğu hazırlanmakta ve üretici talimatlarına göre torklanmış dayanak üzerine ağızda simante edilmektedirler (Şekil 2.2.1.) (Wittneben et al., 2017).

Siman tutucu sistemin avantajları arasında uygulama ve imalat kolaylığı, siman boşluğu nedeniyle daha basit bir pasif uyum, daha az maliyet ve vida giriş deliği olmaması nedeniyle oklüzal yüzeyin anatomiye uygun olarak oluşturulması sayılabilir. Siman tutuculu protetik restorasyonların laboratuvar aşamalarında ekonomik olan ve özel eğitim

gerektirmeyen geleneksel teknikler kullanılmaktadır (Newsome et al., 2011; Wittneben et al., 2017).



Şekil 2.2.1. Siman tutuculu abutment ve protez (Joda et al., 2016)

Simante abutmantlar çoğunlukla estetiğin daha önemli olduğu anterior bölgede kullanılmaktadır. Ayrıca doğru açıda yerleştirilmeyen implantların uygun pozisyona getirilmesini sağlamak amacıyla kullanılmaktadır (Wismeijer et al., 2014).

Simante abutment vidasında meydana gelen herhangi bir gevşeme sonucu simante protezin sökülmesi oldukça zordur. Ayrıca en büyük dezavantajı ise artık siman nedeniyle peri-implantitis riskinin olmasıdır (Şekil 2.2.2.) (Davarpanah et al., 2003; Özkan, 2014).



Şekil 2.2.2. Siman tutuculu protezde simantasyon sonrası meydana gelen artık siman (Linkevicius, Vindasiute, et al., 2013)

2.2.2.2. Vida Tutuculu Abutmentlar

Vida tutuculu abutmentlar implant gövdesine vida yardımı ile bağlanmaktadır. Karşı dişe olan mesafenin sınırlı olduğu durumlarda, uzun köprülerde, siman kalıntısını

önlemek amacıyla abutment basamağının diş eti altında kaldığı durumlarda, estetik bölgede diş eti şekillendirmesini kolaylaştırmak, çıkış profilini oluşturmak ve restorasyonun bakım için çıkarılması gerektiğinde kullanılması uygundur (Şekil 2.2.3.) (Newsome et al., 2011; Wittneben et al., 2017).

Vida tutuculu protetik restorasyonlar için pasif uyumun gerektiği kadar hazırlanması zordur. Pasif uyumun sağlanmadığı restorasyonlarda kemik erimesi ve vida gevşemesi gibi mekanik ve biyolojik komplikasyonlar ortaya çıkmaktadır. Ayrıca vida tutuculu protetik restorasyonların siman tutuculu protetik restorasyonlara göre dört kat daha pahalı olduğu rapor edilmiştir. Bukkolingual yönde çok geniş açıyla yerleştirilen implantlarda vida çıkış deliği bukkal yüzeyde olacaktır ve bu durum estetik açısından sıkıntılı olmaktadır (Ramer et al., 2014; Taylor & Agar, 2002).



Şekil 2.2.3. Vida tutuculu protez ve vida boşluklarının kompozit rezinle doldurulduktan sonra görüntüsü (HARTLIEB)

Vida tutuculu restorasyonlarda karşılaşılan sorunlar arasında vida gevşemesi, vida kırılması, altyapı veya porselen kırılması, oklüzal morfolojinin değişmesi yer almaktadır. Özellikle ağız açıklığı kısıtlı hastalarda ağızda vida ve anahtar kullanımı zor ve stresli bir işlemdir. İmplantların doğru açıyla yerleştirilemediği durumlarda anatomik bir çıkış profili elde etmek zordur (Davarpanah et al., 2003).

Arklar arasında yeterli interoklüzal boşluğun olmadığı durumlarda rahatlıkla vida tutuculu protezler kullanılabilmektedir. Bu durum siman tutuculu protezlerde yetersiz kron veya dayanak uzunluğundan kaynaklanan desimantasyon sorununu ortadan kaldırmaktadır. Protezin onarımı gerektiğinde, cerrahi ve restoratif işlemler sırasında restorasyon kolayca çıkarılabilmekte ve tekrar geri takılabilmektedir. Protetik ve periodontal bakımın kolaylığı nedeniyle dişsiz aralıkların uzun olduğu bölgelerde vidalı

protezler önerilmektedir (Chee & Jivraj, 2006; Linkevicius, Vindasiute, et al., 2013; Ramer et al., 2014).

Vida tutuculu protezler, özellikle protezin teslim aşamasında, siman tutuculu protezlere göre daha kısa bir süre gerektirmektedir. Simantasyon aşamasında izolasyonun sağlanması, simanın hazırlanması ve uygulanması zaman alıcı olabilmektedir. Yapıştırma sonrasında diş eti cebinin çok derin olduğu yerlerden siman kalıntısının temizlenmesi oldukça zordur (Ramer et al., 2014).

2.2.3. İmplant İle Bağlanma Şekline Göre Abutmentlar

Tüm implant sistemlerinin mekanik sağlamlığı, implant dayanak birleşim dizaynlarına bağlıdır. (Muley et al., 2012).

2.2.3.1. Eksternal Bağlantı

Eksternal bağlantı, tarihsel olarak implantlarda kullanılmak üzere geliştirilen ilk bağlantı sistemidir. Bu sistemde abutmentın implanta bağlanan kısmı implant gövdesini dışarıdan çevrelemektedir. Lateral kuvvetler altında mikro hareketliliğe yol açması ve mikro sızıntı oluşumuna neden olmasından dolayı diğer bağlantı sistemleri geliştirilmiştir (Ceruso et al., 2017).

2.2.3.2. İnternal Bağlantı

Abutmentın implanta bağlanan kısmı, implant gövdesinin içindeki boşluğa yerleşmektedir. Bağlantı ne kadar derin olursa mekanik gerilimlerin dağılımı da o kadar eşit olur. Bu sayede implant-dayanak bağlantısının mekanik direncinin arttığı, gevşeme torkunun değerinin arttığı ve vida gevşemesi, vida kırılması, marjinal kemik atrofisi gibi komplikasyonların ortaya çıkmasının azaldığı tespit edilmiştir. İnternal bağlantının, değişik açılara sahip konik, hegzagonal ve tripodal çeşitleri mevcuttur (Ceruso et al., 2017; Şen & Ölçer Us, 2019)

2.2.3.3. Konik Bağlantı (Morse Taper)

İmplant-abutment bağlantısını oluşturan yüzeylerin aynı koniklik açısıyla tasarlanması fikriyle yaratılmıştır. Bu tasarımın amacı, abutmentın dönmesini önlemek ve implant ile abutment arasındaki mikro boşluğu kapatmaktır (Malet et al., 2018).

2.2.3.4. Platform Anahtarı (Platform Switch)

Daha geniş çaplı implantlar için daha küçük çaplı dayanaklar kullanılmış ve vaka çalışmalarında implant çevresi kemik kaybı gözlemlenmemiştir. Bu tesadüfi keşif, implant etrafındaki doku kaybını önleyecek platform anahtarı konseptinin ortaya çıkmasına yol açmıştır (Lazzara & Porter, 2006; Vela-Nebot et al., 2006).

İmplant abutment bağlantı noktasını kemikten uzaklaştırılarak bu bölgede oluşabilecek kemik rezorbsiyonunun engellenmesi amaçlanmıştır (Malet et al., 2018).

2.2.4. Üretim Şekline Göre Abutmentler

2.2.4.1. Standart (Prefabrike) Abutmentler

Hazırlık süresini azaltmak için kronun doğal hatlarına göre şekillendirilen ve diş hekimi veya diş teknisyeni tarafından değiştirilebilen abutmentlerdir. İmplant üzeri protetik restorasyonların üretiminde sıklıkla kullanılmaktadırlar. Bu dayanaklar zirkonyum, alümina, titanyum veya değerli metal alaşımlarından CAD/CAM programları kullanılarak yapılabilmektedir. Farklı diş eti yüksekliklerine sahip bu abutmentin düz veya açılı versiyonları da mevcuttur (Fuster-Torres et al., 2009; Priest, 2005).

Standart abutmentler anatomik olarak gingival dokuyu destekleyecek şekilde tasarlanmamıştır. Özellikle estetik talebin yüksek olduğu ön bölgede bu durum mukozanın yönetilmesinde sorunlara yol açmaktadır. Standart dayanaklar ideal implant yerleşimi gerektirdiğinden, ideal olmayan implant yerleşimlerinde istenilen çıkış profili elde edilemeyebilir (Linkevicius, Puisys, et al., 2013; Şen & Ölçer Us, 2019).

2.2.4.2. Kişisel (Custom) Abutmentler

Kişisel abutmentler; düzgün fonksiyon, doku sağlığı ve estetiği sağlayacak şekilde ideal açılendirme, şekillendirme ve basamak yerleşimine olanak veren tasarım imkanı sunmaktadır. Kişisel abutmentler üretim metoduna göre; döküm tekniği ile üretilen kişisel abutmentler ve CAD/CAM sistemi ile üretilen kişisel abutmentler olarak 2 gruba ayrılmaktadırlar (Davarpanah et al., 2003).

2.2.4.2.1. Döküm Tekniği ile Üretilen Kişisel Abutmentler

Döküm kişisel abutmentler, implant-abutment arayüzüne sıkı bir şekilde oturan sabit bir metal tabandan ve bu tabanın üzerinde şekil ve yükseklik olarak özelleştirilebilen

dökülebilir plastik bir parçadan oluşmaktadır. Döküm parçası implantın konumuna göre yerleştirilecek protez dikkate alınarak kazınarak veya mum eklenerek şekillendirilmektedir. Döküm kişisel abutmentler anatomik olarak üretilirler ve eksik dişin morfolojisine benzeyecek şekilde konturlanmaktadır (Şekil 2.2.4.) (Davarpanah et al., 2003).

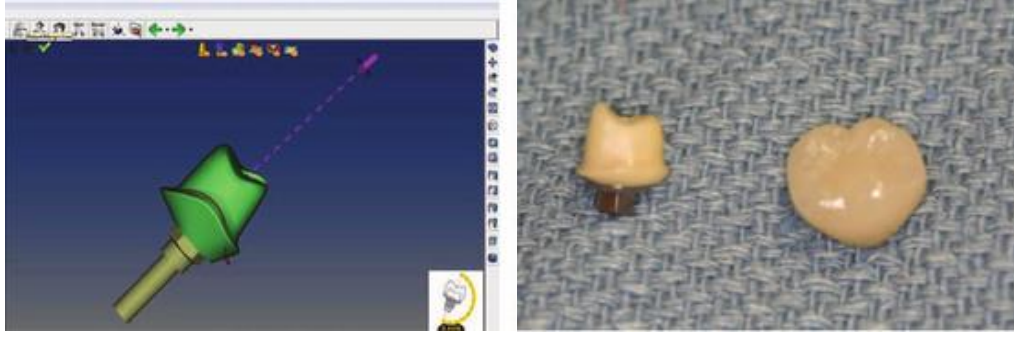


Şekil 2.2.4. Döküm kişisel abutment (Ferrari et al., 2017)

Bu üretime bir örnek Branemark sistemi için tasarlanmış ‘üniversal döküm uzun abutment’ (UCLA) abutmentlerdir. UCLA abutmentler diş eti çıkış profili oluşturmada etkilidir. Ayrıca implant yerleştirilmesine bağlı açıl problemlerin düzeltilmesinde başarılı olmuştur. UCLA abutmentler yaygın olarak kullanılmasına rağmen; yerleştirme arayüzünde oksitlenmiş bir tabaka oluşturduğundan, döküm ve porselen fırınlama döngülerinden sonra riskli bir uyum sergileyebilmektedir (Byrne et al., 1998; Lewis et al., 1988).

2.2.4.2.2. CAD/CAM Tekniği ile Üretilen Kişisel Abutmentler

Geleneksel yöntemlerin yerini alan CAD/CAM sistemleri sayesinde döküm tekniğinde metalin eritilmesi ve soğutulması, mum modelasyonu ve alçı dökümü ile ilgili sorunlar ortadan kalkmaktadır. CAD/CAM sisteminde dijital ölçü alındıktan sonra frezeleme ile restorasyonların üretilmesi, geleneksel döküm yöntemine göre çok daha stabil ve daha iyi sonuçlar sunmaktadır (De Kok et al., 2019; Karunagaran et al., 2015).



Şekil 2.2.5. CAD/CAM tekniği ile üretilen kişisel abutment (Lee et al., 2015)

2.2.5. Kullanılan Materyal Çeşitine Göre Abutmentler

2.2.5.1. Titanyum Abutmentler

Titanyum abutmentler; titanyum alaşımların üstün mekanik özelliklerinden dolayı günümüzde abutment materyali olarak altın standart kabul edilmektedir. Titanyum; biyouyumlu, korozyona ve aşınmaya dirençli, düşük özgül ağırlığı, düşük yoğunluğu ve yüksek çekme dayanımı nedeniyle tercih edilen abutment malzemesi olarak öne çıkmaktadır (Şekil 2.2.6.) (Lee et al., 2016; Sailer et al., 2009).



Şekil 2.2.6. Titanyum abutment (Vasilios et al., 2009)

Titanyum dayanakların gri rengi, özellikle ince diş etleri ve implantların bukkal olarak konumlandırıldığı durumlarda peri-implant mukozaya yansımaktadır. Bu durum estetik açıdan sakıncalıdır. Bu nedenle optimal mukogingival estetiği elde etmek için seramik materyaller üzerinde çalışmalar başlamıştır (Glauser et al., 2004; Jung et al., 2007).

2.2.5.2. Seramik Abutmentlar

İmplant destekli sabit protezlerde estetik ve diş eti uyumunu sağlamak için metal dayanaklara alternatif olarak seramik dayanaklar geliştirilmiştir. Metal dayanaklar kadar dayanıklı olmadıkları için, seramik dayanaklar sadece ön bölgede ve tek üyeli restorasyonlarda kullanılmalıdır. Aşırı overbite, yabancı cisim ısırması, bruksizm gibi rahatsızlıkları olan kişilerde seramik dayanakların kullanılması önerilmemektedir (Boudrias et al., 2001; Henriksson & Jemt, 2003).

2.2.5.2.1. Alümina Seramik Abutmentlar

Tam seramik alümina dayanak sistemi; gelişmiş estetik, uyum, yarı saydamlık, imalat kolaylığı, uyumluluk, biyouyumluluk ve yüksek bükülme dayanımı dahil olmak üzere, metal dayanaklarla mümkün olmayan birçok iyileştirme sunmaktadır. Ancak yoğun sinterlenmiş alüminyum oksit seramiklerden yapılan dayanakların kırılma riski daha yüksek ve mekanik mukavemeti daha düşüktür (Kohal et al., 2008; PRESTIPINO & INGBER, 1993).



Şekil 2.2.7. Alümina Abutment (Stimmelmayer)

Alümina dayanaklar estetik açıdan beyaz ve opak zirkonyum dayanaklardan üstündür (Şekil 2.2.7.). Ancak alümina dayanaklar ile karşılaştırıldığında zirkonyum dayanaklar mekanik olarak daha iyi ve çiğneme kuvvetlerine karşı daha dirençlidir (Att et al., 2006; Yildirim et al., 2003).

2.2.5.2.2. Zirkonyum Seramik Abutmentlar

Alümina dayanakların zayıf mekanik özelliklerinden dolayı, yitriya ile stabilize edilmiş zirkonyum implant dayanakları alternatif bir malzeme olarak pazarlanmış ve

zamanla alümina dayanaklara göre daha çok tercih edilmiştir (Şekil 2.2.8.) (Holst et al., 2005).



Şekil 2.2.8. Zirkonyum Abutment (Weigl et al., 2019)

Yitriyumla stabilize edilmiş zirkonyumun bükülme mukavemeti, yoğun sinterlenmiş saf alüminanın üç katıdır. Zirkonyum dayanakların alüminyum oksit dayanaklara göre bir diğer avantajı, zirkonyumun radyoopsitesinin alüminyum oksitin radyoopasitesinden daha fazla olduğu için radyografik incelemeyi kolaylaştırmasıdır (Bağrıvatan et al., 2015; Yildirim et al., 2000).

Zirkonyum dayanakların en önemli avantajlarından biri beyaz rengi sayesinde mukozada renk değişikliğine neden olmaması ve estetik olmasıdır. Ayrıca biyoyumlu olması ve plak oluşumuna neden olmaması zirkonyum dayanakları günümüzde tercih edilen seçenek haline getirmiştir (Güngör et al., 2019).

2.2.5.3. Polietereeterketon (PEEK) Abutmentlar

PEEK malzemesi yarı kristal yapıya sahip dayanıklı bir termoplastik malzemedir (Şekil 2.2.9.). PEEK, iyi mekanik ve elektriksel özellikleri ve yüksek sıcaklık dayanımı nedeniyle hidrolize dayanıklıdır (Neumann et al., 2014).



Şekil 2.2.9. PEEK Abutment (medicalexp, 27.09.2023)

PEEK geçici veya kişisel dayanak materyali olarak kullanılmaktadır. Abutment malzemesi olarak PEEK'in titanyuma göre avantajları şunlardır (Rahmitasari et al., 2017; SEFERLİ & SARIDAĞ, 2020);

- Aşırı duyarlılık ve alerjik reaksiyonlara daha az sebep olması,
- Radyolüsent olması ve MR'da daha az artefakta neden olması,
- Rengi metalik olmadığı için daha estetik görünümde olması

PEEK'in dezavantajı düşük yüzey enerjisi nedeniyle kimyasal işlemler ile pürüzlendirilmesi zordur. Bu nedenle kompozit rezin ve PEEK malzemeleri arasında yeterli bağ kuvvetine ulaşmak güçtür (Stawarczyk et al., 2013; Zhou et al., 2014).

2.2.5.4. Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Abutmentlar

Tam seramik abutmentlara bir alternatif, fiberle güçlendirilmiş kompozit abutment olabilir (Şekil 2.2.10.). Cam elyaf takviyeli kompozitler diş renginde olup yüksek kırılma ve çekme dayanımı sunmaktadırlar (Behr et al., 2001).



Şekil 2.2.10. Kompozit abutment (Studenikin & Niftaliev, 2021)

2.2.6. Parça Sayısına Göre Abutmentler

2.2.6.1. Tek Parçalı Abutmentler

İmplant-dayanak bağlantısını içeren tek parça abutmentler tamamen seramik, zirkonyum veya titanyum gibi malzemelerden yapılabilmektedir (Conejo et al., 2017).

Titanyumun mükemmel mekanik özellikleri ve klinik çalışmalarla kanıtlanmış uzun ömürlü özellikleri sebebiyle uzun yıllardır tek parça dayanak malzemesi olarak başarıyla kullanılmaktadır. Ancak titanyum dayanakların kullanıldığı restorasyonlar iyi bir estetik sağlamak için implantın alveol sırtı seviyesinin altına yerleştirilmesi gerekmektedir. Bu durum protetik restorasyonun subgingival hazırlığını gerektirmektedir. Subgingival restorasyon estetik bir fayda sağlasa da derin diş eti cebi oluşmasına neden olmaktadır. Bu nedenle kron kenarlarının kontrol edilmesi ve siman kalıntılarının uzaklaştırılması zorlaşarak implantı çevreleyen yumuşak dokuda enfeksiyonların gelişmesine yol açmaktadır (Dede et al., 2016; Dozić et al., 2003; Zembic et al., 2009).

Diş eti biyotipinin ince olduğu ve implantın bukkal yerleştirildiği durumlarda tek parça titanyum dayanak malzemesi seçildiğinde titanyum metali implant çevresindeki mukozaya yansıyan gri bir renk oluşmasına neden olmaktadır ve estetik olarak sorun oluşturmaktadır (Jung et al., 2007; Sailer et al., 2009).

Titanyum implantlar üzerine zirkonyum dayanaklarda ise titanyum ve zirkonyum arasındaki elastik modül ve sertlik farklılıkları, implant vidası ve gövdesi üzerinde aşınmaya ve yıpranmaya neden olmaktadır. Bu durum peri-implantit, kemik kaybı, implant kaybı, vida kaybı, plak tutulması ve titanyum malzemenin aşınmasıyla oluşan parçacıklardan kaynaklanan metal alerjileri gibi komplikasyonlara yol açmaktadır (Egusa et al., 2008; Kanbara et al., 2011).

Tek parça zirkonyum abutment ile titanyum altyapılı zirkonyum abutmentin karşılaştırıldığı bir çalışmada zirkonyum dayanaklarının, dayanak ve implant arasında artan rotasyon sergilediği rapor edilmiştir. Dönmenin implantın abrazyonuna ve metal implant bağlantısının aşınmasına neden olduğu bulunmuştur (Garine et al., 2007).

Tam seramik dayanaklardan biri olan alümina artık kullanılmamakta ve uzun süreli takip çalışmalarında özellikle boyun bölgesinde yaşlanma ve birikmiş stresin neden

olduğu çatlaklar nedeniyle zirkonyum dayanaklar tercih edilmemektedir. Bu stresleri daha iyi tolere edebilen titanyum tabanlı beraber estetik gereksinimleri daha iyi karşılayan seramik dayanakların kombinasyonu özellikle ön diş bölgesinde olası tedavi seçeneklerinden biri haline gelmiştir ve iki parçalı abutmentler olan hibrit abutmentler üretilmiştir (Conejo et al., 2017).

2.2.6.2. İki Parçalı Abutmentler (Hibrit Abutment)

Titanyumun dayanıklılığı ile seramik malzemelerin estetik özelliklerini birleştirmeye yönelik araştırmalar sonrasında hibrit abutment fikri ortaya çıkmıştır. Hibrit abutment; implanta vida ile bağlanan bir titanyum kaide (Ti-base) ve Ti-base üzerine CAD/CAM ile ayrı üretilen cam seramik, hibrit seramik, zirkonyum oksit içeren seramik veya PEEK gibi malzemelerden yapılmış ara parçanın rezin simanla yapıştırılmasıyla sağlanmaktadır (Şekil 2.2.11.). Bu tasarım, implant ile titanyum dayanak arasındaki bağlantı alanındaki mekanik avantaj ile seramik restorasyondaki estetik avantajı birleştirmektedir (Guilherme et al., 2016; Joda et al., 2017).



Şekil 2.2.11. Ti-base abutment (Kim et al., 2013)

CAD/CAM yazılım kitaplıklarında, Ti-base abutmantların kullanımını içeren yenilikçi bir iş akışı bulunmaktadır. Bu nedenle implant destekli protezlerde Ti-base ve ScanPost sistemi, geleneksel ölçü ve modele ihtiyaç duymadan implant dayanaklarının ve seramik protezlerin üretilmesini sağlamaktadır (Gehrke et al., 2014; Joda & Brägger, 2014).

Hibrit abutmentler, aynı protez üzerinde vidalı ve siman tutuculu protezlerin özelliklerinin yanısıra prefabrike ve özelleştirilmiş dayanakların avantajlarını

birleştirmektedir. Ti-base dayanağın seramik bir dayanak veya tam seramik bir kron ile birleştirilmesi, standart bir bileşenin özelleştirilmiş bir çözüme dönüştürülmesini sağlamaktadır. Seramik üst yapı, kişiye özel çıkış profili ve yumuşak doku özelleştirmesi ile klinisyenin daha başarılı klinik sonuçlara ulaşabileceği bildirilmektedir. Ayrıca restorasyonun grimsi metalik kısmı yumuşak doku sınırından daha derinde ve implant seviyesine daha yakın kalmaktadır. Hatta özel titanyum dayanaklar ile daha iyi estetik sonuç elde edilebilmektedir. Diğer bir avantaj ise seramik üst yapının ağız dışında Ti tabanlara yapıştırılıp daha sonra tek parça restorasyon olarak implanta vidalanabilmesidir. (Joda & Brägger, 2014; Linkevicius & Vaitelis, 2015; Lopes et al., 2019; Nouh et al., 2019; Wilson Jr, 2009; Zarauz et al., 2020).

Ti-base abutmentlar üzerindeki restorasyonların kalıcı olmasını ve hastaya uzun süre hizmet etmesini sağlamak çok önemlidir. Ti-base abutmentlerin tutucu kısmı genellikle 4 ila 6 mm yüksekliğinde olmalıdır, ancak daha düşük yüksekliğe sahip Ti-baseler vardır ki bunlar yeterli bağlanma sağlayamayabilirler (Kemarly et al., 2020).

Hibrit Abutmentların (Ti-base) Avantajları (Edelhoff et al., 2019b; Zarauz et al., 2020):

- 1) Hibrit abutmentler implant üzeri kronlar ile karşılaştırıldığında, seramik abutment ve kron tek bir bileşende birleştirildiğinden, üretim süresi kısalmıştır.
- 2) Ağız içinde simantasyon olmadığı için siman materyalinin peri-implantitis hasarı oluşturma riski artık yoktur.
- 3) Kişiye özel çıkış profili ve yumuşak doku adaptasyonu, seramik üst yapıyı kullanarak daha iyi klinik sonuçlar elde edilebilir.
- 4) Hekim, CAD-CAM sistemlerini kullanarak kişiye özel titanyum altyapılı restorasyonlar veya dayanaklar tasarlayabilir.
- 5) Vida gevşemesi gibi mekanik komplikasyon durumunda vidaya erişim kolaydır ve komplikasyon kolaylıkla çözülebilir.

Hibrit Abutmentların (Ti-base) Dezavantajları (Edelhoff et al., 2019b; Ferrari et al., 2016; Stimmelmayer et al., 2012):

1) Hibrit abutment kron restorasyonu Ti-base abutmenta manuel ve doğru şekilde takılmalıdır.

2) Yanlış yapıştırıldığında retansiyon kaybı riski vardır.

3) Uzun süreli klinik takip yoktur.

4) İmplantın iç geometrisine göre proksimal temaslara bağlı sınırlı erişim yolu vardır.

5) Mukogingival alanda eğer kemik varsa bu durum restorasyonun tam oturmasına neden olabilir.

6) İmplant çevresinde yumuşak doku kalınlığı fazla olan veya derin implantı olan hastalarda ihtiyaç duyulan tutuculuk için titanyum alt yapı uzunluğu kısa kalabilmektedir.

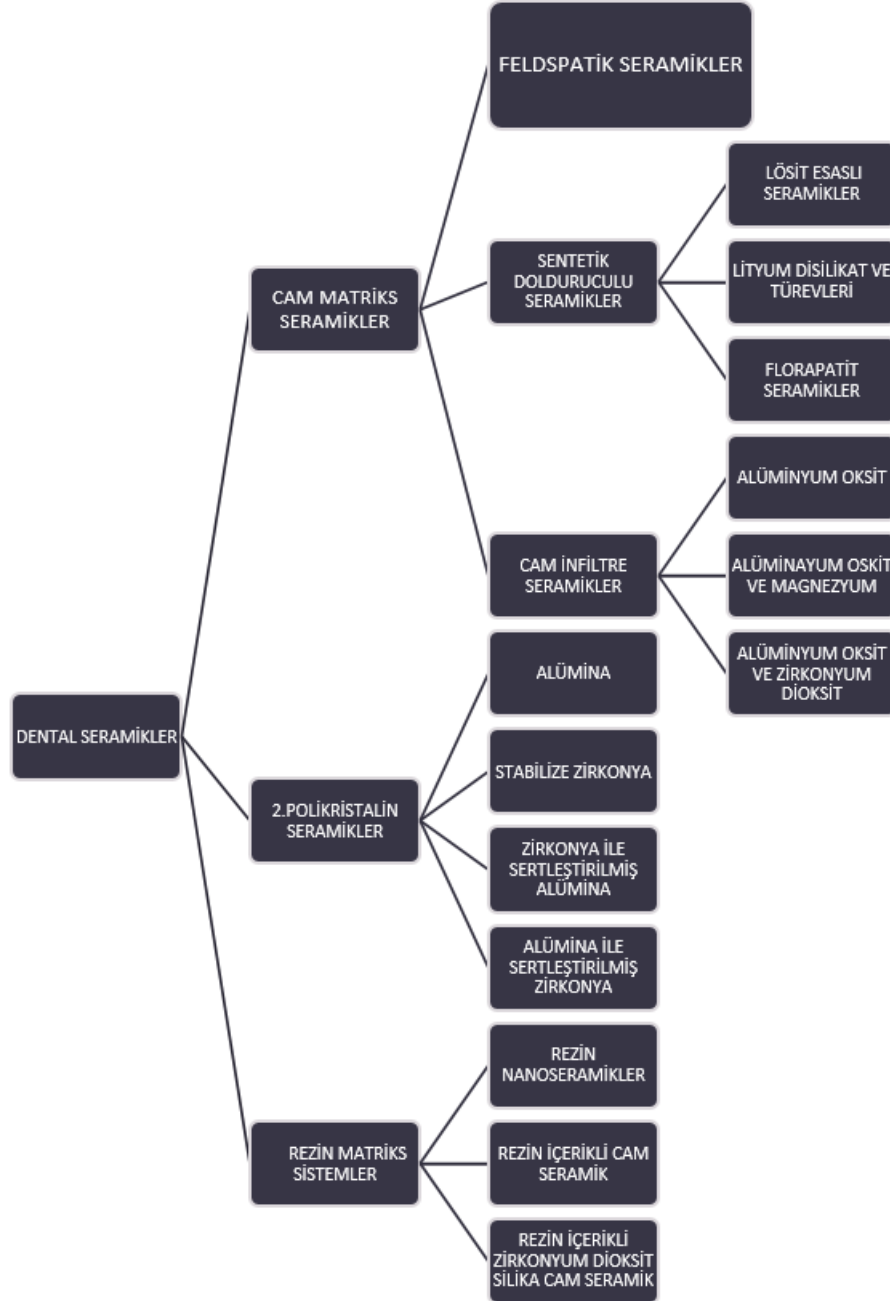
2.3. TAM SERAMİKLER

Günümüzde, hastaların yüksek estetik beklentileri nedeniyle doğal diş renginde restorasyon yapmak için tam seramik sistemleri daha popüler hale gelmiştir (McLean, 2001). Tam seramik sistemler, inert olmaları nedeniyle metal destekli sistemlere göre daha düşük ısı-elektrik iletkenliği ve termal hassasiyet, üstün diş eti yanıtı ve geleneksel metal destekli seramik sistemlerle aynı marjinal uyuma sahip olmaları gibi birçok estetik avantaja sahiptir. (Campbell & Sozio, 1988; Raigrodski, 2004a).

2.3.1. Tam Seramik Sistemlerin Sınıflandırılması

Tam seramik sistemlerinin kompozisyonu, üretim metodu, fırınlama derecesi, asitlenebilme ve klinik endikasyonlarına göre çeşitli sınıflamaları vardır (Helvey, 2014). 2015'te Gracis ve ark. (Gracis et al., 2015) tarafından geliştirilen seramik materyal sınıflandırması, günümüzde en çok tercih edilen sınıflandırmadır (Tablo 2.1.).

Tablo 2.1. Tam seramiklerin sınıflandırılması



2.3.2. Hibrit Abutment (Ti-base) Tasarımında Kullanılan Seramik Materyaller

Daimi hibrit abutment kronları için zirkonyum, lityum disilikat, hibrit seramik ve zirkonyum katkılı lityum disilikat kullanılır. Geçici süreyle kullanılan hibrit abutment kron restorasyonları, mikrofiller ile güçlendirilmiş poliakrilik, polimetil metakrilat ve

polietereterketon (PEEK) gibi materyallerden yapılmaktadır (Al-Zordk et al., 2020; Yazigi et al., 2020).

2.3.2.1. Zirkonyum Seramikler

Martin Klaproth, 1789'da saf olarak doğada bulunmayan zirkonyumu bir deneyde tesadüfen keşfetmiştir (Pilathadka et al., 2007). Hekzagonal özelliklere sahip zirkonyum, 1852 °C'de erimeye başlar ve 3580 °C'de kaynama noktasına ulaşmaktadır. Yüksek boyutsal stabilitesi ve dayanıklılığı nedeniyle, paslanmaz çeliğe benzer elastik modülü sayesinde diş hekimliği alanında ilgi odağı olmuştur (Piconi & Maccauro, 1999).

Geleneksel metal-seramik protezlerde metal altyapı opaktır. Zirkonyum hem yarı saydam hem de opak özelliklere sahiptir. Zirkonyum oksidin yüksek opaklığı, diş hekimliğinde estetik gereksinimlerin gerekli olduğu her yerde onu popüler kılmaktadır (Heffernan et al., 2002).

Dijital olarak üretilen zirkonyum altyapı, opak yapısı nedeniyle estetik bir görünüm elde etmek amacıyla laboratuvar da veneer seramiği ile kaplanmakta ve ardından son restorasyon tamamlanmaktadır. Son derece estetik, biyolojik olarak uyumlu ve uzun ömürlü bir restorasyon için zirkonyum alt yapısı ve üst yapı seramiği arasındaki bağlantı dayanımı çok önemlidir ve çeşitli faktörlerden etkilenmektedir. Zirkonyum alt yapısı ile üst yapı seramiğinin bağlantısını etkileyen faktörler arasında ısı genleşme katsayısı farklılığı, elastik modül, camsı geçiş ısısı, altyapı ve üst yapının seramik kalınlığı, yüzey işlemleri, tekrarlanan pişirme ve soğutma işlemleri yer almaktadır. (Miyazaki et al., 2013; Tholey et al., 2011).

Zirkonyum; kübik (K), tetragonal (T) ve monoklinik (M) olmak üzere üç farklı fazda bulunabilir. Oda sıcaklığında saf zirkonyum, 1.170 °C'de monoklinik fazda kalmaktadır. 1.170 °C'den 2.370 °C'ye kadar tetragonal fazdayken, 2.370 °C'nin üzerinde kübik faza geçmektedir. Tetragonal fazdan monoklinik faza geçiş sırasında hacim % 4 oranında artmaktadır. Zirkonyumun kırılma dayanımı, hacim artışı nedeniyle daha iyi olmaktadır. Bu dönüşüm sertleşmesinin gerçekten uygulanabilir olması için kübik ve tetragonal fazlar oda ısısında stabilize olmalıdır. Bu nedenle seryum, kalsiyum, magnezyum ve yitriyum gibi oksitler saf zirkonyuma eklenmektedir. Bu bileşenler, bu aşamalardan herhangi birini tamamen veya kısmen stabilize etmektedir. Bu işlemin ardından zirkonyum seramikleri üç kategoriye ayrılır: tam stabilize zirkonyum (FSZ),

parsiyel stabilize zirkonyum (PSZ) ve sinterlenmemiş zirkonyum (Green Stage). (ŞEN, 2017).

2.3.2.1.1. Tam Stabilize Zirkonyum (FSZ)

Tam sinterize edilmiş zirkonyum dioksit blokları, restorasyon kazınmadan 1300 °C'de sinterize edilmektedir. Sinterizasyon blokların yoğunluğunu %95'e yükseltmektedir. Daha sonra 1500 °C'de ve 1000 bar izostatik basınçta ikinci bir sinterleme gerçekleştirilmektedir. Bu süreçte argon gazı kullanılmaktadır. Zirkonyum bloğun rengi ikinci sinterizasyon sırasında gri-siyah arasında bir renk almakta ve okside olması için atmosferik basınçta sinterizasyon süreci devam etmektedir. İkinci sinterizasyon işlemi tamamlandıktan sonra bloğun yoğunluğu %99'a yükselmektedir. Bu bloklar kullanılarak yapılan restorasyonlarda, restorasyonun kazınması işlemi sinterizasyondan sonra gerçekleştirildiği için büzülme olayı yoktur. Bu nedenle kazıma sırasında daha büyük restorasyon kazınması gerekmez. Bu bloklar kazınma işleminden önce sinterize edildiğinden, kazıma cihazlarının frezleri bu sertliğe uygun olarak farklıdır (BULTAN et al., 2010; Denry & Kelly, 2008).

2.3.2.1.2. Parsiyel Stabilize Zirkonyum (PSZ)

Zirkonyumun 5000° C'de 30 dk süreyle sinterlenmesi sonucunda elde edilirler. Yapı, sinterleme işlemiyle daha yoğun hale geldiğinde tamamen sinterlenmediği için oldukça porözdür ve zayıf mekanik özellikler göstermektedir. Yine de restorasyonlar tipik boyutlardan büyük hazırlanır, böylece hacimsel kaybı tolere etmek mümkündür. Tam sinterlenmiş zirkonyum bloklarına kıyasla bu bloklar daha az zaman ve para gerektirmektedir. Renklendirmek için renklendirici solüsyonlar da kullanılabilir. (BULTAN et al., 2010; Raigrodski, 2004b).

Hibrit abutment kronları, yarı sinterize zirkonyum bloklarından yapılmaktadır. Orijinal boyutlarından yaklaşık yüzde yirmi beş daha büyük olarak üretilmektedirler (Miyazaki et al., 2013).

2.3.2.1.3. Sinterlenmemiş (Green Stage) Zirkonyum

Özel bağlayıcılar kullanılarak malzemenin üretim aşamasında ısı kullanılmadan basınçla sıkıştırılmasıyla hazırlanmaktadır. Bu aşamada aşındırma oldukça basittir ve aşındırma tamamlandıktan sonra restorasyon sinterlenmektedir (Denry & Kelly, 2008).

Restorasyonlar, sinterizasyon sırasında oluşacak kaybı tolere etmek için hacimsel olarak %20-25 daha büyük freze edilmektedir (Suttor et al., 2001).

Y-TZP (yitriumla stabilize zirkonyum); rezorbe olmayan, biyoinert bir metal oksittir. Korozyona ve aşınmaya karşı mükemmel bir direnç göstermektedir. Elastik modül, yüksek eğilme mukavemeti (900-1200 MPa), yüksek radyopasite, yüksek kırılma mukavemeti, düşük ısı iletkenliği, frezelenabilirlik, diş renginde olması ve biyouyumluluk gibi bazı avantajlara sahiptir. Zirkonyum seramiklerin dezavantajı düşük sıcaklık bozunmasıdır. Yaşlanma, düşük sıcaklık bozunması (DSB) olarak bilinen bir fenomendir. Su molekülleri bu fenomeni başlatmakta ve zirkonyum yüzeyinde tetragonal fazdan monoklinik faza doğru sürekli bir dönüşüm olmaktadır. Düşük sıcaklık bozunması yüzeyi pürüzlü hale getirmekte ve mikroçatlaklar oluşturmaktadır. Bu durum zirkonyumun kullanım süresini kısaltmaktadır (Bankoğlu Güngör et al., 2014; Chevalier et al., 2007).

Monolitik zirkonyum restorasyonları veya veneerlenmiş zirkonyum seramikleri protetik altyapılar için kullanılmaktadır. İhtiyaç duyulduğunda monokromatik homojen materyaller infiltrasyon yoluyla boyanabilmektedir. Mine ve dentindeki renk farklılıklarını taklit etmek amacıyla Şekil 2.2.12.'de görüldüğü gibi polikromatik CAD/CAM bloklarının kullanılması yeni bir trend haline gelmiştir (Gracis et al., 2015).



Şekil 2.2.12. Vita Enamic Multicolor (vita, 27/09/2023)

Monolitik zirkonyumun üstün mekanik özellikleri nedeniyle son yıllarda klinik endikasyon alanı giderek genişlemiştir. Ön bölgedeki sınırlı estetik kullanımı tolere edebilmek için, zirkonyumun mikro yapısında alüminyum içeriğinin azalması, yoğunluğun artması, tane boyutunun küçültülmesi ve kübik zirkonun yapısına dahil

edilmesi gibi değişiklikler yoluyla geleneksel zirkonun yarı saydamlık özellikleri geliştirilmiştir (Silva et al., 2017; Zhang et al., 2013).

Monolitik zirkonyum, kırılma direnci nedeniyle interokluzal aralığın yetersiz olduğu durumlarda kullanılabilir. 0.5 mm'lik bir okluzal mesafede bile yeterli dayanıklılığa ve sağlamlığa sahip olmaları nedeniyle posterior restorasyon için ideal bir seçimdir ((Crown), 2013)

Monolitik zirkonyum restorasyonların tüm bu avantajlarının yanı sıra bazı dezavantajları vardır. Geleneksel zirkonyum restorasyonları, CAD/CAM aşamasında kullanılan cihazlar, kazıma bloklarının ve frezlerin maliyeti nedeniyle daha pahalıdır. Monolitik zirkonyumda ağızda yükseklik uyumu gerektiren durumlarda aşındırma daha zordur. Diş benzeri bir görünüm elde etmek, tabakalama ile işlenmiş veneer porselene göre daha zordur. Ancak boyanabilme özellikleri vardır. Kırıldığında tamiri mümkün değildir. Zirkonyum, dirençli bir materyal olmasına rağmen estetik olarak yeterli değildir. (Ilie & Stawarczyk, 2014).

Alsahhaf ve ark. [46], hibrit abutmentlarda (Ti-base) titanyum ara parçanın zirkonyum abutmentin en zayıf bölgesini desteklediğini keşfetmiştir. Sonuç olarak, zirkonyum abutmentin kırılma dayanımı, titanyum ara parçanın kullanımı yoluyla artırılabilir (Alsahhaf et al., 2017).

Monolitik zirkonyum delikli bloklar (Cerec Zirconia Meso; Dentsply Sirona, ABD) hibrit abutment kronları üretmek için kullanılmaktadır (Şekil 2.2.13.) (Schubert et al., 2019).



Şekil 2.2.13. Monolitik Zirkonyum Delikli Blokları (Sirona)

2.3.2.2. Lityum Disilikat Cam Seramikler

Cam seramikler, kayıp mum tekniği, sıcak presleme teknikleri veya modern CAD/CAM frezeleme prosedürleriyle yapılmaktadır. Bu süreçte cam seramiklerin temel kristalizasyon yapısını korumak ve seramiklerin optik ve mekanik özelliklerini kaybetmemek amaçlanmaktadır (Höland et al., 2006). Kristalin olmayan fazda oluşturulduktan sonra, devitrifikasyon olarak bilinen ısı işlem yoluyla kristalin faza dönüştürülmektedir. Kristal gelişimi veya kristal formasyonu, işlemin iki adımını oluşturmaktadır. Bu işlemler materyalin kimyasal stabilitesini, kırılma dayanımını, termal dayanımını, aşınma direncini ve sertliğini arttırmaktadır (Shenoy & Shenoy, 2010).

Lityum disilikat içeren seramiklerin yaklaşık %70'i lityum disikat kristallerinden oluşmaktadır. Bu materyallerin üretimi, daha yüksek kırılma ve dayanım değerleri gösteren cam seramik restorasyonların kullanım alanını genişletmiştir. İnley, onley restorasyonları, laminate veneerler, anterior ve posterior tek kronlar, üç üyeli anterior köprüler ve tek üye implant üstü kronlar dahil olmak üzere çeşitli durumlarda kullanılabilir (Ivoclar Vivadent, 2005a; Pagniano Jr et al., 2005).

Lityum disikat materyali CAD/CAM sisteminde kullanılmak üzere hazırlanırken freze edilmesi zor ve kırılgan olduğu için üretim aşamasında çeşitli prosedürler uygulanmaktadır. CAD/CAM sistemi için kullanılacak olan bu materyalde seramik parsiyel olarak kristalize edilmektedir. Parsiyel kristalizasyon yoluyla hedeflenen blokların hızlı ve kolay bir şekilde freze edilmesi ve aynı zamanda frezeleme sırasında seramiğe yeterli direncin sağlanması amaçlanmaktadır. Lityum metasilikat ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_3$) parsiyel kristalize blokların ana kristal fazıdır. Bu aşamada, materyal hem kimyasal hem de mekanik olarak oldukça zayıftır. 850 °C'de materyale kristalizasyon uygulandığında, lityum disikat, oldukça dirençli ve diş rengi ile uyumlu olan lityum metasilikat haline gelmektedir (Ritzberger et al., 2010).

2005 yılında IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) materyali, lityum disilikat seramiğindeki yeniliklerle birlikte piyasaya sürülmüştür. IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent) blokları için uygun traslüsensi ve renk seçenekleri mevcuttur. Anterior bölgede inley, onley, tek kron ve ikinci küçük azı dişine kadar olan üç üyeli köprüler endikasyonları arasındadır. Bu materyal sayesinde hem estetik hem de dirençli yenilemeler yapılabilir (Ivoclar Vivadent, 2005a, 2005b).

IPS e.max CAD bloklarında lityum metasilikat, toplam hacmin %40'ını oluşturmaktadır. Camsı faz içinde bulunan nanokristalin, matriks içinde 0,2 ile 1 μm büyüklüğünde kristallerdir. Bu nedenle, yapının rengi mavi menekşe bir ton almaktadır. Frezeleme sonrası uygun koşullarda lityum metasilikat lityum disilikata dönüşmektedir ve materyal doğal diş rengi halini almaktadır (Şekil 2.2.14.) (Ritzberger et al., 2010).



Şekil 2.2.14. IPS e.max CAD Abutment (DentalCAD/CAM)

IPS e.max CAD Abutment (Ivoclar Vivadent), özellikle anterior bölgedeki tek diş implant destekli restorasyonlarda hibrit abutment yapmak için tasarlanmıştır. IPS e.max CAD delikli bloklarla yapılan restorasyonlar daha sonra bir titanyum ara parçaya yapıştırılmaktadır. Bu bloklar A14 ve A16 boyutlarında mevcuttur. Farklı translüsensi (MO ve LT) seçenekleri ve çeşitli renk tonları bulunmaktadır (Zimmermann et al., 2013).

Zirkonyum, dirençli bir materyal olmasına rağmen arzu edilenden daha az estetikdir. Lityum silikata yüzde on zirkonyum eklenerek; estetik ve sağlam bir malzeme olarak tasarlanan yeni bir seramik piyasaya sürülmüştür. Zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat olarak bilinen bu malzeme, CAD-CAM sistemlerinde kullanılmak üzere geliştirilmiştir. Lityum disilikat ile karşılaştırıldığında daha güçlü ve daha kolay frezelenebilir, aynı zamanda iyi kenar stabilitesi sağlamaktadır. Zirkonyum katkılı lityum silikat seramikler, dayanıklı ve biyouyumlu oldukları için çeşitli cam seramiklere alternatif olarak kullanılmaktadır. Zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikatlarda hibrit abutment kron üretimi için kullanılan delikli blok mevcut değildir. Bununla birlikte, zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat bloklara sonradan vida erişim deliği açılması yoluyla restorasyonlar gerçekleştirilebilmektedir. Ancak bu yöntem restorasyonların dayanıklılığını azaltmaktadır (Gomes et al., 2017; Zarone et al., 2021).

2.3.2.3. *Polimer İnfiltrasyon Rezin Seramik*

Hibrit abutment tasarımlarında polimer infiltrasyon rezin seramikler alternatif tedavi seçeneği olarak kullanılmaktadır.

Karma nano yapılardan oluşan hibrit dental restoratif materyaller, diş hekimliğinde kullanılan malzemelerin fiziksel ve biyolojik davranışını geliştirmek ve iyileştirmek için üretilmiştir (Thorat et al., 2014).

Üretici firmalar tarafından rezin matriks seramiklerin geliştirilmesinin avantajları; geleneksel seramiklere kıyasla dentin elastik modülünün daha yakından taklit edilebilir olması, cam matriks seramikler ve polikristalin seramiklerle karşılaştırıldığında daha kolay frezelenen ve uyumlanabilen yapıları vardır. Ayrıca kompozit rezin materyaller kullanılarak küçük tamir ve değişiklikler yapılabilir. (Gracis et al., 2015).

CAD-CAM sistemi, rezin içeren seramikler kullanarak estetik restorasyonlar yapmayı mümkün kılmaktadır. Seramik ve rezin içeren hibrit malzemelerin kullanımı kolay ve estetiktir. Bu özellikleri nedeniyle günümüzde kullanımı artmaktadır. Cilalanabilme özellikleri ek bir avantajdır (Strub et al., 2006).

Vita Enamic (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya), rezin matrikse ilave edilmiş bir cam seramik türüdür. Bu materyalin avantajları arasında kırılma direncinin düşük olması, çatlak ve kırık olmadan hassas bölgelerde kolayca şekillendirilebilmesi (millenebilmesi), geleneksel seramiklerle karşılaştırıldığında daha yüksek elastikiyete sahip olması ve daha kısa millenme süresi yer almaktadır. Seramiklerde sıklıkla görülen çatlak ilerlemesi sıkıntısı polimer ağ yapısı ile birlikte azaltılmıştır. Vita Enamic inley, onley, parsiyel kron, veneer ve bireysel implant restorasyonlarında kullanılmaktadır. Köprülerde ve parafonksiyonel alışkanlıklarda kullanılmamalıdır (Shetty et al., 2015).

Ongun ve ark. (Ongun et al., 2018) polimer infiltrasyon rezin seramiğin eğilme mukavemeti, bağlanma mukavemeti ve kırılma direnci değerlerini lityum disilikat seramiği ile karşılaştırmak amacıyla bir çalışma yapmıştır. Ti-base abutmentta titanyum altyapı üzerine seramik materyali olarak lityum disilikat (LSD) ve polimer infiltrasyon rezin seramik kullanılmıştır. Çalışma sonucunda lityum disilikatın daha yüksek bağlantı değeri, kırılma ve esneme dayanımı gösterdiğini bulmuştur. Ayrıca polimer infiltrasyon rezin seramiğin hibrit abutment materyali olarak oklüzal kuvvetlere yeterli direnç

sağlayamadığı için güvenilirliğini değerlendirmek amacıyla daha fazla araştırma gerektiği belirtilmiştir.

Bu grupta 3M ESPE tarafından piyasaya sürülen Lava Ultimate CAD/CAM bloğu da mevcuttur. Malzeme, rezin nano seramiklerden oluşmaktadır. Nanoseramik partiküllerinin yaklaşık %80'i rezin matris içine karıştırılmıştır. İçeriğinde 20 nm silika ve 4-11 nm zirkonya partikülleri bulunmaktadır. Bu materyalin en büyük avantajı; cam seramiklere göre daha az aşındırma yapması, glaze yapmaya gerek kalmaması, cila işlemlerini kolayca yapabilmesi ve yüzey cilasını uzun süre korumasıdır (Mihali et al., 2013).

Lava Ultimate CAD/CAM materyali cam gibi kırılkan değildir ve monolitik olarak uygulandığında venterlerde kırılmayı önlemektedir. Lava Ultimate CAD/CAM restoratif bloğun yüksek esnekliği ile birlikte implant üzeri monolitik posterior kronlarda bile kullanılabilir (Koller et al., 2012).

2.4. POLİMETİL METAKRİLAT MATERYALİ (PMMA)

Uzun süreli geçici restorasyonlarda polimetil metakrilat içeren telio-CAD blokları (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) kullanılmaktadır. Geçici hibrit abutment kronlarının restorasyonu için de Telio-CAD blokları kullanılabilir (Şekil 2.2.15.). Uzun süreli geçici restorasyonlar için mikro dolgu sağlayan mikrofiller ile güçlendirilmiş poliakrilikler, yüksek çapraz bağ oranına sahip akrilat polimerlerdir. Yüksek kırılma dirençleri ve yüzey stabiliteleri nedeniyle aşınma süreleri uzundur. Mikrofillerle güçlendirilmiş poliakrilik materyali hibrit abutment kronlarda geçici olarak uzun süreli kullanılabilir (Abdullah et al., 2016; Mostafavi et al., 2021; Reich, 2015).



Şekil 2.2.15. Telio CAD Abutment (dentalcadcam)

2.5. TİTANYUM

Titanyum, 1790 yılında İngiltere'de William McGregor tarafından keşfedilmiştir. Ancak 1795'de Klaproth tarafından, mitolojideki güçlü tanrılar olan Titanlardan esinlenilerek materyale titanyum ismi verilmiştir (DF, 1981).

Titanyum, alüminyum, demir ve magnezyumdan sonra en fazla rezerve sahip üçüncü elementtir. Titanyum reaktif bir metaldir ve saf halde elde edilmesi zordur. Dr. Wilhelm Kroll, 1930'lu yıllarda saf titanyum üretimi için geliştirdiği yöntemi "Kroll prosesi" olarak adlandırmıştır. Bu yöntem; cevherin klorid, karbon ve titanyum klorür ile ekzotermik bir reaksiyona maruz kalmasını sağlamaktadır. Son olarak; titanyum öncülü, titanyum klorürün ($TiCl_4$) sodyuma indirgenmesiyle elde edilmektedir. Titanyum ingotları, yumuşak titanyum öncülünün argon gazıyla ya da basınç altında eritilip birleştirilmesiyle oluşmaktadır (Lautenschlager & Monaghan, 1993; Wang & Fenton, 1996).

Titanyum, hafifliği, düşük elastik modülü, mükemmel korozyon direnci, biyouyumluluk ve kolay biçimlendirilebilmesi nedeniyle dental implantlar için kullanılan en yaygın materyaldir (Lautenschlager & Monaghan, 1993).

Amerikan Test ve Malzemeler Derneği'nin sınıflandırmasına göre titanyum altı farklı gruba ayrılmaktadır. Her titanyum grubunun içeriği ve mekanik özellikleri birbirinden farklıdır. Titanyum, kemik ve canlı dokulara reaktif olarak bağlanabilmektedir. Saf titanyum üstün mekanik özelliklere sahiptir. Su, hava veya

elektrolitlerle temas halinde yüzeyi oksit tabakası ile kaplanmaktadır. Oksit tabakası titanyumu korozyona karşı daha dayanıklı hale getirmektedir. Titanyum; antibakteriyal özellikleri, kemiğe yakın elastisitesi, biyolojik uyumluluğu ve hafifliği nedeniyle implantasyon için ideal bir materyaldir (Arvidson et al., 1998).

Titanyum, saf veya titanyum alaşımları şeklinde diş hekimliğinde kullanılmaktadır. Saf titanyuma kıyasla, titanyum alaşımlarının mekanik özellikleri ve dayanıklılığı daha yüksektir. Titanyum-alüminyum-vanadyum (Ti-6Al4V) alaşımları, korozyona direnci ve mekanik özellikleri açısından en iyi biyomateryallerden biridir. Vanadyum korozyon direncini artırırken, alüminyum alaşımın yoğunluğunu azaltmaktadır. Saf titanyumdaki kuvvet sorunu nedeniyle üretici firmalar titanyum alaşımları kullanarak implantların kuvvete direncini arttırmaktadır (Brown, 1997; Peterson, 2003; Wang & Fenton, 1996).

Grade I titanyum: Kimyasal olarak saf olan titanyum türüdür. Titanyum alaşımlarına kıyasla oda ısısında dayanıklılığı düşük ve kırılabilirliği yüksek olmasına rağmen, şekillendirilmesi ve kullanılması kolaydır. Grade 1 titanyum içeriğindeki demir, nitrojen, oksijen, hidrojen, karbon ve diğer intersitiyel elementlerin miktarı azaltıldığından, korozyona karşı daha dayanıklı hale gelmektedir (Fernández et al., 2003).

Grade II titanyum: Daha fazla demir ve oksijen bulundurmaktadır. Bu nedenle, çekme ve basma direnci daha yüksekken, korozyona direnci ve esnekliği daha azdır (Fernández et al., 2003).

Grade III Titanyum: Yüksek oksijen varlığında Grade III titanyum korozyona son derece dayanıklıdır (Fernández et al., 2003).

Grade IV Titanyum: En yoğun oksijen ve demirin bulunduğu formdur. İçerisindeki demirin ve intersitiyel bileşenlerin artması nedeniyle korozyon direnci düşük ve kırılabilirliği yüksektir (Fernández et al., 2003).

Grade V Titanyum: Ti-6Al-4V bir grade V titanyum alaşımıdır. %4 vanadyum ve %6 alüminyum içermektedir. Ti-6Al-4V ve Ti-6Al-4V(ELI) alaşımları piyasada yaygın olarak kullanılmaktadır. Saf titanyum, Ti-6Al-4V'nin akma mukavemeti ve yorulmaya karşı direnci gibi mekanik özellikleri bakımından saf titanyumdan daha iyidir. Grade V alaşıma alüminyum eklenerek dayanıklılık artırılmakta ve aynı zamanda yoğunluk

azaltılmaktadır. Bununla birlikte, vanadyum eklenmesi alüminyumun korozyon etkisini azaltmaktadır. Ti-6Al-4V'de kullanılan vanadyumun toksik bir etkiye sahip olduğu söylenmektedir. Ek olarak, bu tür alaşımların vanadyum ilave edilmesi ile Alzheimer, sinir deformasyonu ve kemik deformasyonu gibi sağlık sorunlarına neden olabileceğine dair görüşler vardır (Niinomi et al., 2004).

Grade 23 ELI Titanyum: Ti-6Al-4V ELI (Extra Low Interstitial), Ti-6Al-4V'un bir varyantı olup, medikal uygulamalarda iyi biyouyumluluk ve mükemmel kırılma direnci gibi özellikleriyle kullanılmaktadır. Demir ve oksijen gibi iyonlarla karşılaştırıldığında, düşük elastik modülü ve yüksek yorulma direncine sahiptir. Hafifliği, yüksek korozyon direnci ve dayanıklılığı nedeniyle titanyum ELI sıklıkla tercih edilmektedir (Disegi & Wyss, 1989; Niinomi et al., 2004).

Titanyum, yüksek mekanik ve fiziksel özellikleri, düşük ağırlığı ve biyouyumluluğu nedeniyle restorasyon için ideal bir materyaldir. Bununla birlikte, titanyum yüzeyinde oluşan oksit tabakasının kalınlığı arttıkça, yüzeye bağlanmak daha zor hale gelmektedir. Literatürde, titanyum yüzeyine bağlanmayı artırmak için bir dizi yüzey işlemi uygulanması önerilmektedir. Yüzey işlemleri, yüzey kimyasını değiştirerek veya pürüzlülüğünü artırarak bağlanma dayanıklılığını artırabilmektedir (Disegi & Wyss, 1989).

2.5.1. Titanyuma Uygulanan Yüzey İşlemleri

Implant gövdesinin başarılı osteointegrasyonu ve restorasyon ile implant abutmentı arasındaki bağlantının devamlılığı; dental implantların başarısına büyük ölçüde katkıda bulunan faktörlerdir (Yoshida et al., 2005). Titanyum yüzeyine işlemler uygulandığında, titanyum dioksit (TiO₂) içeren gözeneksiz ve adeziv bir koruyucu oksit film tabakası oluşmaktadır. Titanyum yüzey işlemi, adhezyonu olumsuz yönde etkileyen tabakanın ortadan kaldırılmasını ve bağlanmayı güçlendiren sağlam bir adeziv tabakanın oluşturulmasını amaçlamaktadır. Adeziv tabakanın oluşumuna yardımcı olmak için titanyuma başta kumlama, asit uygulama, plazma uygulama, lazer uygulamaları, titanyum yüzeyinin kaplanması olmak üzere çeşitli yüzey işlemleri uygulanmaktadır (Baburaj et al., 2007; Ozdemir et al., 2016).

2.5.1.1. Kumlama

Yaygın olarak kullanılan bir yüzey pürüzlendirme yöntemi olan kumlama, abutment yüzeyine farklı boyutlardaki partiküller kullanılarak uygulanmaktadır. Bu teknik, titanyum yüzeyini pürüzlendirmek için yüksek hızda basınçlı hava ile yüzeye uygulanan abraziv seramik partiküllerin püskürtülmesini gerektirmektedir. Titanyum yüzeyinde parçacıkların boyutuna göre değişen şekillerde elde edilebilmektedir. Alüminyum oksit (Al_2O_3), titanyum dioksit (TiO_2) ve kalsiyum fosfat (CaP) seramik parçacıkları olarak sıklıkla kullanılmaktadır. Al_2O_3 , yüzeylerde farklı oranlarda pürüzlülük oluşturabilen ve uygulanması kolay bir materyal olsa da, bazı dezavantajları vardır. İmplant yüzeyine gömülü olduğundan ultrasonik temizleme, asitle pasivasyon ve sterilizasyon sonrasında dahi kalıntı bırakılabilmektedir (Geçkili et al., 2010).

Kumlama işlemi, alaşım yüzeyinden yağları ve oksitleri uzaklaştırmak için kullanılmaktadır. Bu işlem, rezin simanla arasındaki retansiyonu arttırmaktadır. Al_2O_3 partikülleri ile kumlama; alaşım yüzeyinde yüzey alanını genişletmekte ve mikroretantif bir topografya oluşturmaktadır. Alaşımın yüzeyindeki enerji, alaşımın ıslanabilirliğini arttırmaktadır. Bu sayede, kompozit rezin ile alaşım arasında daha güçlü bir bağlantı sağlanmaktadır. Al_2O_3 partikülleri ile yüzeyin kumlamasından sonra, self-adeziv rezin siman kullanılarak güçlü bir bağlantı sağlanmaktadır (Abreu et al., 2007; Kim & Cho, 2009; Wolfart et al., 2007).

En ucuz ve en basit yüzey pürüzlendirme işlemi kumlama değildir. Kumlama işleminin dezavantajı metal alt yapının zarar görmesi ve deformasyona uğramasıdır. Ayrıca, kumlama işleminin titanyum yüzeyini kontamine edebildiği gösterilmiştir. Bu durum, korozyon direncine ve biyouyumluluğuna zarar verebilmektedir. Titanyum yüzeyine siman uygulanmadan önce Al_2O_3 partikülleriyle kumlama yapılabilir. Bu işlem, titanyum ve siman arasındaki adezyonu artırırken teknik hassasiyet gerektirmektedir (Lim et al., 2003; Miyakawa et al., 1996; Peutzfeldt & Asmussen, 1996).

Kumlama; 30 μm , 50 μm , 125 μm ve 250 μm gren büyüklüklerinde yapılabilir. Bununla birlikte, metal yüzeylerde 50 μm 'den küçük gren büyüklüklerinde yapılan kumlamalarda simanın tutuculuğunu artırabilecek düzeyde bir pürüzlendirme sağlamamaktadır. Kumlama; 125 μm ve 250 μm gren büyüklüklerinde uygulandığında metal yüzeyinde retansiyonu artırmaktadır. Ek olarak, titanyum oksit

veya alüminyum oksit partiküllerinin her yüzeye 5 ile 10 saniye arasında süreyle, 10 ile 150 mm arasında püskürtülme uzaklığında uygulanmalıdır (Fonseca, Haneda, et al., 2012; Fonseca, Martins, et al., 2012; Havıtcıoğlu, 2011).

2.5.1.2. Asit Uygulamaları

Kimyasal aşındırma, oksit tabakasını ve metalik yüzeyi de içeren titanyum yüzey tabakasını aşındırmanın bir yöntemidir. Titanyum, yüksek aktifliğe sahip bir maddedir. Havayla temasında, yüzeyi hemen kararlı bir titanyum oksit tabakası kaplamaktadır. Titanyum yüzeyi bu pasif tabakanın yardımıyla korozyondan korunmaktadır. Titanyum indirgeyici bir ortama maruz kaldığında, pasif film kararsızdır ve korozyon meydana gelebilmektedir (Iwaya et al., 2008).

Asit uygulaması genellikle oda sıcaklığında veya yüksek sıcaklıkta oksitleyici olmayan sulu çözeltilere (HF/HNO_3 karışımı hariç) daldırılarak gerçekleştirilmektedir. Çok az sayıda asit, titanyum ve alaşımlarının yüzeyindeki oksit tabaka ile etkileşime girebilmektedir. Oda sıcaklığında hidroklorik asit (HCl), hidroflorik asit (HF) ve sülfürik asit (H_2SO_4) titanyum ve alaşımlarıyla hızla reaksiyona girmektedir (Bagno & Di Bello, 2004). Titanyum yüzeyinde makro ve mikro çukurcuklar oluşturmada, titanyum ve alaşımlarının kimyasal analizinde ve çözülmesinde flor en hızlı reaksiyona giren elementtir. Titanyumun flor içeren maddelerle uzun süreli teması oksit tabakasını bozabilmektedir (Schiff et al., 2002). Sülfürik asit ile pürüzlendirme sırasında, titanyum oksit tabakasının zayıf olduğu ve asit iyonlarının nüfuz edebileceği noktalarda korozyon meydana gelmektedir. Bu noktada oksit tabakası belirgin bir şekilde bozulmakta ve daha fazla lokal katot asite maruz kalmaktadır (Straumanis & Chen, 1951). Asitle aşındırma sırasında titanyum yüzeylerinde 0,5-2 μm çapında mikro çukurlar oluşmaktadır (Le Guéhennec et al., 2007).

Kron tutuculuğunu artırmak için abutment yüzeyine hidroklorik asit (HCl) veya hidroflorik asit (HF) gibi asit solusyonları uygulanmaktadır. Bu işlem, oksit tabakasının kalınlığını arttırmaktadır. Yüzey pürüzlülüğünü homojen hale getirmesi en büyük avantajıdır (Geçkili et al., 2010; Searson et al., 2005). Pürüzlendirme işlemi, abutmentin asit solüsyonuna daldırılması yoluyla titanyum yüzeyinin erozyona uğramasını sağlamaktadır (Wennerberg et al., 1996).

Titanyum yüzeyi, hidrojen peroksit (H_2O_2) tarafından kimyasal olarak çözölmektedir. Süper oksit radikalleri (H_2O_2 gibi) titanyum yüzeyine uygulandığında, implant yüzeyinden titanyum iyon salınımını, titanyum peroksit jel oluşumunu ve yüzeyin hidrofilikliğini artırdığını gösteren araştırmalar vardır (Pan et al., 1994; Tengvall, Elwing, et al., 1989; Tengvall, Lundström, et al., 1989).

2.5.1.3. Atmosferik Plazma İşlemi

Maddenin dördüncü hali olan plazma; atomlardan, elektronlardan, iyonlardan ve nötr radikallerden oluşmaktadır. Elektriksel olarak ortalama nötrdür. Yüksek enerjili iyonize radikaller ve parçacıklar oldukça reaktif olduğundan, yarı iletkenlerin ve metallerin yüzey ön işleminde veya temizliğinde sıklıkla farklı plazma teknolojileri kullanılmaktadır. 1950'li yılların ortalarından itibaren seramik kaplama üretiminde plazma uygulaması yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır. Titanyumun plazmayla kaplanması; diş, diz, omuz ve kalça implantlarında gözenekli bir yapı oluşturmak için de kullanılmaktadır (Liu et al., 2004; Tseng et al., 2013).

Plazma kaynakları denge derecelerine ve çalışma basıncına göre sınıflandırılmaktadır. Plazmanın iyon, elektron ve nötr sıcaklıklarının rölatif sıcaklığı, denge derecesi olarak bilinen plazmanın termal dengesini ifade etmektedir. Plazma termal dengesine göre termal plazma (sıcak plazma) ve termal olmayan plazma (soğuk plazma) olmak üzere iki gruba ayrılmaktadır. Termal plazma; yüksek ve düşük sıcaklıklarda uygulanmasına göre de ikiye ayrılmaktadır. Termal plazmalar genellikle yüksek basınçta, termal olmayan plazmalar ise genellikle düşük basınçta çalışmaktadır. Atmosferik basınçta termal olmayan plazmalar son zamanlarda yapılan çalışmalarda araştırma konusu olmuştur. Gaz halindeki atom ve moleküllerin yoğunluğu düşük olduğu için düşük basınçta çarpışma hızı azdır. Yüksek basınçta çarpışma hızı daha yüksek olduğundan, elektronlardan ağır parçacıklara kinetik enerji transferi daha verimli hale gelmektedir. Düşük sıcaklıklı termal plazma veya termal olmayan plazma, yüzey modifikasyonu amacıyla sıklıkla kullanılmaktadır (Nouri & Wen, 2015).



Şekil 2.2.16. Non termal atmosferik plazma (<https://clacklab.engin.umich.edu/research/non-thermal-plasma-virus-inactivation/>)

Soğuk plazmayı üreten gaza; doğru veya alternatif akım, radyasyon veya lazer ışığı uygulanabilmektedir (Şekil 2.2.16.). Kullanılan gaz karışımlarında; helyum (He), argon (Ar), oksijen (O_2), azot (N_2), hidrojen (H) ve karbon dioksit (CO_2) bulunmaktadır. Dünya çapındaki çoğu laboratuvar, tek tek veya birlikte bu beş gazı kullanarak plazma işlemini uygulamaktadır (Han et al., 2019; Singh et al., 2014).

Yüksek derecede reaktif plazma türleri, temiz ve aşınmış materyal yüzeyi ile reaksiyona girerek çeşitli substratlara bağlanabilmektedir. Bunun sonucunda ince bir plazma kaplama tabakası oluşturularak yüzeyin özelliklerini değiştirmektedir. Tüm bunlar plazma kimyasına veya gaz bileşimine bağlı olarak gerçekleşmektedir. Plazma teknolojisi, bir substratın hidrofobik veya hidrofilikliğini ve yüzey serbest enerjisini artırarak reaktivitesini arttırmaktadır (Dantas et al., 2012; Spyrides et al., 2015).

Yüzeyi aşındırmak için kullanılan plazma, belirli bir gaz (örneğin oksijen, argon veya neon) tarafından yüzey bombardımanına uğrayarak reaksiyona girmektedir. Elektrik akımıyla yüksek hızlara ulaşan plazma gazının iyonları, materyal yüzeyinden atomları koparmakta ve yüzeyi temizleyerek artıkları uzaklaştırmaktadır. Metodik olarak, üst tabakadaki atomlar uzaklaşmaya başlayınca alt tabakadaki atomlar açığa çıkar, bu da yüzeyin dağlanması sağlamaktadır. Plazmanın aşındırma yeteneği, kullanılan gazın kimyasal yapısı tarafından belirlenmektedir (Wang, 2012).

Titanyum yüzeyine yüksek enerjili oksijen plazma partikülleri uygulandığında yüzey titanyum dioksit (TiO_2) formuna dönüşmektedir. Bu durum yüzeyin pürüzlülüğünü arttırmaktadır. Titanyum dioksit tabakası oluşuktan sonra titanyum oksidasyonunun stabilitesi sağlanmaktadır. Titanyum yüzeyi, oksit tabakası nedeniyle hidrofilik hale

gelmekte ve bu da yüzey adezyon özelliklerini etkilemektedir. Saf titanyum ve titanyum alaşımlarının biyouyumluluklarını artırmak için atmosferik plazma işlemi kullanılmaktadır. (Duske et al., 2012; Tseng et al., 2013; Vogelsang et al., 2010).

2.5.1.4. Lazerle Dağlama İşlemi

Lazer, ‘Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation’, yani ‘Işığın Uyarılmış Emisyonu’yla Işık Amplifikasyonu’ kelimelerinin kısaltmasıdır (ÖZCAN & SEVİMEY, 2016).

Lazerin prensibi, Albert Einstein'ın 1917'de açıkladığı uyarılmış emisyon teorisine kadar uzanmaktadır. Theodore Maiman, 1960 'da "yakut lazer" olarak bilinen lazer cihazını geliştirerek lazerin nasıl çalıştığını göstermiştir (Piconi & Maccauro, 1999). 1965 yılında Stern ve Sognaes, yakut lazerin mineyi buharlaştırabileceğine dair bir araştırma yapmıştır ((Kiper Akatay), 2015). 1964 yılında Patel tarafından geliştirilen CO₂ lazer, yumuşak ve sert dokuda kullanılabilecek ilk lazerdir ((Kiper Akatay), 2015). Geusic, 1964 yılında Nd:YAG lazeri geliştirmiştir ((Gençay), 1994). 1997 yılında FDA tarafından, Er:YAG ve Er,Cr:YSGG, ilk gerçek diş sert doku lazeri olarak onaylanmıştır ((Akbal) 2018). Lazerlerin klinik kullanımı günümüzde artarak devam etmektedir (Adrian et al., 1971).

Aktif ortam tarafından bir lazer ışını üretilmektedir. Elektrik veya ışık bu aktif ortamı uyardığında spesifik dalga boyuna sahip fotonlar üretmektedir. Lazerler tek renkli, tek yönlü, tutarlı ve uyarılmış bir aktif ortamdan yayılmaktadır. Aktif ortam dış hekimliğinde katı, gaz veya yarı iletken olabilir. Katı hal Er:YAG lazerleri (Şekil 2.2.17.), optik pompalama adı verilen bir yöntem kullanılarak flaş lambasından gelen ışıkla oluşturulmaktadır. Bir erbiyum atomu bir fotonu absorbe ettiği için elektronlar ek enerji üretmektedir. Bir zincir reaksiyonunda elektronlar daha düşük enerji seviyelerine geri döndüklerinde, daha fazla atom uyarılabilmekte ve bu da ışığın çoğalmasına neden olmaktadır. Bu ışık enerjisi, aktif ortamı çevreleyen aynalar olan rezonatörler tarafından arttırılmaktadır. Lazer ışınları, çıkış kuplöründen sızan ışık dalgalarından oluşan fotonlar tarafından üretilmektedir. Hedef dokuya taşınmak için optik fiberler ve oynar kollarda bulunan aynalar gibi farklı ışın transfer donanımı kullanılmaktadır (Coluzzi, 2000; Önal, 1993; Walsh, 2003).

2.5.1.4.1. Lazerlerin Sınıflandırılması

Kaynağın etken maddelerine göre

- Yarı iletken
- Gaz
- Uyarılmış soy gaz halojenürlü
- Boya parçacıklı
- Katı maddeli

Lazer ışınının hareketine göre

- Düzenli ışınlı
- Nabızsal ışınlı
- Dalgalı akımlı ışınlı

Dalga boyuna göre lazer

- Ultraviyole
- Kızılötesi
- Görünür ışık

Kullanım alanlarına göre

- Tip I – Argon Lazer (rezin sertleştirme/diş beyazlatma)
- Tip II – Argon Lazer (rezin sertleştirme/dişlerin ve yumuşak dokuların beyazlatılması)
- Tip III – Nd:YAG, CO₂, Diyet Lazerler (yumuşak doku lazeri)
- Tip IV – Er:YAG Lazer (sert doku lazeri)
- Tip V – Er, Cr: YsGG Lazer (sert doku/yumuşak doku/diş beyazlatma)
(Coluzzi, 2000; Önal, 1993)



Şekil 2.2.17. Er:YAG dental lazer (Abdelfattah et al., 2015)

2.5.1.4.2. Lazer kullanımı için gerekli parametreler

Lazer parametreleri aşağıdaki gibidir (Coluzzi, 2004; Dederich, 1993; Dederich & Bushick, 2004)

Dalga boyu (nm): Bir lazer ışın demetinde birbirini izleyen ışınlar arasındaki mesafedir.

Güç (W): Bir joule veya bir watt lazer gücü bir saniyeye yayılan enerjiyi ifade etmektedir.

Enerji (J): Belirli bir süre boyunca yapılan iş ya da uygulanan güçtür.

Frekans (Hz): Bir olayın birim zaman içindeki tekrar sayısıdır. Belirli bir noktadan geçen bir saniyelik dalga miktarını ifade etmektedir.

Atım Devam Süresi (ms): Atım genişliği, atım aralığı ve atım süresi aynı anlama gelmektedir. Lazer enerjisinin doku üzerinde ne kadar süre etkili olduğunu belirtmektedir.

Spot çapı (mm): Lazer ışınının dokuda enerjisinin yüksek olduğu ve odaklandığı dairenin çapıdır.

2.4.1.4.3. Diş Hekimliğinde Kullanılan Lazerler

Lazer, yüzeylerde pürüzlülük oluşturma yanı sıra implant yüzeylerinin temizlenmesi için de sıklıkla kullanılmaktadır. Lazer, titanyumun yüzeyinin sıcaklığını

artırarak yüzeyi değiştirmekte ve kontaminasyonu ortadan kaldırmaktadır (Kim et al., 2005).

Teknolojik gelişmeler son on yılda diş hekimliğinde lazer kullanımını artırmıştır. Lazerle dağlama yöntemi, kumlamada meydana gelen kontaminasyonu önleyebildiğinden, titanyum yüzey pürüzlendirmelerine alternatif olarak kullanılabilir (Fried & Murray, 2005; Murray et al., 2005).

2.5.1.4.3.1. Argon lazerler

Argon gazı aktif maddedir. Diş hekimliğinde kullanılan 488 nm mavi ve 514 nm mavi-yeşil olmak üzere iki dalga boyu vardır. Görüntü spektrumlu tek lazerdir. Rezin polimerizasyonu ve diş beyazlatma için 488 nm dalga boyuna sahip bir lazer kullanılmaktadır. Yumuşak doku yaralanmalarının tedavisinde 514 nm dalga boyuna sahip lazer kullanılmaktadır (Önal, 1993).

2.5.1.4.3.2. Diode Lazerler

Katı fazlı diyot lazerin aktif materyali; yarı iletken kristaller ile arsenik, alüminyum, indiyum ve galyum gibi maddelerin karıştırılmasıdır. Dişleri beyazlatma ve biyostimülasyon için yumuşak doku cerrahisinde kullanılmaktadır (Önal, 1993).

2.5.1.4.3.3. Neodmiyum: İttriyum Alüminyum Garnet (Nd: YAG) Lazer

Nd: YAG lazerler, lazerler içinde yaygın olarak kullanılmaktadırlar. Eski bir geçmişi olduğu için çok sayıda araştırma yürütülmüştür. Katı atmosfer aktiftir. Neodimyum eklenmiş bir itriyum-garnet kristali, serbest atım modunda bir optik fiber aracılığıyla dokuyla etkileşime girmektedir. 1064 nanometre dalga boyuna sahiptir (Frentzen & Koort, 1990).

Dokulardaki pigmentler tarafından çok kolay absorbe edilmektedir. Argon lazere göre çok daha fazla su absorbe etmektedir. Dental yumuşak dokuların kesilmesi ve koagülasyonu için sıklıkla kullanılmaktadır çünkü hemostatik özellikleri iyidir. Serbest vuruş modunda hassas bölgelere uygulayarak çevre dokudaki ısı oluşumunu minimuma indirmektedir. Nd:YAG lazer kısmen sıkı diş dokusu tarafından emilir ancak sağlıklı diş dokusu üzerinde çok az etkisi vardır. Bu fonksiyon güvenli tedaviyi mümkün kılmaktadır (Önal, 1993; Üstün & Özçelik, 2007). Bu lazer periodontitiste diş eti temizleme işlemine ilişkin çok sayıda çalışma ile desteklenmiş ve olağanüstü derecede iyi sonuçlar

gözlemlenmiştir (Frentzen & Koort, 1990). Genellikle dokuyla temas halinde ve açık formda kullanılmaktadır. Kullanım esnasında fiber optik kablonun ucunun kesilip kısaltılması gerekmektedir. Lazer ışığı, bu konuya dikkat edilmezse etkinliğini kaybetmektedir (Üstün & Özçelik, 2007).



Şekil 2.2.18. Nd:YAG lazer ile gingival depigmentasyon (Yadav et al., 2023)

Venkat ve arkadaşları (Venkat et al., 2017) 3 mm çapında ve 11 mm yüksekliğinde 40 adet titanyum alaşımlı abutment, on örnek içeren dört gruba ayırmıştır. Gruplar; 110 µm alüminyum parçacıklarıyla kumlama, %1 hidroflorik asit , %30 nitrik asitle aşındırılmış ve Nd: YAG lazer uygulanmış abutmentlerdir. Lazer uygulanmış numuneler daha yüksek bağlanma mukavemeti göstermiştir.

2.5.1.4.3.4. Holmiyum: YAG (Ho: YAG) Lazer

Lazer katı aktif bir ortam içermektedir. Hem fiber optik hem de chromium katkılı Yttrium Alüminyum Garnet kristalini kullanarak serbest atış modunda dokuyla etkileşime geçmek için kullanılmaktadır. 2120 nm dalga boyuna sahiptir. Ho:YAG ve Nd:YAG lazerler, suda 100 kat daha fazla absorbe edebilirler. Ho: YAG lazerler yumuşak doku cerrahisinde sıklıkla kullanılmaktadır. Bu tür lazerler yumuşak dokularda daha hızlı çalışır çünkü yumuşak dokuların su içeriği yüksektir. Lazerin optik fiber ucu sayesinde hassas çalışma mümkündür (Önal, 1993).

2.5.1.4.3.5. Erbium: İttriyum Alüminyum Garnet (Er: YAG) ve Erbium: Cromiyum Yttrium Skandiyum Galyum Garnet (Er, Cr: YSGG) Lazer

Er, Cr: YSGG lazerin dalga boyu 2790 nm'dir. Katı ortamlıdır. Erbiyum ve kromiyum içeren yttrium; skandiyum, galyum ve garnet kristalidir. Er: YAG lazerin dalga boyutu 2940 nm'dir ve katı aktiftir. Erbium ile zenginleştirilmiş bir yttriumaliminyum-garnet kristalidir. Ayrıca her iki lazer de fiber optik aracılığıyla serbest atım modunda çalışmaktadır. Fiber havayla soğutulmaktadır. Çok sayıda lazerden daha geniş bir çapı vardır. Suyu iyi absorbe etmektedir. Her iki lazerin de hidroksiapatite karşı afinitesi yüksektir. (Bader & Krejci, 2006).

Araştırmalar, bu lazerle tedavi edilen dişlerin pulpa sıcaklığının beş dereceye kadar yükselebileceğini göstermiştir. Çürükleri temizlemek için bu lazerler su soğutması altında uygulanmalıdır. Lazer, özellikle su içeriği yüksek olan çürük diş dokularına karşı etkilidir. Fazla su içeren yumuşak dokuda her iki lazer de aktiftir, ancak hemostatik etki yapmazlar (Bader & Krejci, 2006; Frentzen & Koort, 1990).

Erbium lazer uygulanan kesiler diğer cerrahi yöntemlere göre çok daha hızlı iyileşmektedir. Bunun nedeni, lazer yumuşak dokuda çok az termal hasara neden olmaktadır. Restoratif diş hekimliğinde bu iki lazerin avantajı, yumuşak dokuyu yeniden şekillendirebilmesi ve gingivaya yaklaşmış çürük lezyonlarını tedavi edebilmesidir. Er: YAG lazerler, tedavi sırasında minimum ısı ve mekanik etki nedeniyle anestezi yapılmadan kullanılabilir (Şekil 2.2.19) (Bader & Krejci, 2006).



Şekil 2.2.19. İmplant cerrahisinin ikinci aşaması için Erbium YAG lazer uygulaması (Yao et al., 2019)

Titanyum yüzeyine uygulanan kumlama, Nd:YAG ve Er:YAG lazerleri kullanılarak siman tutuculuğu üzerine yapılan bir çalışmada, farklı yüzey işlemlerinin siman tutuculuğu üzerindeki etkisi incelenmiştir. Çalışmanın sonucunda, kumlama

uygulanan grubun kesme bağ kuvveti her iki lazer ışını uygulanan gruptan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu bulunmuştur. Nd:YAG lazer uygulanmış grup, Er:YAG lazer uygulanmış gruptan daha yüksek bir kesme bağ kuvvetine sahip bulunmuştur (Hakan Akin & Umit Guney, 2012).

2.5.1.4.3.6. CO₂ Lazer

Gaz aktif ortamlıdır. İçi boş tüpe benzeyen yapısı sayesinde sürekli veya aralıklı darbe modunda kullanılabilir. 1060 nm dalga boyuna sahiptir. Su CO₂ lazeri iyi absorbe etmektedir. Yumuşak dokularda bu özelliği nedeniyle aktif bir şekilde kullanılabilir. Dokuya yüzeysel olarak nüfuz etmektedir. Çok yoğun fibrotik dokularda kullanım için uygundur. Hidroksiapatit aynı zamanda yüksek absorpsiyon kapasitesine sahiptir (Üstün & Özçelik, 2007).

Karbondioksit lazerler temassız modda dokuyu buharlaştırıp pıhtılaştırmakta ve kesme işlemlerini gerçekleştirmektedir. Bununla birlikte, bu lazerler için kontakt mod uygun değildir. Frenektomi, diş eti eksizyonu, gingivoplasti, diş eti pigmentasyonu tedavisi, periodontal flep epitelinin çıkarılması, granülasyon dokusunun çıkarılması, insizyonel ve eksizyonel biyopsi, aftöz ülserler, herpes lezyonları ve implantın ağıza çıkarılması gibi protez öncesi ağız cerrahisinde kullanılabilir (Üstün & Özçelik, 2007).

2.5.1.4.3.7. Fiber Lazer (Ultrahızlı Lazerler)

Işının içinden geçtiği fiber kablo, fiber lazer olarak bilinir. Bu kablo çok yüksek kaliteli ve hızlı ışınlar göndermektedir. Fiber kablodan geçen ışınlar çeşitli şekillerde hareket etmektedir. Er (erbium), Yb (ytterbium), Nd (neodmium) ve Tm (thulium) fiber lazerler; fiber lazerler arasında yaygın olarak kullanılmaktadır. Işın özel olarak tasarlanmış cam fiberlere pompa diyotlar aracılığıyla iletilmektedir. Cam fiberler daha sonra iletilen ışığı yükseltmektedir. Fiber lazerler tipik olarak düzenli bakım gerektirmezler. 25.000 saate kadar kullanılabilirler (Erdoğan et al., 2011).

Fiber lazerler dental işlemlerde yeni uygulama alanları bulmaya başlamıştır. Diş hekimliğinde ultrahızlı fiber lazerler implant yüzeylerinin şekillendirilmesi ve pürüzlenmesi için kullanılmaktadır. Mikrometre ve nanometre aralığında pürüzlülüğe sahip çeşitli yüzey yapıları oluşturabilmektedir (Erzincanlı et al., 2020; TOPTAŞ &

ÜNSAL, 2014). Ateş ve ark. (Erzincanlı et al., 2020) rezin siman ile titanyum arasındaki bağ kuvvetini araştırdıkları çalışmada kumlama ve ultra hızlı lazer kullanımı bağlantı gücünü artırmıştır. Aynı çalışmada metal yüzeylerde ultra hızlı fiber lazerin pürüzlendirmek amacıyla seçenек olarak kullanılabileceğı bildirilmiştir.

2.6. ADEZYON

Adezyon, iki malzeme arasındaki fiziksel ve kimyasal bağlantıyı ifade etmektedir. Adezyon, birbiriyle yakın temasa getirilen iki cismin birbirine yapışmasını sağlayan parametredir. Bir materyalin molekülleri, diğer materyalin moleküllerine doğru hareket etmekte ve bu moleküllere yapışmaktadır. Bu çekim eğer birbirinden farklı moleküller arasındaysa adezyon, aynı tür moleküller arasındaysa ise kohezyon denir (Von Fraunhofer, 2012).

Titanyum ve alaşımları düşük yoğunluğa ve yüksek korozyon direncine sahiptir. Mükemmel biyouyumlulukları ve mekanik özelliklerinden dolayı protez ve implantolojide sıklıkla kullanılmaktadır. Siman ile titanyum alt yapı arasında sağlam bir bağlanma olması gerekir, böylece ağız ortamındaki değişken koşullara dayanabilmektedir (McCracken, 1999; Tsuchimoto, Yoshida, Takeuchi, et al., 2006).

2.6.1. Simantasyon

İmplant destekli sabit protezlerin başarısı, simantasyon ve simantasyon prosedürlerinin uygulanmasından büyük ölçüde etkilenmektedir. Sabit protezlerin başarısızlık nedenlerini inceleyen bir çalışmada desimantasyon en sık karşılaşılan sorunlardan biri olarak tespit edilmiştir (Diaz-Arnold et al., 1999).

Sabit protezlerin implantlara adezyonuna yardımcı olan simanların çoğı, protezleri doğal dişlere yapıştırmak için kullanılmaktadır. Ancak protezlerin dayanaklara simantasyonu sırasında simanların iki metal yüzey arasında doğal diştен farklı bir bağlanma mekanizması vardır (Sheets et al., 2008).

Dental simanın restorasyon ile ilişkisi kimyasal, mekanik veya mikromekanik olabilir (Diaz-Arnold et al., 1999). İdeal siman, basınca ve gerilmeye karşı yüksek dirençli olmalıdır. Simanın diş ve restorasyona gelen kuvvetlere karşı yüksek kırılma direncine sahip olması gereklidir (O'Brien, 2002).

İmplant destekli protezlerin bağlanması için ideal siman yeterli tutuculuğa sahip olmalıdır. Ancak restorasyonun çıkarılması gereken durumlarda implant çevresi dokunun abutmenta veya restorasyona zarar vermeyecek yapıda olması gerekmektedir. Bu amaçla, implant destekli protezlerin kalıcı simantasyonunda sıklıkla çinko fosfat, çinko polikarboksilat, cam iyonomer ve dual-cure rezin simanlar tercih edilmektedir (Wolfart et al., 2006). Ancak literatürde implant destekli protezlerin peri-implant dokuya zarar vermeden çıkarılabilmesi için geçici olarak simante edilmesi gerektiğini belirten yayınlar da mevcuttur (Breeding et al., 1992; Hebel & Gajjar, 1997; Heinemann et al., 2006).

Dental implantlar için kullanılan çeşitli simanların bağlanma dayanımlarını inceleyen çalışmalarda, rezin siman en iyi bağlanma dayanımını göstermiştir (Squier, 2002). Bu nedenle, rezin simanın ideal yapıştırma simanı olarak implant üstü kronlarda kullanılması gerektiğini savunan literatür çalışmaları mevcuttur (Montenegro et al., 2008; Reda et al., 2022).

2.6.1.1. Rezin Simanlar

Rochette, 1973 yılında rezin simanların kullanılmasını önermiştir. Rezin simanlar; porselen, metal, mine, dentin ve diğer çeşitli materyallerle bağlanabilmektedir. Simanlar; düşük çözünürlüğü, yüksek dayanımı ve renk uyumları nedeniyle lamina, inley ve onley gibi sabit protez uygulamalarının simantasyonunda kullanılmaktadır. Rezin simanların başarısı, kullanılan yöntemle de ilgilidir (Diaz-Arnold et al., 1999).

Rezin bazlı simanlar, adeziv sistemlerine göre asitlenen ve yıkanan (etch & Rinse), kendinden asitli (self-etch) ve kendinden adezivli (self-adeziv) olarak 3 gruba ayrılmaktadır (Türk et al., 2014).

Asitlenen ve yıkanan (Etch&rinse) simanlar, "asitle pürüzlendir-yıka" prensibi ile kullanılmaktadır. Klinik olarak en güvenilir ve uzun ömürlü simanlardır. Aynı zamanda teknik olarak da en karmaşık rezin simanlardır. Dış yüzeyine asit, primer ve bağlayıcı ajanları üç aşamada uygulanabilmektedir. Ancak asit uygulandıktan sonra primer ve bağlayıcı ajanlar aynı şişede bir çözücü içinde de bulunabilmektedir. (El-Badrawy & El-Mowafy, 1995; Türk et al., 2014).

Kendinden asitli (Self-etch rezin) simanlar, kendinden asitli primer ve bağlayıcı ajanın ayrı ayrı iki aşamada ya da birlikte tek aşamada uygulanmasıyla gerçekleştirilmektedir (Türk et al., 2014).

Kendinden adezivli (Self-adeziv) simanlar, rezin simanların en yeni sınıfıdır ve dual-cure polimerize olmaktadır (Türk et al., 2014). Asit uygulaması, primer ve bonding aşamalarının tek seferde uygulanmasına olanak sağlamaktadır (El-Badrawy & El-Mowafy, 1995).

Polimerizasyon yöntemlerine göre, rezin simanlar üç gruba ayrılmaktadır:

2.6.1.1.1. Işık Tarafından Polimerize Edilen Kompozit Rezin Simanlar

Işıkla polimerize olan rezin simanların avantajları arasında uzun çalışma zamanları ve iyi renk stabiliteleri vardır. Bununla birlikte, bu simanın kullanımı, ışık kaynağının polimerizasyonunu doğru bir şekilde gerçekleştirebilmesi için indirekt kompozit restorasyonların ve en fazla 1,5 mm kalınlığındaki cam seramiklerin simantasyonuyla sınırlıdır (Peumans et al., 2000).

Işık polimerizasyonu, halojen, ışık emici diyot (LED), plazma arkı ve lazerler gibi ışık kaynakları kullanılarak monomerlerin aktifleştirilmesiyle gerçekleşmektedir. Polimerizasyon reaksiyonu, ışığa duyarlı reaksiyon başlatıcıların yapısının bozulması sonucunda başlamaktadır. Bu simanlar, yüksek renk stabilitesi ve uzun çalışma süresi nedeniyle seramik restorasyonlarda kullanılmaktadır (Ferrari et al., 2006; Roulet, 1987).

Bu kategorideki rezin simanlardan bazıları şunlardır: Choice 2 Light-Cured Veneer Siman (BISCO, Schaumburg, IL, ABD), NX3 Nexus Third Generation Light-Cured (Kerr, ABD), Variolink Veneer (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) ve RelyX Veneer Siman(3M ESPE, Seefeld, Almanya) (Türk et al., 2014).

2.6.1.1.2 Kimyasal Olarak Polimerize Edilen Rezin Simanlar

Kimyasal olarak polimerize edilen rezin simanlar, ışık ünitesinin ulaşamayacağı kalın veya opak tam seramik kronların ve endodontik postların yapıştırılmasında kullanılmaktadır. Kimyasal polimerize simanın çok sayıda renk ve translüsensi seçeneği yoktur (Vrochari et al., 2009). Bununla birlikte, simanın tersiyer amin grubu restorasyon sırasında renk değişikliğine neden olabilmektedir. Self-cure rezin simanlar genellikle iki tüpten oluşur ve her tüp içinde yarı yarıya organik monomer ve doldurucu bulunmaktadır.

Simanın kimyasal sertleşme reaksiyonunun başlaması için her iki tüpten çıkan katalizör ve aktivatörler bir araya getirilmelidir (Zaimoğlu & Can, 2004).

Self-cure rezin simanlardan bazıları Panavia 21 (Kuraray Co, Kurashiki, Japonya), Panavia F2.0 (Kuraray Co, Kurashiki, Japonya) ve C&B (BISCO, Schaumburg, IL, ABD)'dir (Türk et al., 2014).

"Multilink Hybrid Abutment", Ivoclar Vivadent tarafından geliştirilmiştir (Şekil 2.2.20). Kimyasal olarak sertleşen bir rezin simandır. Bu siman; lityum disilikat cam seramik, zirkonyum oksit veya polimetil metakrilattan (PMMA) yapılmış hibrit abutment veya hibrit abutment kronların ağız dışında daimi simantasyonu için tasarlanmıştır. Ürünün oda sıcaklığındaki yaklaşık çalışma süresi 2 dk sertleşme süresi süresi ise 7 dk'dır (Ivoclar Vivadent, 2013; *Multilink Hybrid Abutment Instructions for Use. Ivoclar Vivadent.*).



Şekil 2.2.20. Multilink Hybrid Abutment (Dental)

Multilink Hybrid Abutment rezin simanının adeziv protokolü (Ivoclar Vivadent, 2013):

1) Ti-base yüzeyin hazırlanması:

Ti-base abutmentlar üreticinin talimatlarına göre kumlanır, ardından bir ultrasonik banyoda veya buharlı temizleyicide temizlenir ve havayla kurutulur. Monobond Plus (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) temiz bonding yüzeyine uygulanır ve 60 saniye beklenir. Reaksiyon süresi sonrasında kalıntılar havayla kurutulur.

2) Kronların hazırlanması:

Lityum disilikat cam seramikten yapılmış kronlar (örn. IPS e.max CAD/Press) bir ultrasonik banyoda veya buharlı temizleyicide temizlenir ve daha sonra havayla kurutulur. 20 saniye boyunca, bağlantı yüzeyi %5 HF ile pürüzlenir. İşlem bittikten sonra yüzey havayla kurutulur. Monobond Plus ardından temiz bonding yüzeyine uygulanır ve 1 dakika beklenir. Bu reaksiyon süresi geçtikten sonra yağsız ve susuz hava ile kurutulur.

ZrO₂'den yapılmış kronların yüzeyi kumlanır. Yüzeyler, buharlı temizleyici ya da ultrasonik banyo kullanılarak temizlenir. Monobond Plus, temiz bonding yüzeyine uygulandıktan sonra 60 saniye boyunca yağsız ve susuz hava ile kurutulur.

PMMA (örneğin Telio CAD A16) kopingler, ultrasonik banyo veya buharlı temizleyicide temizlenir ve daha sonra hava ile kurutulur. SR Connect (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) fırça yardımıyla bonding yüzeye ince bir tabaka sürülür. Ardından 40 saniye sertleştirme cihazı kullanılarak polimerize edilir.

3) Multilink Hybrid Abutmant ile simantasyon sağlanır. Kauçuk parlaticı, simantasyonun ek yerlerini cilalamak için kullanılır. Son olarak, restorasyon buhar kullanılarak temizlenir.

2.6.1.1.3 Dual Cure Resin Simanlar (Kimyasal Ve Işık Polimerizasyonu)

Dual cure simanlar, kalın restorasyonların simante edilmesi veya kullanılan restorasyon materyalinin ışık geçişine izin vermeyecek şekilde opak olduğu durumlarda kullanılmaktadır (Pegoraro et al., 2007).

Dual olarak sertleşen rezin simanlar katalizör ve bazdan oluşur. Baz yapıda ışıkla sertleşme reaksiyonunu başlatan kamforokinon ve katalizörde amin veya peroksit bulunmaktadır. Işık derinliği veya geçirgenliği nedeniyle tamamen polimerize olamayan simanın 24 saat içinde sertleşmesi tamamlanır. Dual sertleşen simanlar çoğunlukla ışığa bağlıdır. Işık kullanılmadığında simanın mekanik dayanımı düşmektedir (Blatz et al., 2003).

Dual polimerize simanlar arasında Variolink II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn), RelyX Unicem (3M ESPE, Seefeld, Almanya), NX3 Nexus 3. jenerasyon

(Kerr, ABD), Panavia F2.0 (Kuraray Co, Kurashiki, Japonya) ve RelyX ARC Adeziv rezin siman yer almaktadır (Türk et al., 2014).

2.7. YÜZEYLERİN TOPOGRAFIK ANALİZİ

Yüzey pürüzlülüğü, bir malzemenin yüzeyindeki işlemler ve malzemenin kendi yapısal özellikleri nedeniyle oluşan yüzey düzensizliklerini ifade etmektedir. Ölçmek için tipik olarak Ra, Rz ve Rmax parametreleri kullanılmaktadır. Ra parametresi, uluslararası olarak kabul görmüş olması nedeniyle yüzey pürüzlülüğünün ölçülmesinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Diş hekimliğinde yüzey pürüzlülüğü profilometrik analiz, mikroskopik değerlendirme yöntemleriyle ve görsel incelemelerle değerlendirilebilmektedir. Bununla birlikte, görsel incelemeler hassas analiz sağlamadığı için çalışmalarda mikroskopik teknikler ve profilometre analizleri kullanılmaktadır (İnan, 2007; Kökçü, 2007).

2.7.1. Taramalı Elektron Mikroskopuyla Yapılan Analiz (SEM)

SEM, alan derinliği, ayırt edici gücü, görüntü ile analizi birleştirme yeteneği nedeniyle bilimsel çalışmalarda tercih edilmektedir. Taramalı elektron mikroskopunun temel prensibi, örnek yüzeylerini primer elektron demeti ile taramaktır. Taramadan önce numuneler kakodilat tamponunda %2,5 glutaraldehitte stabilizasyonu sağlanmaktadır. Numuneler daha sonra etanolde kurutulmaktadır. Bu adımlar tamamlandıktan sonra numuneler alüminyum kalıplara koyulmaktadır. Dedektörler, numune yüzeyinin herhangi bir yerinde yayılan ikincil elektronları tespit edip toplayarak yüzey bileşenleri, yapı ve topografya hakkında bilgi sağlamaktadır (Bona et al., 2002; Van Meerbeek et al., 2003).

Görüntü, numune yüzeyinden dedektöre ulaşan elektron sayısına bağlıdır. Sensöre daha fazla elektron ulaştığında görüntü daha parlak hale gelmektedir. Sensöre daha az elektron ulaştığında ise görüntü daha karanlık olmaktadır. Yüzey pürüzlülüğünü görsel olarak değerlendirmek için taramalı elektron mikroskobu kullanılabilir. Ancak nicel analiz mümkün değildir (Bancroft et al., 1996; Watt, 1997).

2.8. BAĞLANMA TESTLERİ

Bir cisme dış kuvvet uygulandığında, nesnenin atomları arasında bir kuvvet ortaya çıkmaktadır. Gerilim, kuvveti birim alana bölmektir. Gerilim birimi megapaskaldır ve kuvvet birimi newton (N), pound veya kilogram (kg) olabilir. Bağlantı testi, aderent ve adeziv arasındaki bağlantının kopmasına neden olan en zayıf kuvveti ölçmektedir. Amaç

iki yüzey arasındaki bağı ne kadar güçlü olduğunu tespit etmektir. (Caputo & Standlee, 1987; Oilo, 1993).

Kullanılan malzemenin kalınlığı ve elastikiyet katsayısı, numune şekli, saklama koşulları, sıcaklık değişimleri ve yükleme koşulları gibi diğer faktörler bağlanma testlerinin sonuçlarını etkileyebilmektedir. Aynı materyali kullanan çok sayıda araştırmacı farklı sonuçlar elde edebilir. ISO 11405, bağlanma dayanımının ölçülmesi için makaslama ve çekme testlerini kullanmayı tavsiye etmektedir. Son zamanlarda küçük alanların yapışma mukavemetini ölçmek için mikro çekme testleri de kullanılmaya başlanmıştır (Scherrer et al., 2010; Sirisha et al., 2014).

Literatürde, dental yapıştırıcılarının klinik performansını değerlendirmek için yapılan bağlanma mukavemeti testlerinin doğruluğu şüpheli olsa da, uygun laboratuvar çalışma koşullarında klinik performansı değerlendirmenin mümkün olduğu belirtilmektedir. İdeal bir bağlanma testi klinik olarak güvenilir ve doğru olmalıdır. Ayrıca basit ve ucuz test protokolleri içermelidir. (Peumans et al., 2005; Van Meerbeek et al., 2010).

2.8.1. Çekme Testi

Çekme testleri, üst yapı ile alt yapı arasındaki bağ kuvvetinin değerlendirilmesine yardımcı olmaktadır. Test cihazına örnekler aktif veya pasif kavrama teknikleri kullanılarak sabitlenebilmektedir. Aktif kavrama yönteminde numuneler, yapıştırıcılar veya kelepçeler kullanılarak test cihazına mekanik olarak tutturulmaktadır. Pasif kavrama yöntemini kullanıldığında numuneler yapıştırıcılar veya mekanik sabitleme olmadan cihazına takılmaktadır. İki yüzey ayrılana kadar çekme kuvveti uygulanmaktadır. Örneklere kuvvet 90 derecelik bir açıyla gelmelidir (Armstrong et al., 2010; Scherrer et al., 2010).

Çekme testleri ayrıca simanın seramik ve metal alaşımlarına bağlanma mukavemetini değerlendirmek için de kullanılabilir. Adeziv simanların değerlendirildiği çalışmalarda çekme testi çok önemlidir çünkü simanların çoğu çekme kuvvetine karşı zayıf ve kırılmandır (White et al., 2005).

2.8.2. Mikroçekme (Microtensile) Testi

Mikroçekme testi, literatürde çok yönlü ve güvenilir bir in-vitro statik test olarak kabul edilmektedir. Bu test, diş yapılarına adeziv biyomalzemelerin bağlanma yeteneğini ve dayanıklılığını ölçmek için kullanılmaktadır. Test numunelerinin hazırlanması sıklıkla zahmetli ve uzun bir süreçtir (Poitevin et al., 2008). Test, 1 mm² (Milimetrekare) veya daha küçük bir alanı kapsamaktadır (Van Meerbeek et al., 2010). Yükleme sırasında stres, küçük numune bağlanma arayüzleri tarafından daha iyi dağıtılmaktadır. Bu nedenle, dentinde daha az koheziv hata meydana gelmektedir (Pashley et al., 1999).

2.8.3. Makaslama (Shear) Testi

Bu testte, 0.5 mm/dk veya 1 mm/dk hızla makaslama kuvveti uygulanarak iki farklı materyalden oluşan numuneler arasındaki bağlanmada ayrılma meydana gelmektedir. Makaslama direnci, maksimum kuvvetin bağlanma yüzey alanına oranı ile hesaplanmaktadır. Test cihazına yatay olarak yerleştirilmiş iki farklı materyal birbirine yapıştırılmakta ve arayüze en yakın mesafeden dik kuvvet uygulanmaktadır. (Tuncer, 2017).

2.8.4. Mikromakaslama (Microshear) Testi

Tek bir diştten mümkün olan en fazla numune üretmek amacıyla kullanılmaktadır. Manipülasyonu basit ve diş başına birkaç numunenin test edilmesi mümkündür. Makaslama testine kıyasla, eşit olmayan stres dağılımı daha belirgindir. ISO standartları, adezivin test alanını kısıtlamaktadır (Van Meerbeek et al., 2010).

2.8.5. Basma Testi

Bir malzemenin kırılması için gereken en yüksek kuvvet basma dayanımı olarak bilinmektedir. Basma dayanımı, dental materyaller ve tedavi yöntemleri açısından kritik öneme sahiptir çünkü çoğu çiğneme kuvveti basma kuvveti şeklindedir (Anusavice, 2013). Test uygulanan örneklerin sonuçlarına dayanarak materyalin performansı hakkında bilgi vermektedir (Chitmongkolsuk et al., 2002).

2.9. Termal Siklus (Isısal Döngü)

Diş hekimliğinde, termal siklus in vitro kullanılan bir yöntemdir ve restoratif materyallerin ağız içindeki ısı değişikliklerinin neden olduğu yaşlanma etkisini taklit etmek için sıcak ve soğuk su banyoları arasında döngüler oluşturarak uygulanmaktadır.

Bu yöntem, restoratif materyallerin in vivo kullanım uygunluklarını belirlemek için sıkça kullanılır, çünkü klinik çalışmalar zaman alıcı, pahalı ve zorlu olduğundan, in vitro yöntemler daha pratik bir seçenek sunmaktadır (Gale & Darvell, 1999; Li et al., 2002).

Bu yöntemde, örnekler bir soğuk ve bir sıcak suya sırasıyla daldırılmaktadır; bu işleme "devir" denir ve toplam süreye "devir süresi" adı verilmektedir. Devir sayısı 500 ile 50,000 arasında değişebilir. Örnekler, banyo solüsyonlarında ortalama 15 ila 60 saniye bekletilir ve bir banyodan diğerine geçiş süresi 5 ila 10 saniye olarak belirlenmiştir. Ağız içindeki sıcaklık değişimlerini simüle etmek için 5°C ile 55°C arasında döngüler kullanılmaktadır (Li et al., 2002; Papacchini et al., 2007; Tanaka et al., 1995).

Gün boyunca ağız içindeki sıcaklık değerlerinin en düşük ve en yüksek noktalara 20 ila 50 kez ulaştığı ve bu nedenle 10.000 siklus bir yıllık ağız içi fonksiyona karşılık geldiği bildirilmiştir (De Munck et al., 2005; Gale & Darvell, 1999; Ülker et al., 2010).

Bu çalışmanın amacı; kumlama, asit, oksijen plazma, Er-YAG lazer ve Nd-YAG lazer olmak üzere farklı yüzey işlemleri uygulanan Ti-base abutmentlara uygun üretilen zirkonyum kronların çekme testiyle bağlanma dayanımı ölçmek ve en etkili simantasyon protokolünü belirlemektir.

Bu çalışmanın H0 hipotezi, farklı yüzey işlemleri uygulanan Ti-base abutmentlara simante edilen zirkonyum kronların bağlanma dayanımları arasında fark olmayacağıdır.

3 . GEREÇ VE YÖNTEM

Bu tez çalışması Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından 2023/29 nolu proje ile desteklenmiştir. Tez çalışması; Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Araştırma Laboratuvarı'nda yürütülmüştür.

Bu tez çalışması için 6 ana grup oluşturulmuştur. Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik anabilim dalında G*Power programı aracılığıyla güç analizi tamamlandıktan sonra, bağlanma dayanım değeri için etki büyüklüğü 0,8 olarak belirlendiğinde power %80 ve α 0.05 için analiz edildiğinde yapılacak çalışmaya toplam en az 30 numune (6 grup için) dahil edilmesi gerektiği bulunmuştur (Venkat et al., 2017). Her grup için n:5 olarak saptanmıştır. Çalışmada deneylerde kullanılmak amacıyla her grup için 11 örnek olmak üzere (n:11) 6 grup için toplam 66 tane örnek, ayrıca SEM görüntülemesi için her gruptan birer tane örnek olmak üzere 6 grup için 6 örnek hazırlanmasına karar verilmiştir. Toplamda 72 adet örnek hazırlanmıştır.

Çalışmamızda, 5.5 mm abutment yüksekliği, 2 mm dişeti yüksekliği ve 4.3 mm çapında 66 adet Ti-base düz dayanak (Grade 5) (Bilimplant, Turkey) (LOT:BLSTIBLAH55GH2RP225533) ve 66 adet analog (Bilimplant , Turkey) (LOT:IP0012228386) kullanılmıştır.

Çalışmada grupları ve uygulanan yüzey işlemleri Tablo 3.1.'de gösterilmektedir.

Tablo 3.1. Çalışma grupları

Çalışma Grupları	Uygulanan Yüzey İşlemleri	Numune Sayısı
Grup 1	Kontrol	11
Grup 2	Alüminyum Oksit ile Kumlama	11
Grup 3	Hidrojen Peroksit Uygulaması	11
Grup 4	Non Termal Oksijen Plazma Uygulaması	11
Grup 5	Nd:YAG Lazer Uygulaması	11
Grup 6	Er:YAG Lazer Uygulaması	11

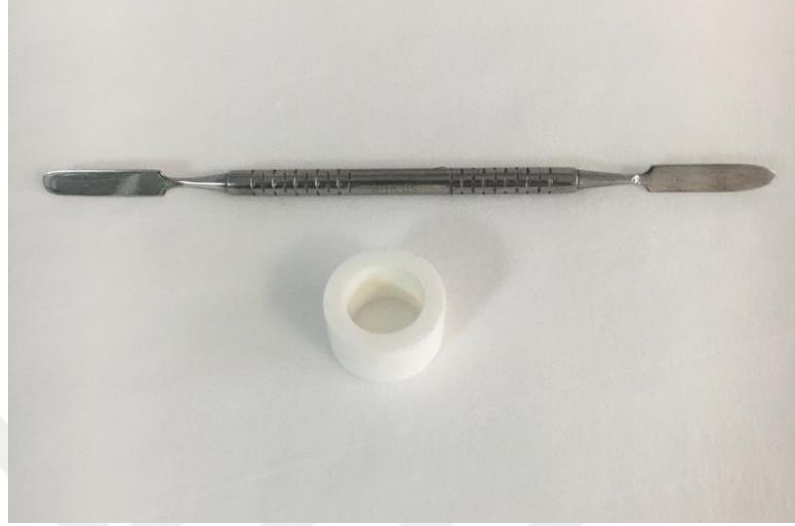
3.1. ÖRNEKLERİN HAZIRLANMASI

Yüzey işlemi yapılmak üzere Ti-base abutmentler analoglara vidalandı (Şekil 3.1.). Üretici firmanın tavsiyesine göre Ti-base abutmentler analoglara 30 N/cm kuvvetle torklandı. Vida delikleri teflon bant ile kapatıldı.



Şekil 3.1. Ti-base dental implant abutment (Grade 5) ve analogu (Bilimplant, Turkey)

Standardizasyonu sağlamak amacıyla örnekleri hazırlamak için polipropilen silindir bir kalıp oluşturuldu (Şekil 3.2.).



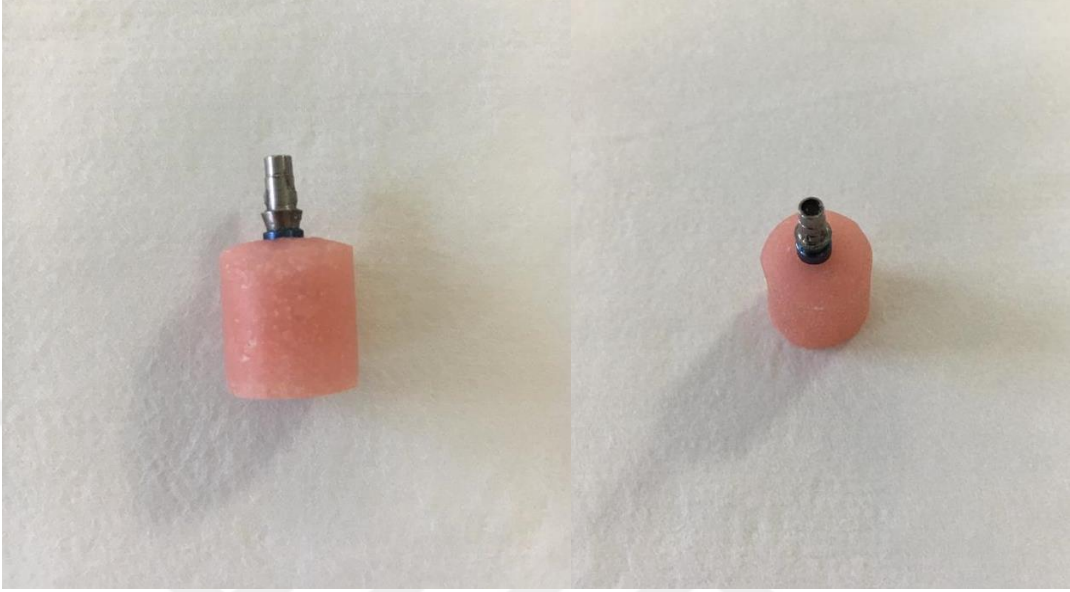
Şekil 3.2. Akrilik rezine Ti-base abutmentları gömmek amacıyla kullanılan kalıp



Şekil 3.3. Kullanılan integra soğuk akrilik rezin

Kendiliğinden sertleşen soğuk pembe akrilik (İntegra, Ankara, Turkey) (Şekil 3.3) üreticinin talimatlarına uyularak karıştırıldı. Oluşturulan silindir kalıpların içlerine Ti-

base abutment basamak seviyesi açıkta kalacak şekilde gömüldü (Şekil 3.4.). Örnekler çekme test düzeneğine uygun hale getirildi.



Şekil 3.4. Çalışmada kullanılan akrilik rezin bloğa yerleştirilen Ti-base abutment ve analog



Şekil 3.5. Çalışmada kullanılan örneklerin grup halinde görüntüsü

Hazırlanan örnekler rastgele gruplara ayrıldı. Yüzey işlemi yapmadan önce tüm abutmentlar beş dakikalık bir süre boyunca ultrasonik su banyosunda (Pro-Sonic 600; Sultan Healthcare, NJ, USA) yıkandı (Şekil 3.6.).



Şekil 3.6. Kullanılan ultrasonik su banyosu

3.2. Tİ-BASE ABUTMENTLARA UYGULANAN YÜZEY İŞLEMLERİ

Ti-base abutmentlar kontrol, kumlama, hidrojen peroksit uygulaması, non termal oksijen plazma uygulaması, Nd:YAG lazer ve Er:YAG lazer uygulaması olmak üzere 6 gruba ayrılmıştır.

3.2.1. Kontrol Grubu

Bu grubun abutment yüzeylerine herhangi bir işlem uygulanmamıştır.

3.2.2. Kumlama Grubu

Kumlama işlemi pürüzlendirilecek abutmentların her bir yüzeyine 110 µm partikül büyüklüğünde Al₂O₃ (alüminyum oksit) parçacıklarıyla (Şekil 3.9.), manuel olarak 2.5 bar atmosfer basınç altında yüzeyler 10 mm mesafeden ve 10 sn süreyle kumlama cihazıyla (Renfert,Germany) (Şekil 3.8) pürüzlendirildi (Şekil 3.7).

Abutmentın tüm yüzeylerine kumlama tek bir kişi tarafından eşit bir şekilde uygulandı. Örnekler kumlamadan sonra beş saniye buharlandı ve hava ile on saniye kurutuldu.



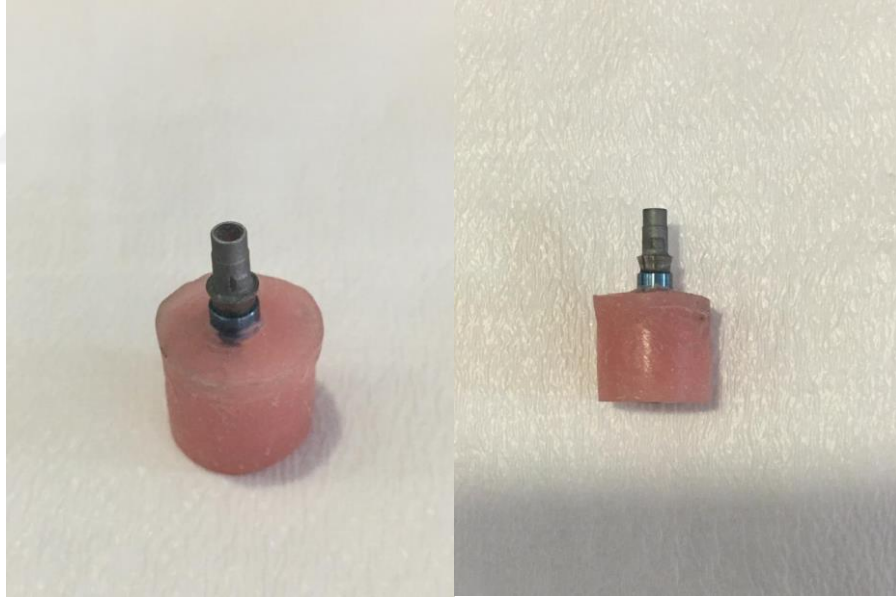
Şekil 3.7. Örneklerin kumlanması



Şekil 3.8. Kumlama cihazı (Renfert, Germany)



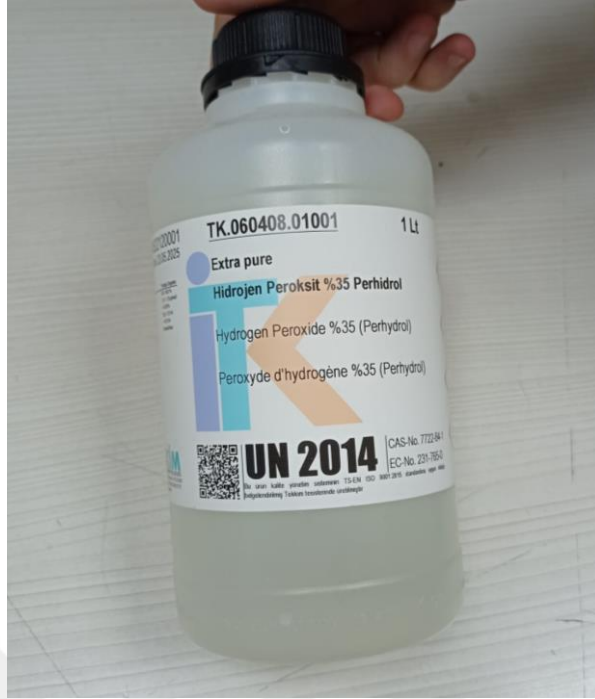
Şekil 3.9. Kullanılan 110 µm partikül büyüklüğünde Al_2O_3 (Renfert, Germany)



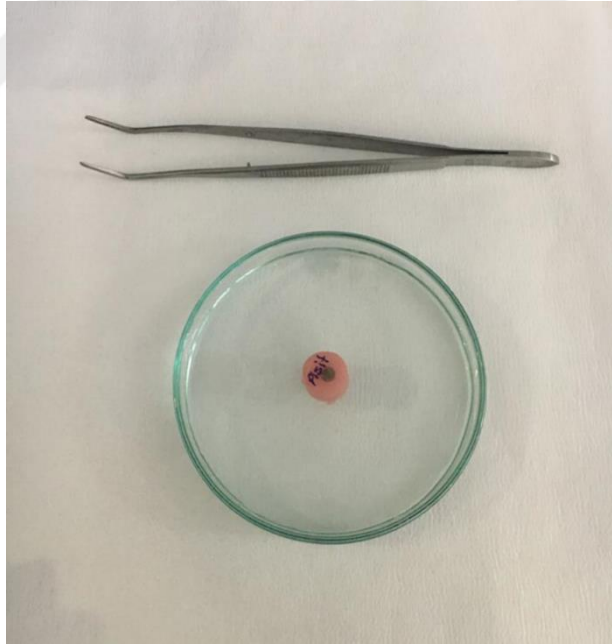
Şekil 3.10. Kumlanılan Ti-base abutmentler

3.2.3. Hidrojen Peroksit Uygulaması

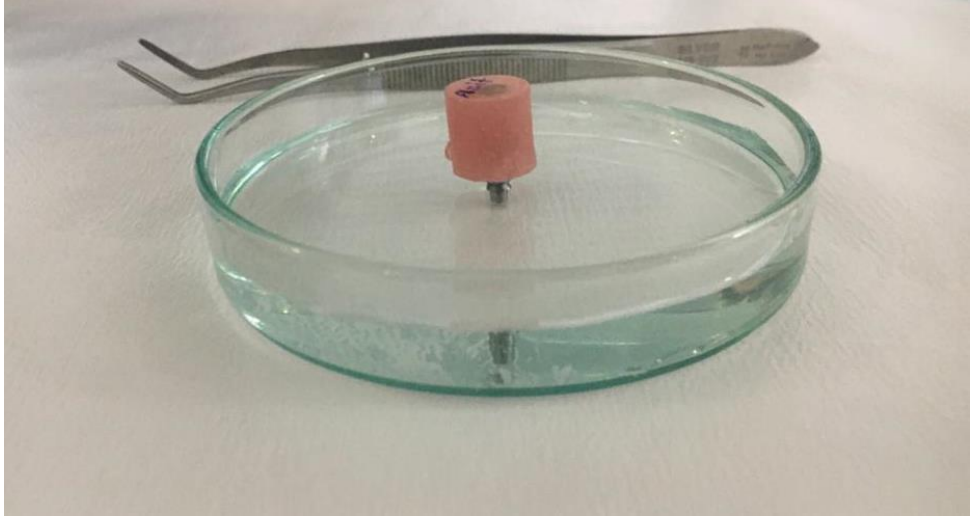
Asitleme işleminde % 35 ağırlıklı Hidrojen peroksit (H_2O_2) kullanıldı (Şekil 3.11.). 15 mililitre H_2O_2 içeren petri kabına basamak seviyesine kadar daldırılarak örnekler 30 dakika boyunca oda sıcaklığında tutuldu (Şekil 3.13.). Tüm abutmentler asit uygulamasından sonra 15 dakika boyunca deiyonize edilmiş suda bekletildi.



Şekil 3.11. Çalışmada kullanılan %35 lik Hidrojen peroksit



Şekil 3.12. Ti-base abutmentların petri kabı içinde %35 Hidrojen peroksit ile bekletilmesi



Şekil 3.13. Ti-base abutmentların basamak seviyesine kadar daldırıldığı görüntü



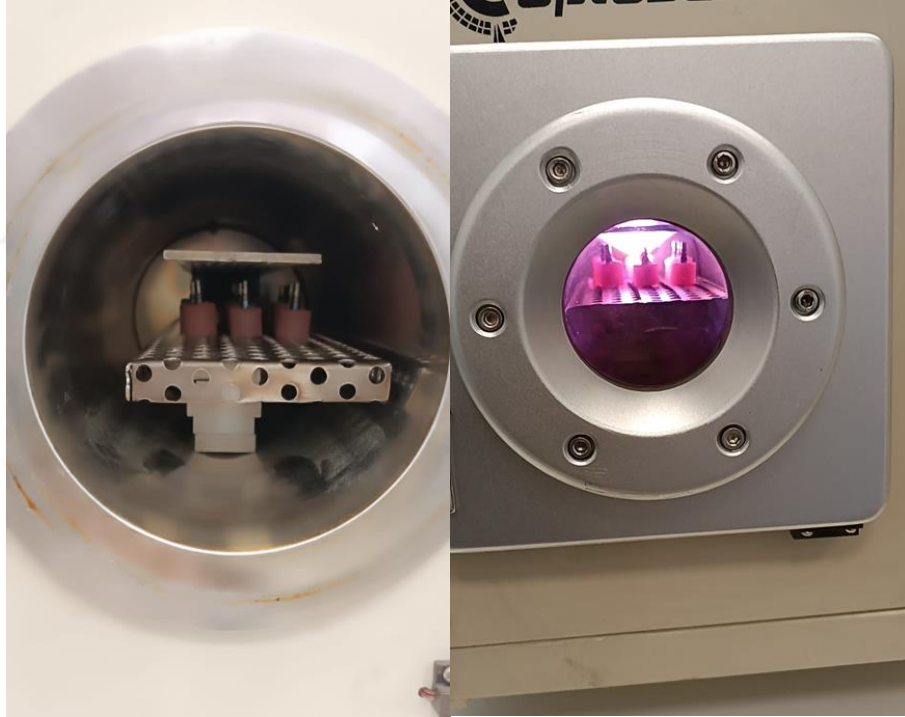
Şekil 3.14. Asit uygulanan Ti-base abutment görüntüsü

3.2.4. Termal Olmayan Atmosferik Oksijen Plazma Uygulaması

Termal olmayan atmosferik plazma uygulaması için Necmettin Erbakan Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi'nde (BİTAM) bulunan oksijen plazma cihazı OptoSense (Optosense, OPT-PCO-02, UK) kullanıldı (Şekil 3.15). 2 bar basınçta, yaklaşık 1 kVA jet gücünde, abutment yüzeyinden 5 mm mesafede 5 lt/dk'lık sabit bir akış ile ve 5 sn süreyle işlem gerçekleştirildi (Şekil 3.16).



Şekil 3.15. Kullanılan termal olmayan oksijen plazma cihazı



Şekil 3.16. Örneklere termal olmayan oksijen plazma uygulaması



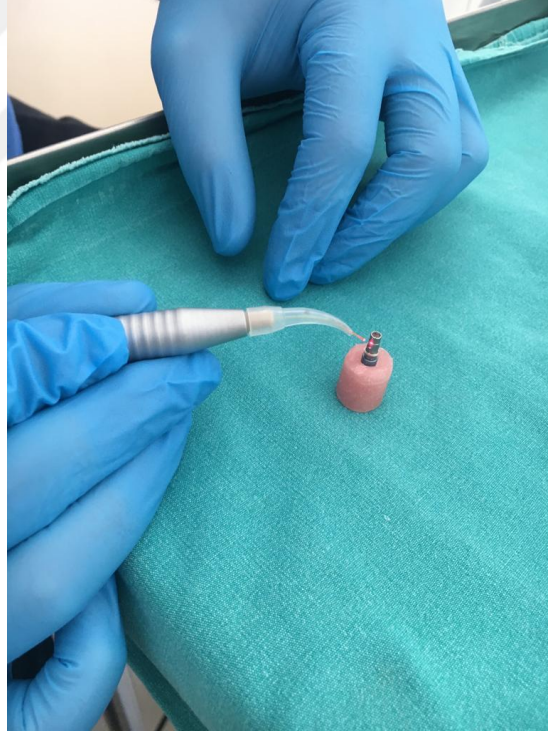
Şekil 3.17. Plazma uygulanan Ti-base abutment görüntüsü

3.2.5. Nd:YAG Lazer Uygulaması

Nd:YAG lazer uygulaması Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde Fidelis Plus III (Fotona, Slovenya) ile yapılmıştır (Şekil 3.18). Nd:YAG lazer 100 pulse darbe modunda, 10 Hz frekansta, 1 W çıkış gücünde, 300 µs pulse süresinde, SP modunda her yüzeye 20 saniye boyunca Ti-base abutmentlere uygulandı (Şekil 3.19).



Şekil 3.18. Nd-YAG lazer cihazı Fidelis Plus III (Fotona, Slovenia)



Şekil 3.19. Ti-base abutmentların yüzeyine Nd:YAG lazerin uygulanması



Şekil 3.20. Nd:YAG lazer uygulanmış Ti-base abutment

3.2.6. Er:YAG Lazer Uygulaması

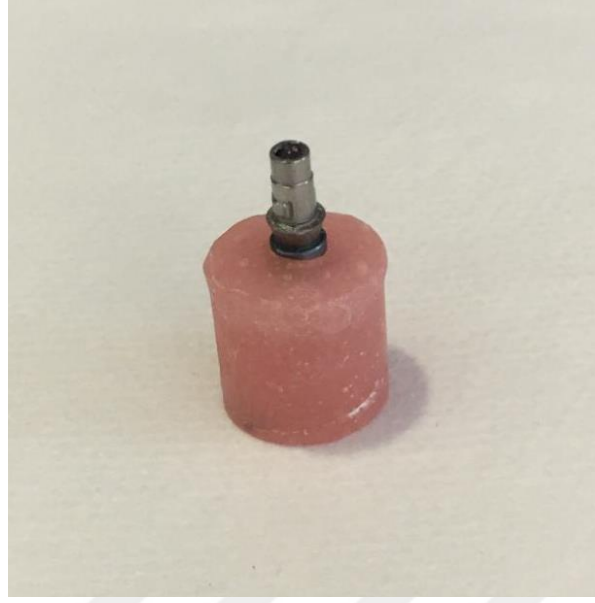
Er:YAG lazer uygulaması için Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda Er:YAG lazer cihazı (KaVo K-E-Y Lazer 3⁺, Almanya) kullanıldı (Şekil 3.21.). Er:YAG lazer; 10 Hz frekansta, 100 mJ enerjide, 300 µs pulse süresinde, 1 W çıkış gücünde 20 saniye boyunca pulse modunda Ti-base abutment yüzeyine uygulandı (Şekil 3.22).



Şekil 3.21. Çalışmada kullanılan KaVo K-E-Y Lazer 3+



Şekil 3.22. Er:YAG lazerin Ti-base abutment yüzeyine uygulanması



Şekil 3.23. Er:YAG lazer uygulanmış Ti-base abutment

3.3. ÖRNEKLERİN YÜZEY TOPOĞRAFYASININ ANALİZİ (SEM ANALİZİ)

Yüzey işlemleri tamamlandıktan sonra, deney gruplarının her birinden rastgele birer örnek alındı. Ti-base abutmentlerin yüzey topoğrafyaları Ordu Üniversitesi Merkezi Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan taramalı elektron mikroskobu (Hitachi, SU 1510, Japonya) kullanılarak incelendi (Şekil 3.24). Örnekler 500, 1000 ve 2000 kat büyütülerek taramalı elektron mikroskobu ile görüntülendi.



Şekil 3.24. Kullanılan taramalı elektron mikroskobu (Hitachi, Su 1510)



Şekil 3.25. Ti-base abutmentların plakaya sabitlenmesi

3.4. Tİ-BASE ÜZERİ HİBRİT KRONLARIN ÜRETİLMESİ

Abutment yüzeyleri 3 boyutlu bir dental tarayıcı Vinyl open air (Smart Optic, Almanya) kullanılarak bilgisayar ortamına aktarıldı (Şekil 3.26.).

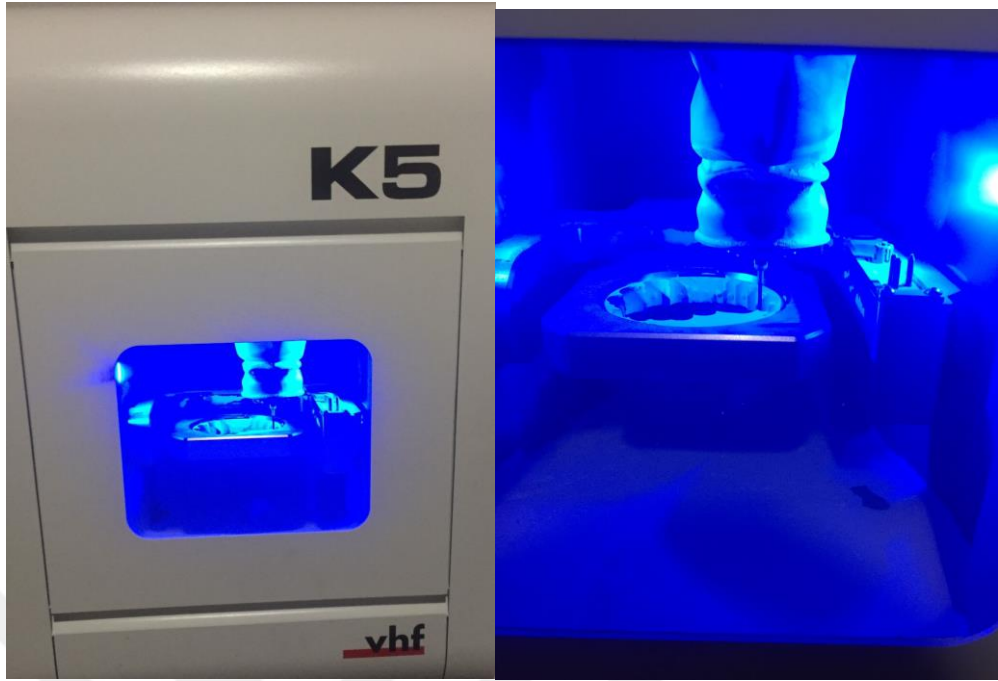


Şekil 3.26. Vinyl Open Air (Smart Optic Germany) 3 boyutlu tarayıcı



Şekil 3.27. Zirkon blok üzerine yapılan kron tasarımları

Zirkonyum kron tasarımları mandibular ikinci premolar diş formunda ve 40 µm siman boşluğunda, CAD yazılımı Exocad programı (Exocad; Amerika) kullanılarak tasarlandı (Şekil 3.27). Hibrit kronlar bir vhf K5 freze makinesinde (vhf K5; vhf Camfactory AG) üretildi (Şekil 3.28.). Üretilen hibrit kronlar üretici firmanın talimatlarına uygun şekilde sinter cihazı kullanılarak (Protherm Furnaces, Ankara, Türkiye) 120 dk, 1550 °C’de sinterlendi.

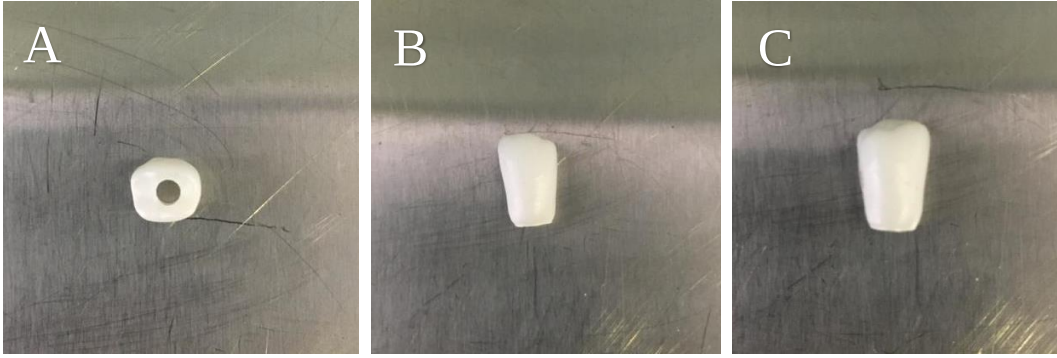


Şekil 3.28. Kronların üretildiği vhf K5 freze makinesi

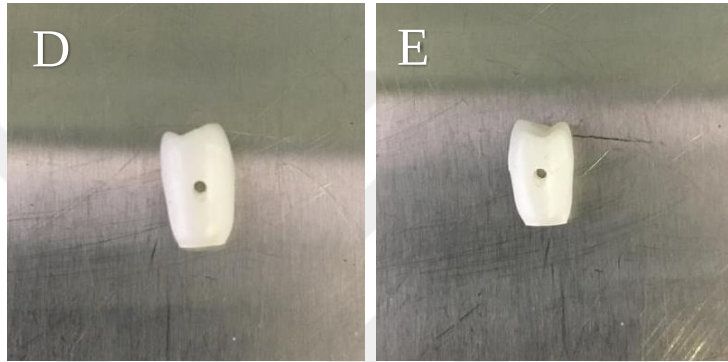
Kron üretimi için KATANA Zirconia High Translucent (Kuraray Noritake Dental, Japonya), (LOT:EISPX) kullanıldı (Şekil 3.29).



Şekil 3.29. Hibrit kron üretimi için kullanılan zirkonyum



Şekil 3.30. CAD/CAM ile üretilen hibrit kronların görüntüsü (A:Oklüzal görüntüsü, B:Bukkal görüntüsü, C:Lingual görüntüsü)

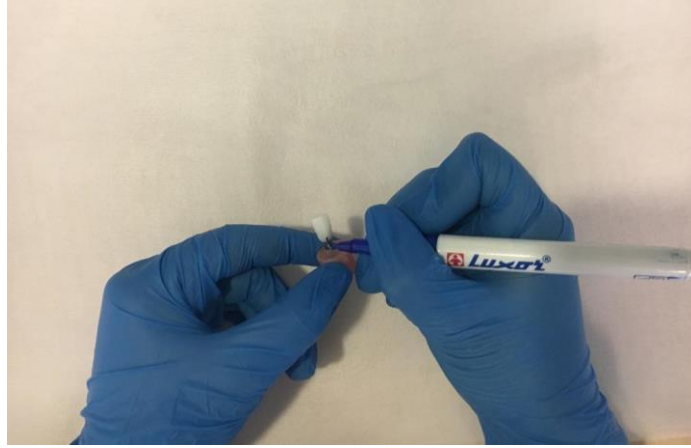


Şekil 3.31. CAD/CAM ile üretilen hibrit kronların görüntüsü (D:Mesial görüntüsü, E:Distal görüntüsü)

Çekme testinde kullanılmak üzere hibrit kronların abutment yüksekliğinin üzerinde mesial ve distalden 1,4 mm çapında delikler açılarak içinden 1 mm'lik güçlendirilmiş çelik telin geçmesi sağlandı (Şekil 3.31). 6 grup için her gruba 11 adet olmak üzere toplam 66 adet Ti-base zirkonyum kron üretildi.

3.3. SİMANTASYON

Üretilen zirkonyum kron ve Ti-base abutmentlerin simantasyon sırasında yönlerinin değişmemesi için işaret kalemi ile bukkal yüzeylerine aynı yönde çizgi çekildi (Şekil 3.32).

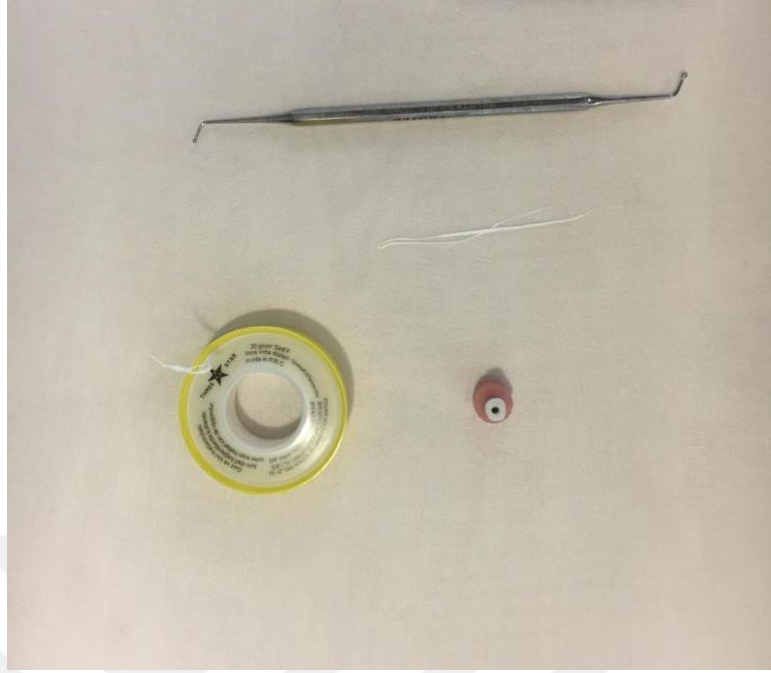


Şekil 3.32. Zirkonyum kron ve Ti-base abutment bukkal yüzeylerin işaret kalemi ile belirlenmesi

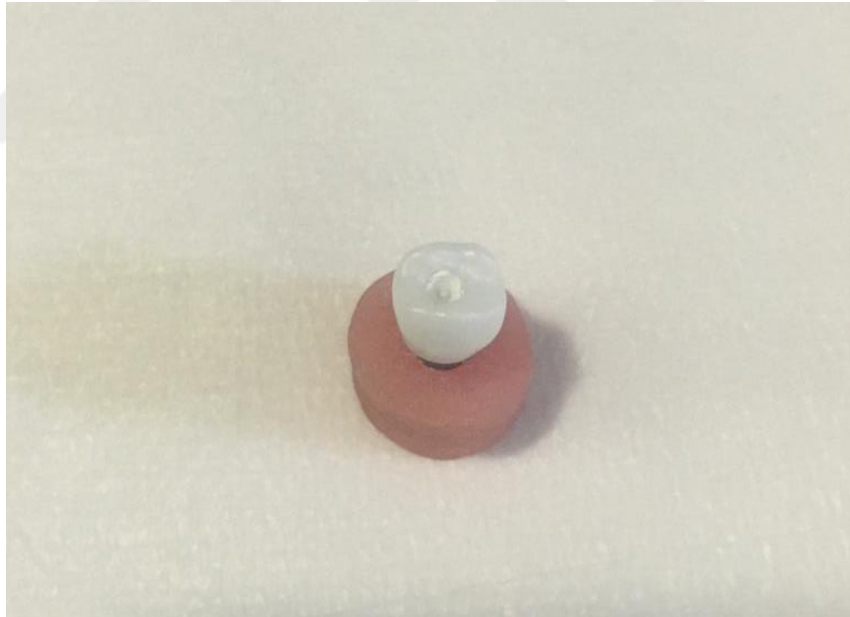


Şekil 3.33. Bukkal yüzeylerdeki işaret

Çekme testi için hazırlanan tüm zirkonyum kronların vida giriş deliği siman taşmasını önlemek için teflon ile kapatıldı (Şekil 3.35).

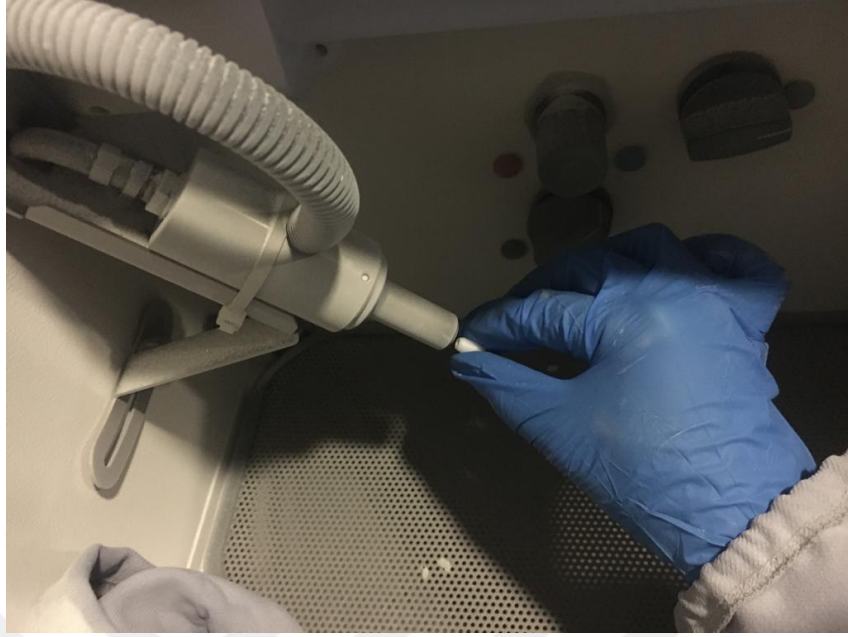


Şekil 3.34. Vida giriş deliğinin teflon ile kapatılması



Şekil 3.35. Vida giriş deliği teflon ile kapatılan kron görüntüsü

Üreticinin tavsiyesine göre, tüm zirkonyum kronların bağlanma yüzeyi 50 μm 'lik Al_2O_3 tozu ile 2,5 bar basınçla yaklaşık 10 mm mesafeden 15 saniye (sn) kumlama cihazı ile (Renfert, Almanya) kumlandı (Şkil 3.36.). Daha sonra alkol ile temizlendi.

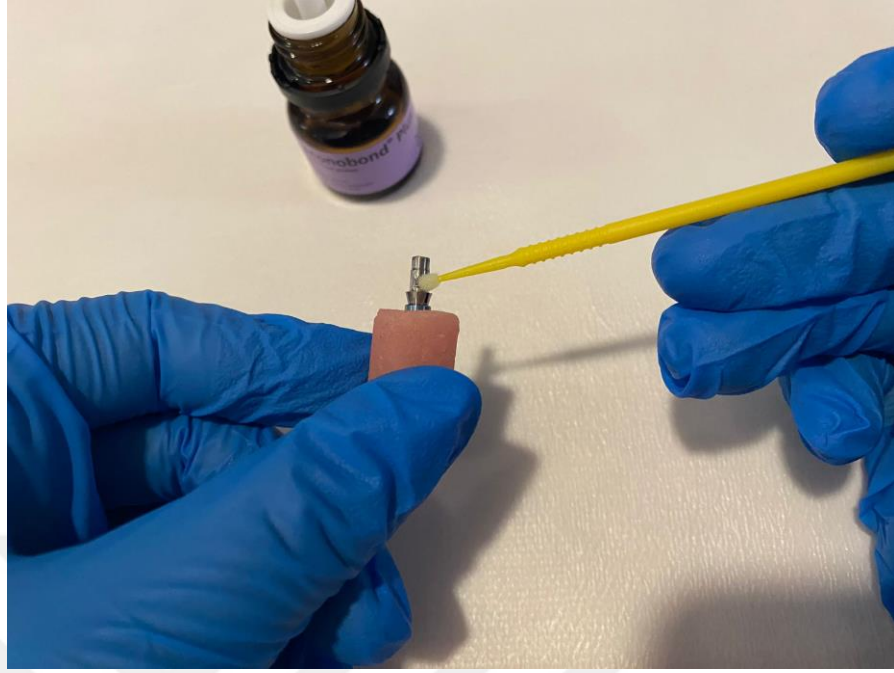


Şekil 3.36. Zirkonyum kronların kumlanması

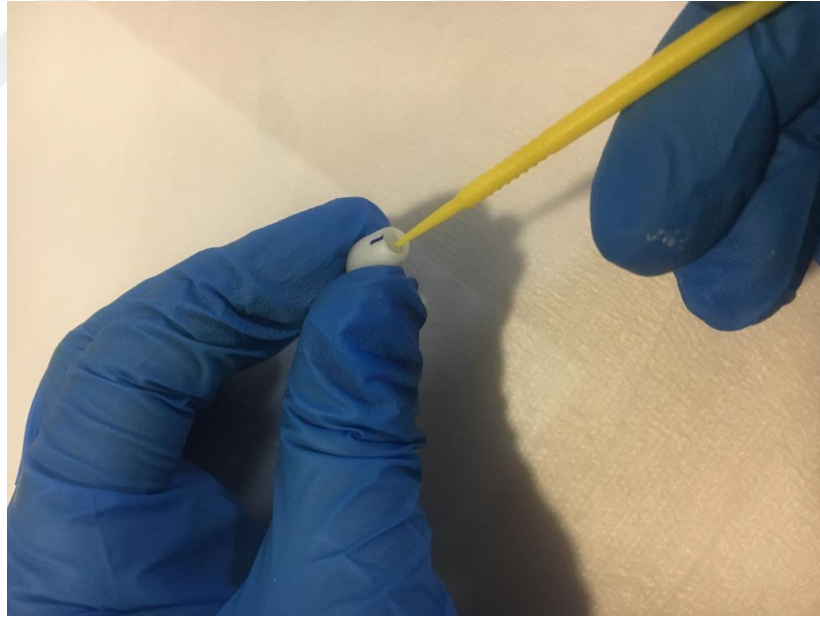
Monobond Plus (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) primer, zirkonyum kronların (Şekil 3.39) ve Ti-base dayanakların bağlanma yüzeylerine (Şekil 3.38) fırça yardımıyla uygulandı. 60 sn bekledikten sonra hava ile kurutuldu.



Şekil 3.37. Monobond Plus (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) primer



Şekil 3.38. Primerin Ti-base abutment yüzeyine uygulanması



Şekil 3.39. Primerin zirkonyum kronların yüzeyine uygulanması

Zirkonyum kron ve titanyum ara parçayı birleştirmek için self-cure rezin siman Multilink Hybrid Abutment (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) (Tablo 3.2.) kullanıldı (Şekil 3.40).



Şekil 3.40. Multilink Hybrid Abutment (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn)

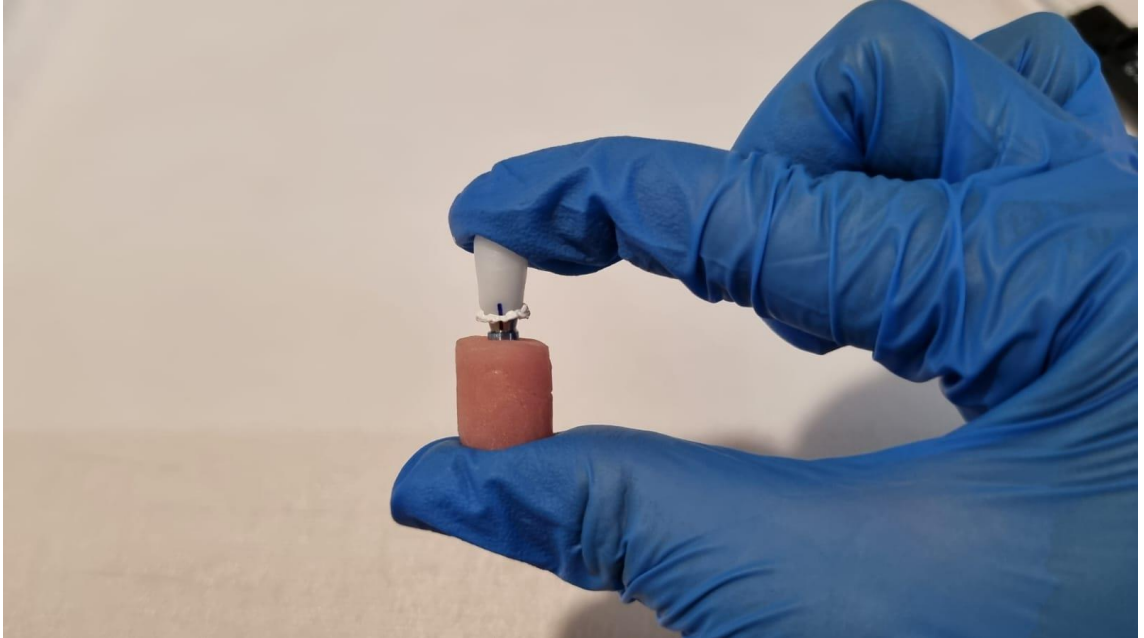
Tablo 3.2. Çalışma sırasında kullanılan primer ve rezin siman

Materyal	İçerik	Üretici Firma	LOT
Monobond Plus	Ethanol, 3-(trimetoksisilil) propil metakrilat ve metakrilatlanmış fosforik asit esterlerinin bir kombinasyonu	Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn	Z04PG3
Multilink Hybrid Abutment	Baz: İterbiyum trifluorür, etiliksilatlı bisfenol A dimetakrilat, bis-GMA, 2-hidroksietil metakrilat ve 2-dimetilaminoetil metakrilat. Katalizör: İterbiyum trifluorür, ethoxylated bisphenol A dimethacrylate, üretan dimetakrilat, 2-hidroksietil metakrilat ve dibenzoil peroksit.	Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn	Z04VCN



Şekil 3.41. Multilink Hybrid Abutment simanın Ti-base abutmenların yüzeyine uygulanması

Zirkonyum kronlar Ti-base abutmentlara yerleştirilerek doğru pozisyona getirildi. Simantasyon işlemi için kronlara 5 saniye boyunca sürekli bir parmak basıncı uygulandı (Şekil 3.42.).



Şekil 3.42. Simantasyon işlemi için parmak basıncı uygulanması

3 dakika sonra, bond fırçası yardımıyla restorasyon ve abutment birleşim yerlerinde bulunan siman artıkları temizlendi. Üretici firmanın tavsiyesine göre, 7

dakikalık polimerizasyon süresi tamamlandıktan sonra tıkayıcı teflon uzaklaştırıldı (Şekil 3.43.).



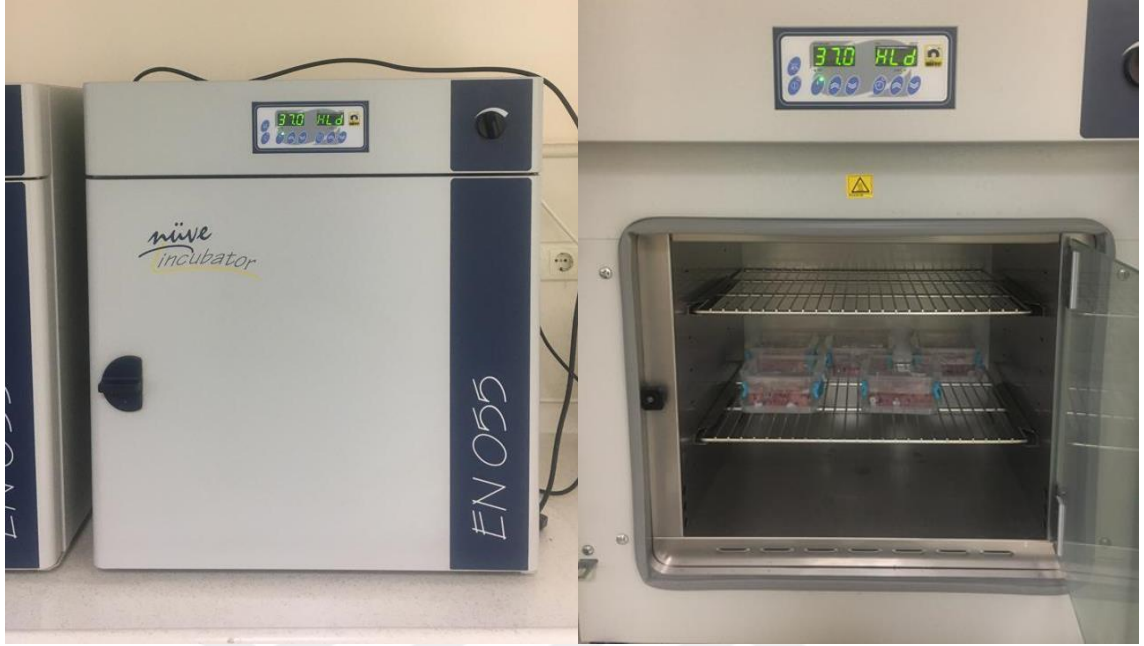
Şekil 3.43. Simantasyon işlemi tamamlanan zirkonyum kronun görüntüsü



Şekil 3.44. Simantasyonu tamamlanan örneklerin görüntüsü

3.4. TERMAL DÖNGÜ İŞLEMİ

Termal döngü işlemi öncesi örnekler, 24 saat boyunca 37°C'de bir distile su içerisinde inkübasyonda (Nuve EN 055/120 Incubator, Nüve, Ankara, Turkey) bekletildi (Şekil 3.45.).



Şekil 3.45. Örneklerin 37°C'de 24 saat boyunca bekletilmesi

Termal döngü işlemleri Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan termal siklus cihazı (SD Mechatronik Thermocycler, SD Mechatronik; Westerham, Almanya) kullanılarak yapıldı (Şekil 3.46.) . Örnekler, yüzeylerini tamamen örtecek seviyede 5°C'de ve 55°C'de su banyolarında 5.000 devir termal siklusu 30 saniyelik bekleme süresi boyunca uygulandı.



Şekil 3.46. Örnekler termal siklus uygulanması

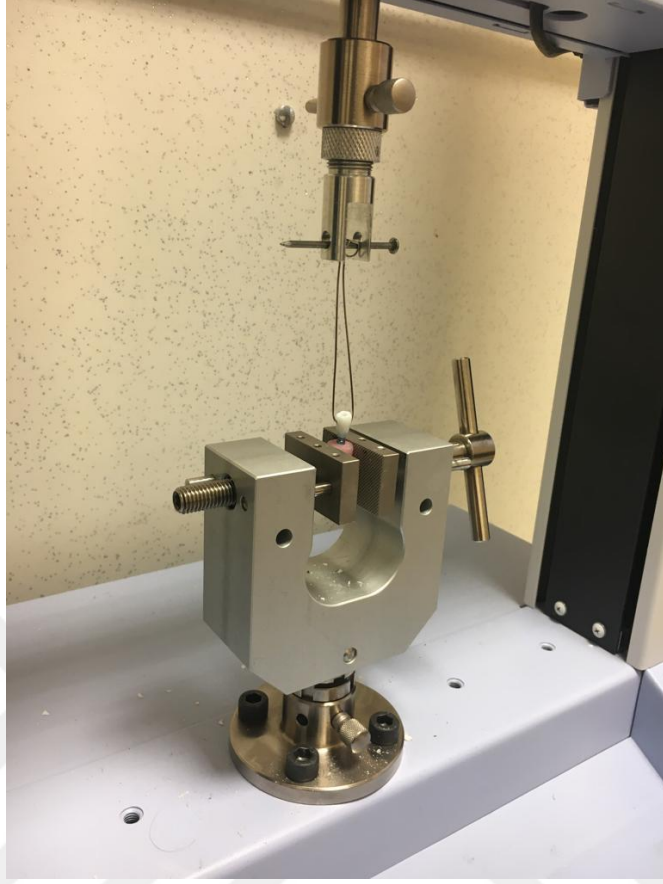
3.5. ÇEKME TESTİ

Zirkonyum kronların Ti-base abutmentlara olan bağlanma dayanımlarını değerlendirmek amacıyla Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan universal test cihazı (Shimadzu, MWG -5 kNA series; Shimadzu Corp, Japonya) (Şekil 3.47) kullanıldı.



Şekil 3.47. Kullanılan çekme cihazı

Örnekler, universal test cihazının alt tutma parçasına sabitlendi. Güçlendirilmiş çelik tel ile zirkonyum kronun mesial ve distalinde mevcut olan deliklerden geçerek test cihazının üst tutma parçasına sabitlendi (Şekil 3.48.). Daha sonra hibrit kronlar, Ti-base abutmenttan tamamen ayrılana kadar universal test cihazında 1 mm/dakika hızında tek eksenli çekme testine tabi tutuldu. Çekme testi sonucunda değerler Newton (N) cinsinden belirlendi.



Şekil 3.48. Kullanılan çekme düzeneği



Şekil 3.49. Çekme testi sonrası birbirinden ayrılan zirkonyum kron ve Ti-base abutment

3.6. HİBRİT KRON VE Tİ-BASE ABUTMENT SİMAN AYRILMA ÇEŞİTLERİNİN TESPİTİ

Çekme testinin tamamlanmasının ardından Ti-base abutment yüzeyleri Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'ndaki stereomikroskop cihazı (Carl Zeiss, Göttingen, Almanya) (Şekil 3.50.) ile 20 kat büyütmede incelendi.



Şekil 3.50. Stereomikroskop cihazı

Siman ayrılma çeşitleri koheziv (Simanın kendi yapısında meydana gelen parçalanma nedeniyle kronun iç yüzeyi ve abutment yüzeyi siman artığı içerir.) (Şekil 3.51.) ve adeziv (Abutment yüzeyi siman artığı içermez.) (Şekil 3.52.) olarak belirlendi.



Şekil 3.51. Koheziv tip ayrılma



Şekil 3.52. Adeziv tip ayrılma

3.7. İSTATİSTİKSEL ANALİZ

Çalışmanın sonuçları, IBM SPSS Statistics 22 (IBM Corporation, ABD) programı kullanılarak değerlendirildi. Kolmogorov-Smirnov ve Shapiro Wilks testleri kullanılarak parametrelerin normal dağılıma uygunluğu incelendi ve bunun doğru olduğu belirlendi. One-way Anova testi, gruplar arası çekim kuvveti karşılaştırmalarında kullanıldı. Tukey HDS testi, grupların varyansları homojen ise ve Tamhane T2 testi homojen değilse grupların farklılıklarını belirledi. Anlamlılık $p < 0,05$ seviyesinde analiz edildi.

4. BULGULAR

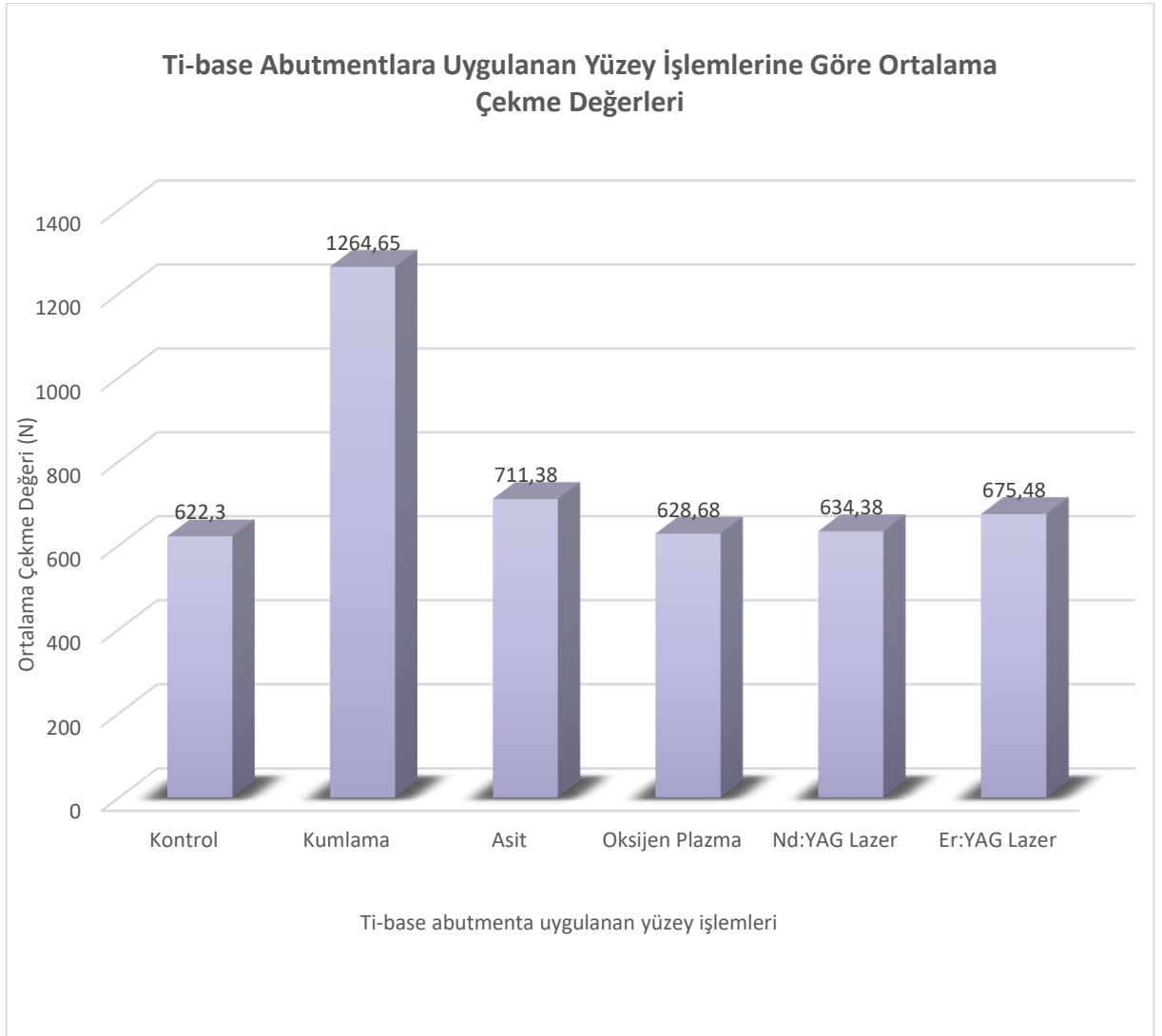
4.1. TUTUCULUK DEĞERLERİNDEN ELDE EDİLEN BULGULAR

Farklı yüzey işlemleri uygulanmış Ti-base abutment ile zirkonyum kron arasındaki tutuculuk değerlerine ait minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri Tablo 4.1. ve Şekil 4.1.'de belirtilmiştir.

Ti-base abutment yüzeyleri ile zirkonyum kronun tutuculuk değerlerinin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri verilmiştir. En yüksek tutuculuk değerleri ortalaması; kumlama grubunda ($1264,65 \pm 202,97$ N), en düşük tutuculuk değerleri ortalaması kontrol grubunda ($622,30 \pm 113,99$ N) saptanmıştır. Kumlama grubunun tutuculuk değerleri ortalamasını sırasıyla asit grubu ($711,38 \pm 49,77$ N), Er:YAG lazer grubu ($675,48 \pm 23,51$ N), Nd:YAG lazer grubu ($634,38 \pm 41,28$ N), termal olmayan oksijen plazma grubu ($628,68 \pm 86,56$ N) ve kontrol grubu ($622,30 \pm 113,99$ N) takip etmektedir (Tablo 4.1. ve Şekil 4.1.).

Tablo 4.1. Çalışma gruplarının ortalama çekme kuvveti, minimum, maksimum ve standart sapma değerleri (N). F: Tek Yönlü Varyans Analizi (Anova). İkili karşılaştırmalar Tukey HSD ile yapılmıştır. * p değeri 0,05 düzeyinde anlamlıdır. Aynı üst indis istatistiksel farksızlığı göstermektedir.

Yüzey İşlemleri	N	Çekme Kuvveti (N)		Ort±SS	F:p
		Min	Max		
Kontrol	11	471,30	786,60	622,30±113,99 ^a	62,818;<0,001*
Kumlama	11	943,90	1589,30	1264,65±202,97 ^b	
Asit	11	612,70	764,00	711,38±49,77 ^a	
Oksijen Plazma	11	516,30	749,70	628,68±86,56 ^a	
Nd:YAG Lazer	11	577,00	696,20	634,38±41,28 ^a	
Er:YAG Lazer	11	644,00	707,30	675,48±23,51 ^a	



Şekil 4.1. Çalışma gruplarının çekme kuvveti ve standart sapma değerleri (N)

Tablo 4.1.'de gösterildiği gibi, kumlama işlemi uygulanan grubun tutuculuk değerlerinin ortalaması, kontrol grubu ve diğer tüm çalışma gruplarından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek olduğu bulunmuştur ($P < 0.001$). Kontrol grubu, asit uygulaması, oksijen plazma, Nd:YAG ve Er:YAG lazer uygulaması arasında tutuculuk değerleri ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık oluşmadığı ($P > 0.05$) belirlenmiştir. H_2O_2 ile asit işlemi uygulanan grubun tutuculuk değerleri ortalaması; kontrol, oksijen plazma uygulaması, Nd:YAG ve Er:YAG lazer uygulamasından yüksek olsa da bu farklılık istatistiksel olarak anlamlı değildir ($P > 0.05$). Oksijen plazma uygulanan grubun tutuculuk değeri kontrol grubundan yüksek olsa da

aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($P>0.05$). Nd:YAG lazer uygulanan gruptaki tutuculuk değerleri ortalaması oksijen plazma ve kontrol grubundan yüksek olsa da bu farklılığın istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık oluşturmadığı ($P>0.05$) belirlenmiştir. Er:YAG lazer uygulaması kontrol, oksijen plazma uygulaması ve Nd:YAG lazer uygulaması yapılan gruplardan daha yüksek tutuculuk değeri ortalamasına sahip olsa da aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($P>0.05$) (Tablo 4.1.).

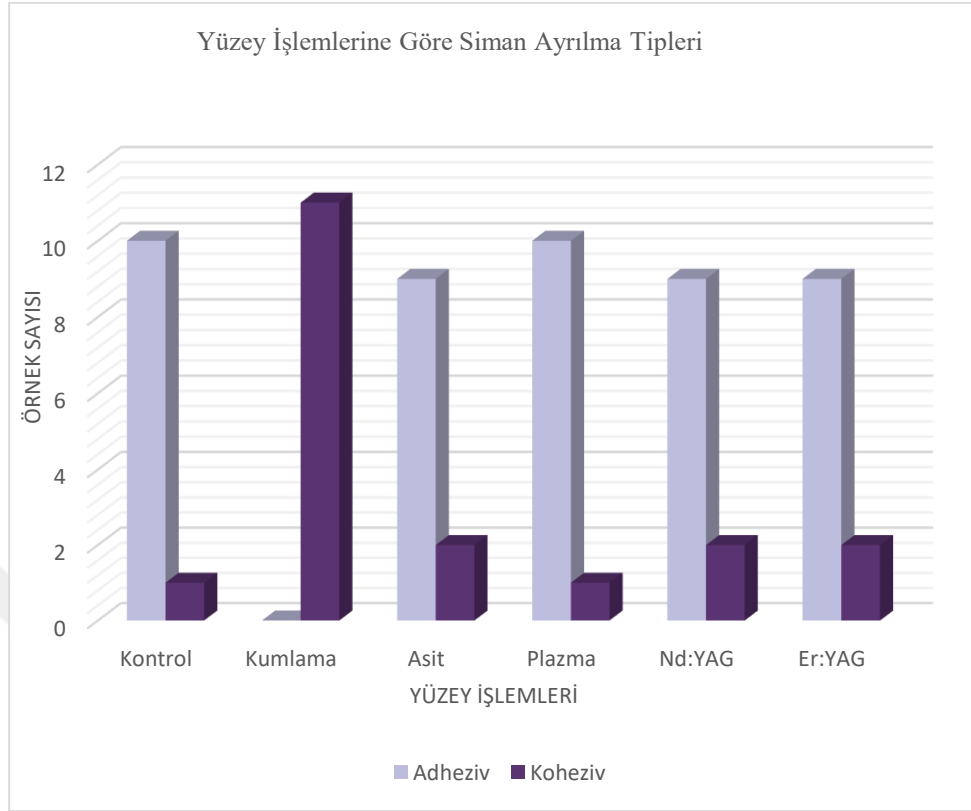
4.2. SİMAN AYRILMA TİPLERİNİN BULGULARI

Kontrol grubu, asit uygulaması, termal olmayan plazma uygulaması, Nd:YAG lazer ve Er:YAG lazer uygulaması yapılan gruplarda siman adeziv ayrılma göstermiştir. Kumlama grubu koheziv ayrılma göstermiştir.

Ti-base abutment ile zirkonyum kron ayrılma tipi açısından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır ($P<0.001$). Kumlama uygulanan grubun tamamı koheziv tip ayrılma göstermiştir. Bu oran tüm deney gruplarına göre anlamlı derecede yüksektir ($P<0.001$). Ti-base abutment ile zirkonyum kron ayrılma tipi açısından, kontrol grubu ile asit uygulaması, termal olmayan plazma uygulaması, Nd:YAG lazer uygulaması ve Er:YAG lazer uygulaması yapılan gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık belirlenmemiştir ($P>0.05$) (Tablo 4.2. ve Şekil 4.2.).

Tablo 4.2. Yüzey işlemlerine göre siman ayrılma tipleri. F: Tek Yönlü Varyans Analizi (Anova)

Yüzey İşlemi	N	Adeziv Ayrılma		Koheziv Ayrılma	
		N	%	N	%
Kontrol	11	10	90,9	1	9,1
Kumlama	11	0	0	11	100
Asit uygulaması	11	9	81,8	2	18,2
Atmosferik Plazma	11	10	90,9	1	9,1
Nd:YAG lazer	11	9	81,8	2	18,2
Er:YAG lazer	11	9	81,8	2	18,2



Şekil 4.2. Yüzey işlemlerine göre siman ayrılma tipleri

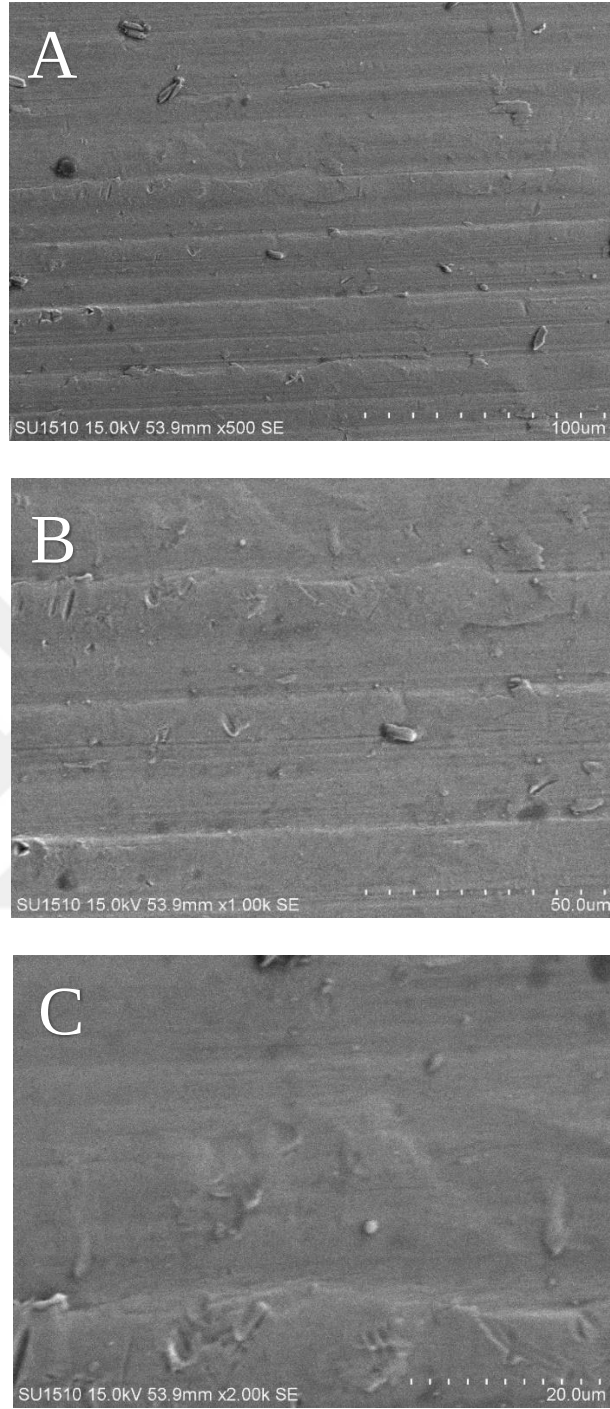
4.3. TARAMALI ELEKTRON MİKROSKOBU (SEM) İLE ELDE EDİLEN BULGULAR

Çalışmamızda Ti-base abutment yüzeylerinin topografileri, yüzey işlemleri uygulandıktan sonra 500x, 1000x ve 2000x büyütmede taramalı elektron mikroskobu kullanılarak değerlendirilmiştir.

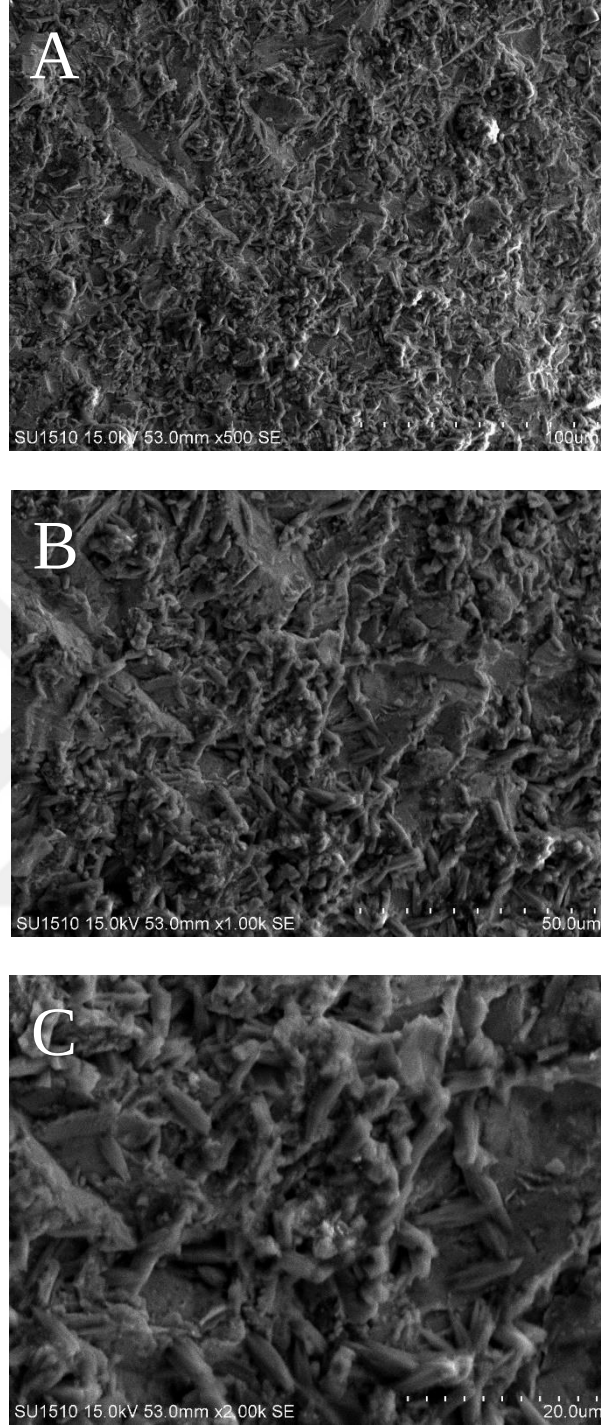
Kumlama uygulanan grubun SEM görüntülerinde (Şekil 4.4.) diğer gruplara göre; aşındırıcı partiküller Ti-base abutment yüzeyinde büyük makro boşluklar ve belirgin düzensizlikler göstermiştir. Kumlama grubundaki abutment yüzeyinin daha pürüzlü olması ve yüzeyde oluşan çukurcukların ve düzensizliklerin homojen dağılması, kumlama uygulamasının diğer gruplardan önemli derecede daha yüksek ortalama bağlanma dayanım değeri göstermesine neden olmuş olabilir. Asit uygulanan grubun SEM görüntüsünde (Şekil 4.5.) düzensiz dağılımlı, geniş ve yuvarlak hatlı krater benzeri bir yapıda az sayıda çukurcuk görülmektedir. Kumlama ve asit uygulamasının aksine oksijen plazma uygulanan Ti-base abutment yüzeylerinde (Şekil 4.6.) belirgin morfolojik

değişiklikler görülmemiştir. Oksijen plazma uygulanan grubun SEM analizi, kontrol grubundaki Ti-base abutment yüzeylerine benzer görüntüler vermiştir. Nd:YAG uygulanan Ti-base abutmentın SEM görüntüsü (Şekil 4.7.) kontrol grubuna göre kıyaslandığında SEM görüntüsünde ince çizik ve mikroçatlak benzeri yapılar dikkat çekmektedir. Er:YAG lazer SEM görüntüsü (Şekil 4.8.) kontrol grubuyla kıyaslandığında ise düzensiz mikro çukurlar ve homojen olmayan çıkıntılar mevcuttur. Bu homojen olmayan çıkıntıların kontrol grubunun SEM görüntüsünde de (Şekil 4.3.) mevcut olmasından dolayı bu çıkıntıların fabrikasyon olarak üretimden kaynaklandığını düşünmekteyiz.

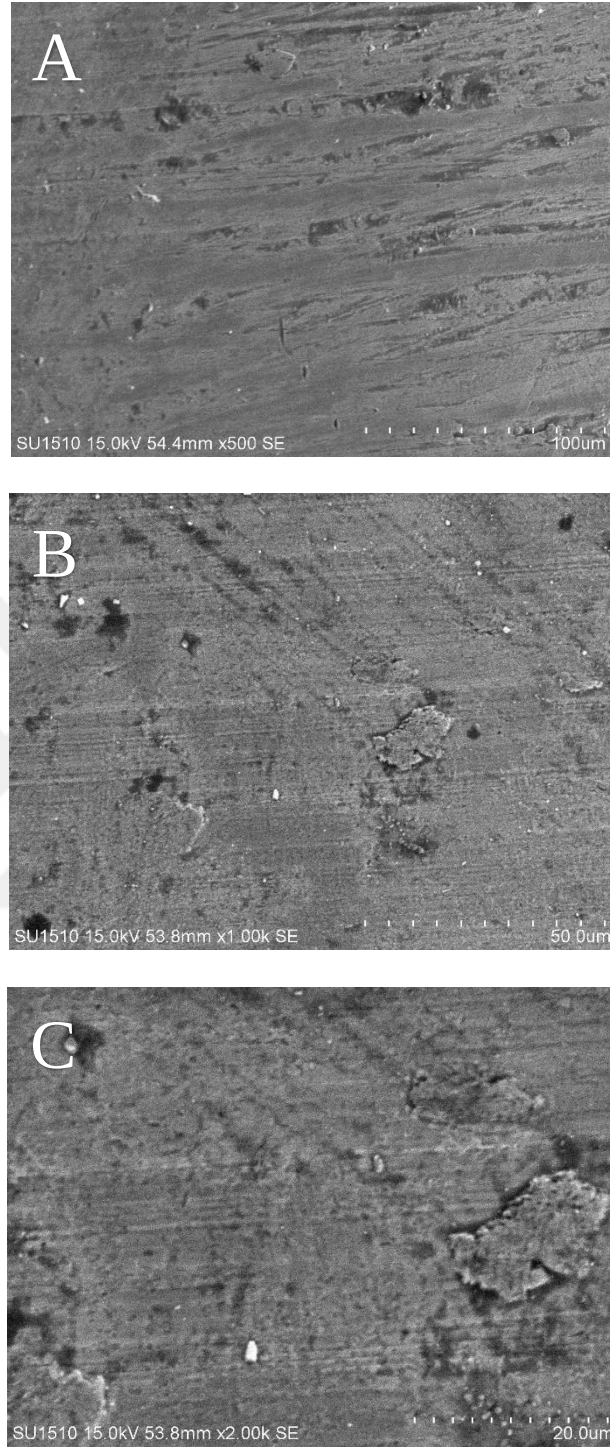




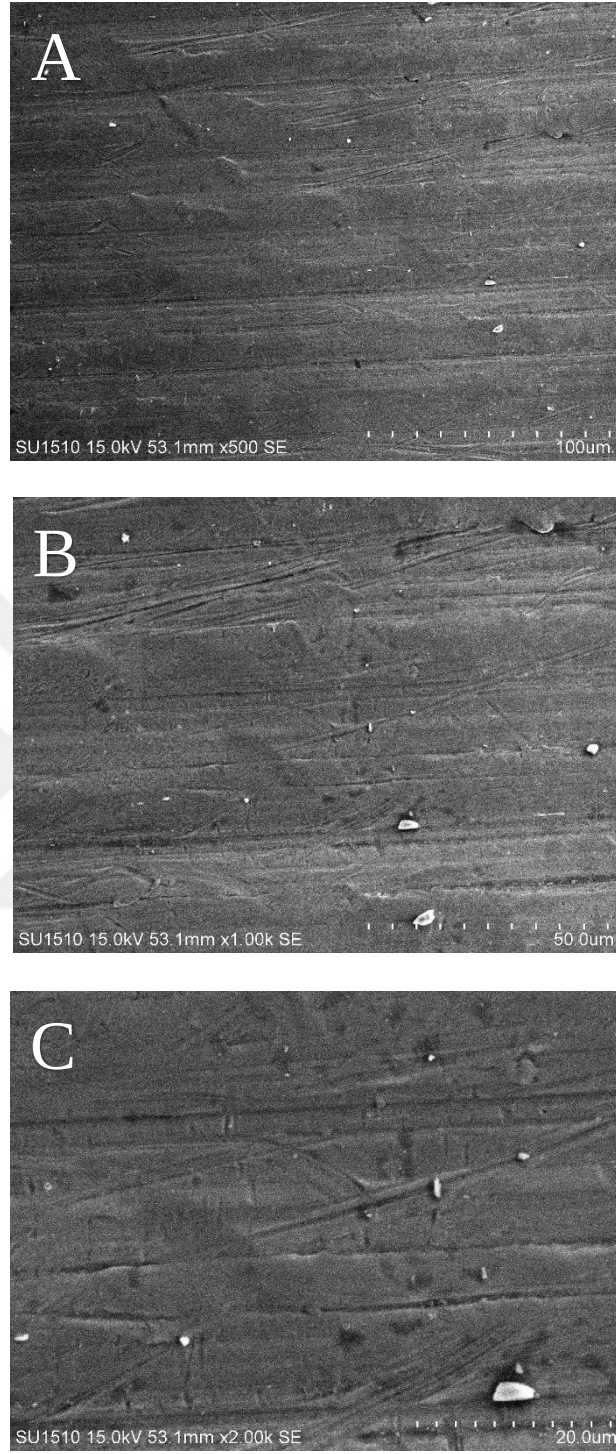
Şekil 4.3. Kontrol grubu Ti-base abutment yüzeylerinin 500x, 1.000x ve 2.000x büyütmede SEM görüntüleri (A: 500x büyütme, B: 1.000x büyütme, C: 2.000x büyütme)



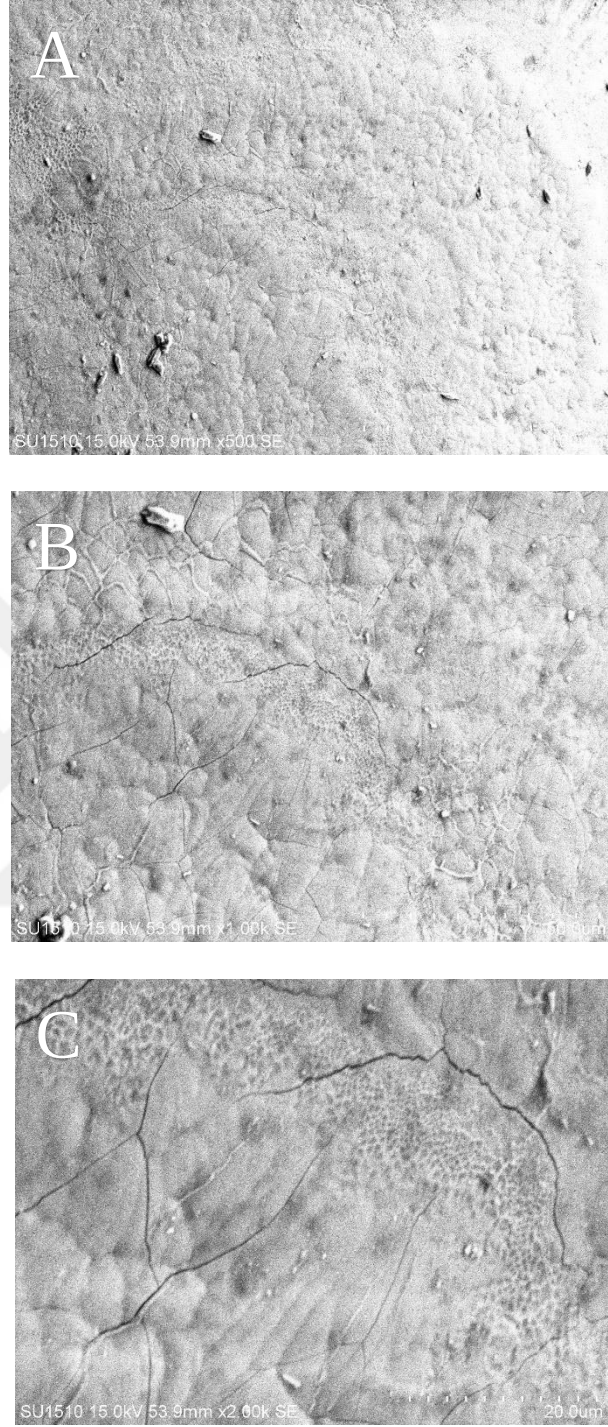
Şekil 4.4. Kumlama grubu Ti-base abutment yüzeylerinin 500x, 1.000x ve 2.000x büyütmede SEM görüntüleri (A: 500x büyütme, B: 1.000x büyütme, C: 2.000x büyütme)



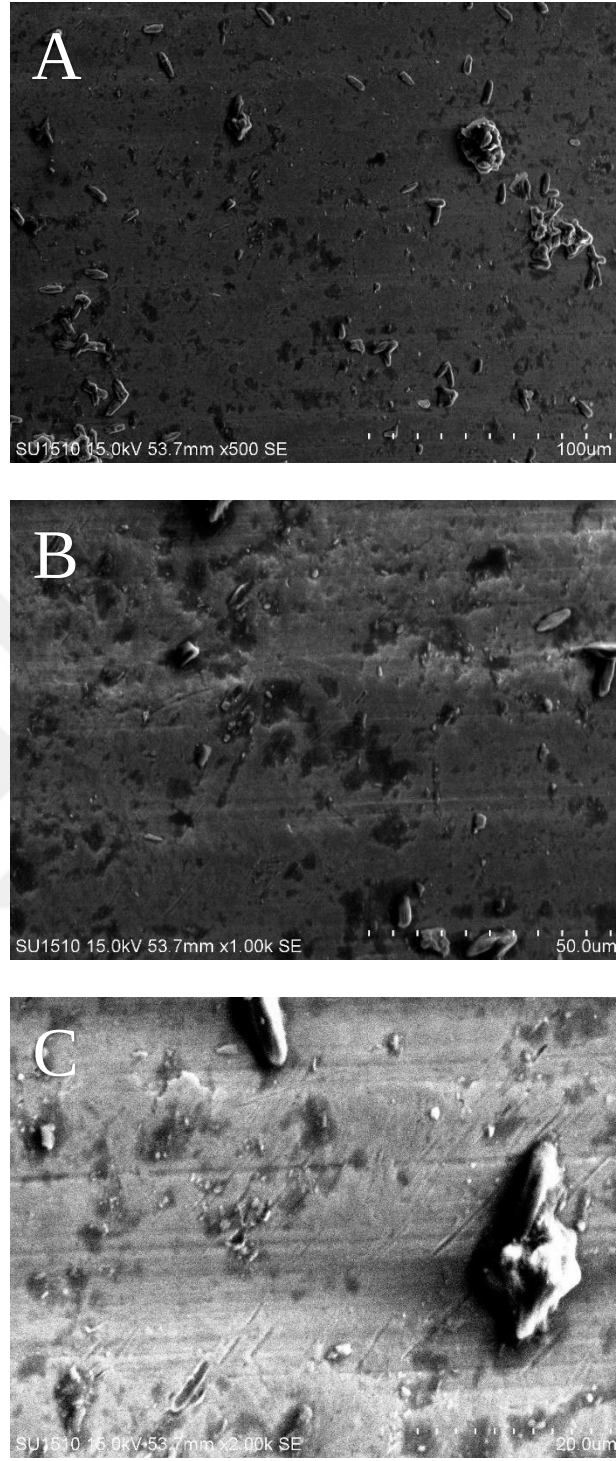
Şekil 4.5. Asit grubu Ti-base abutment yüzeyinin 500x, 1.000x ve 2.000x büyütmede SEM görüntüleri (A: 500x büyütme, B: 1.000x büyütme, C: 2.000x büyütme)



Şekil 4.6. Termal olmayan Oksijen plazma grubu Ti-base abutment yüzeyinin 500x, 1.000x ve 2.000x büyütmede SEM görüntüleri (A: 500x büyütme, B: 1.000x büyütme, C: 2.000x büyütme)



Şekil 4.7. Nd:YAG lazer grubu Ti-base abutment yüzeyinin 500x, 1.000x ve 2.000x büyütmede SEM görüntüleri (A: 500x büyütme, B: 1.000x büyütme, C: 2.000x büyütme)



Şekil 4.8. Er:YAG lazer grubu Ti-base abutment yüzeyinin 500x, 1.000x ve 2.000x büyütmede SEM görüntüleri (A: 500x büyütme, B: 1.000x büyütme, C: 2.000x büyütme)

5. TARTIŞMA

Bu tez çalışmasının amacı, siman tutuculu ve vida tutuculu restorasyonların avantajlarını birleştiren Ti-base abutmentlara uygulanan farklı yüzey işlemlerinin zirkonyum kronların bağlanma dayanımına etkisini incelemektir. Çalışmada kullanımı giderek artan Ti-base dayanakların ve zirkonyum kronların bağlanma dayanımları in vitro çekme testi ile incelenmiştir.

Çekme testi sonucunda kumlama uygulanan grubun bağlanma dayanımı ile diğer gruplar arasında anlamlı fark oluşmuştur ($P<0.001$). Farklı yüzey işlemleri uygulanan Ti-base abutmentlara simante edilen zirkonyum kronların bağlanma dayanımları arasında fark olmayacağı yönündeki hipotezimiz reddedilmiştir.

İmplant destekli tedavilerin başarılı sayılması için implantın osseointegrasyonunun iyi olmasının yanında kullanılan dayanak malzemesinin belirli mekanik, biyolojik ve estetik gereksinimleri karşılaması gerekmektedir (GÜNAL et al., 2015).

İmplant destekli restorasyonların yapımında mekanik özelliklerin yanı sıra estetik kriterlerin de önemi büyüktür. Seramik abutmentların kullanımı, estetik olarak önemli avantajlara sahip olmasına rağmen, kırılğan yapıları nedeniyle mekanik sorunlara neden olmaktadır (Bidra & Rungruanganunt, 2013). Metal abutmentlar, gelen kuvvetlere karşı dirençli olmalarına rağmen diş etinin altında gri yansımalarla neden olabilmektedir (Bağrıvatan et al., 2015). Günümüzde, titanyum abutmentların sağlamlığı ve seramik abutmentların estetik özellikleri, hibrit abutment kron sistemleri kullanılarak birleştirilmektedir (Yazigi et al., 2020).

İmplant destekli restorasyonlarda restorasyon ile implant; vida veya siman kullanılarak birleştirilmektedir. Vida tutuculu ve siman tutuculu implant üzeri sabit protetik restorasyonların avantajları ve dezavantajları vardır (Wittneben et al., 2017). Hibrit abutment kronlarda, implantın boyun kısmına yerleştirilen titanyum parçası üzerine yerleştirilen kron seramikten yapılmaktadır. Hibrit abutment kron restorasyonları; seramik abutmentların estetik özelliklerini, metal abutmentların sağlamlığını, vida

tutuculu ve siman tutuculu sabit protez sistemlerinin avantajlarını birleştirmektedir (Joda & Brägger, 2014; Nouh et al., 2019).

Hibrit abutment sistemlerinde seramik materyallerin titanyuma bağlanmaması sorun oluşturmaktadır (Nguyen et al., 2009). İki farklı materyal en sıkı temasa sahip olmalıdır. Bağlantı bölgesi siman artıklarından arındırılmış, herhangi bir retansiyon veya mikrobiyal sızıntı alanı oluşturmayacak düzgünlükte olmalıdır (Carvalho et al., 2014). Bu bağlantı; yüzey modifikasyon işlemlerine, kullanılan siman türüne ve seramik abutment ile titanyum altyapı arasındaki siman boşluğunun boyutuna büyük ölçüde bağlıdır (Carnaggio et al., 2012; Ebert et al., 2007).

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, hidroksiapatit ve titanyum dioksit gibi çeşitli materyallerle yüzey kaplaması gibi yöntemler kullanılmıştır (Ajay et al., 2019a; Ajay et al., 2017; Hakan Akin & Umit Guney, 2012; de Campos et al., 2010; El-Helbawy et al., 2016; Farzin et al., 2014; Sahu et al., 2014; Venkat et al., 2017). Ancak abutmentlerle ilgili çalışmalar genellikle standart abutmentler üzerinedir. Literatür tarandığında Ti-base abutment simantasyonuyla ilgili sınırlı sayıda çalışma bulunmaktadır (Fadanelli et al., 2017; Gehrke et al., 2014; Güngör & Nemli, 2018; Lopes et al., 2019; von Maltzahn et al., 2016). Bununla birlikte, bu alanda çok fazla bilgi yoktur ve daha fazla araştırma yapılmalıdır. Bu tez çalışmasında; Ti-base abutment yüzeyi ile zirkonyum kron arasındaki tutuculuk değerlerini belirlemek için Ti-base abutment yüzeyine çeşitli yüzey işlemleri uygulanmıştır. Ti-base abutment için en ideal simantasyon protokolünün belirlenmesi hedeflenmektedir.

Ti-base Abutment Yüksekliği

Literatür tarandığında abutment yüksekliğinin implant destekli restorasyonun tutuculuğunu etkilediği bulunmuştur (Bernal et al., 2003; Heintze, 2010). 8 mm aksiyal yüksekliğe sahip abutmentler, 4 mm yüksekliğe sahip abutmentlere göre retansiyon değerlerinde önemli ölçüde artış göstermektedir (Bernal et al., 2003). Silva ve ark. (Silva et al., 2018), Ti-base yüksekliklerinin ve siman türünün zirkonyum kron ile Ti-base arasındaki bağlanma dayanımına etkisini araştırarak çalışmalarında, 2,5 mm ve 4 mm yüksekliklerinde Ti-base abutment kullanmışlardır. Farklı yükseklikteki Ti-base

abutmentlerin bağlanma dayanımları birbirleriyle karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir değişiklik oluşturmamıştır. Zahoui ve ark. (Zahoui et al., 2020), yttria ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristal (Y-TZP) diskleri kullanarak 2,5 mm ve 4 mm yüksekliğindeki Ti-base abutmentlere uyacak hibrit kronlar üretmişlerdir. Veriler abutment yüksekliğine göre değerlendirildiğinde 4 mm Ti-base dayanağı 2,5 mm Ti-base dayanağından daha yüksek sonuçlar göstermiştir. Strazzi-Sahyon ve ark.(Strazzi-Sahyon et al., 2023) Ti-base abutment yüksekliğinin zirkonyum kronların retansiyonuna etkisini incelediği çalışmalarında; 4 mm abutmentlerin 2,5 mm abutmentlere göre daha yüksek retansiyona sahip olduğu sonucuna ulaşmışlardır. 2024 yılında yayınlanan Alseddiek ve ark.(Alseddiek et al., 2024)'nın yapmış olduğu çalışmada Ti-base abutment yüksekliğinin retansiyona etkisi incelenmiştir. Çalışmaya göre daha uzun Ti-base abutmentler, daha kısa Ti-base abutmentlere kıyasla daha yüksek tutuculuk sergilemiştir. Nguyen ve ark.(Nguyen et al., 2023) yapmış oldukları çalışmalarında Ti-base abutment yüksekliklerinin zirkonyum kronun retansiyonuna etkisini inceledikleri çalışmalarında 3,5 mm, 4,5 mm ve 5,5 mm yüksekliğinde abutmentler kullanmışlardır. Çalışmanın sonucunda abutment yüksekliğinin retansiyon üzerinde etkisi olduğuna ulaşılmıştır. 4,5 mm ve 5,5 mm'lik Ti-base abutmentler, 3,5 mm'lik Ti-base abutmentlerden anlamlı derecede daha fazla tutuculuğa sahip bulunmuştur. Ancak 4,5 mm ve 5,5 mm yüksekliğindeki Ti-base abutmentlerin retansiyon değerleri istatistiksel olarak benzer bulunmuştur.

Tez çalışmamızda kullandığımız implant firmasında ((Bilimplant, Türkiye) Ti-base abutment yüksekliği seçenekleri olarak 3,5 mm ve 5,5 mm seçenekler mevcuttur. Literatür tarandığında (Alseddiek et al., 2024; Bernal et al., 2003; Zahoui et al., 2020), daha yüksek Ti-base abutment boyunun daha yüksek retansiyon değerleri göstermesinden dolayı tez çalışmamızda 5,5 mm Ti-base abutment kullanılmıştır.

Siman Boşluğu

Literatür incelendiğinde geçmişte yapılan çalışmalarda siman boşluklarının 0-500 µm arasında değişkenlik göstermektedir (Arici et al., 2005; Diaz-Arnold et al., 1991; Furukawa et al., 2002; Molin et al., 1996). Mclean, 120 µm'den küçük siman boşluğunun klinik olarak kabul edilebilir olduğunu bildirmiştir (McLean, 1971). Siman boşluğu restorasyonun dayanak yapı üzerine tam olarak oturmasına izin verecek kadar geniş ve

aşırı siman kalınlığına neden olmayacak kadar dar olmalıdır (Phillips, 1973). 80'li yıllarda döküm restorasyonlarda "optimum oturma" için 50 μm siman aralığı gerektiği, 30 μm 'si siman ve 20 μm mum modelaj distorsiyonu için gerektiği bildirilmiştir (Grajower & Lewinstein, 1983). 2000'li yıllarda CAD/CAM teknolojisinin gelişimi, döküm sırasında meydana gelebilecek distorsiyon riskini ortadan kaldırmaktadır ve siman aralığının her bölgede aynı miktarda ayarlanmasına izin vermektedir. Son yıllarda, araştırmacıların çoğu ideal siman aralığı miktarını 20-40 μm olarak bildirmiştir (Campbell, 1990; Emtiaz & Goldstein, 1997; Fusayama et al., 1964; Passon et al., 1992). Ayrıca yapılan çalışmalar sonucu bulunan bulgulara göre, restorasyonun başarılı bir şekilde tamamlanabilmesi için siman aralığı tüm restorasyon bölgelerinde aynı kalınlıkta olmalıdır (Psillakis et al., 2001). Literatür tarandığında Ti-base abutment üzeri 20-50 μm arasındaki siman aralığı kullanılan çalışmalar referans alınarak (Arce et al., 2018; Freifrau von Maltzahn et al., 2019; Zahoui et al., 2020) çalışmamızda siman aralığı 40 μm olarak belirlenmiştir.

Siman

Ti-base abutmentler ile zirkonyum kronların simantasyonunda, zirkonyum kronların altında ışıkla sertleşme zor olduğundan genellikle dual-cure veya self-cure (otopolimerizan) simanlar önerilmektedir (Fadanelli et al., 2017; Lopes et al., 2019; Silva et al., 2018). Bergamo ve ark. (Zahoui et al., 2020), 50 μm siman aralığında 4 mm yüksekliğindeki Ti-base abutment üzerine zirkonyum kronlar üreterek iki farklı rezin simanla simante etmiştir. Bağlanma dayanım değerleri konvansiyonel rezin siman uygulanan grupta; self-adesiv rezin siman uygulanan gruptan daha yüksek olarak bulunmuştur. Gerrke ve ark. (Gehrke et al., 2014), çalışmalarında üç farklı rezin simanın Ti-base abutmentlere simante edilen zirkonyum kronların retansiyon üzerindeki etkisini araştırmışlardır. Çalışmada kullanılan rezin simanların bağlanma değerleri arasındaki fark anlamlı bulunmamıştır. Gehrke ve ark. (Gehrke et al., 2014), zirkonyum seramik kron ve titanyum altyapı arasındaki bağlantıya kullanılan rezin siman çeşidinin etkisinin olmadığı sonucuna varmıştır. Bu çalışmalara (Gehrke et al., 2014; Zahoui et al., 2020) çelişkili olarak Silva ve ark. (Silva et al., 2018), Ti-base yüksekliklerinin ve siman türünün zirkonyum kron ile Ti-base arasındaki bağlanma dayanımına etkisini araştıran çalışmalarında, rezin simanların geleneksel simanlara göre çok daha yüksek bağlanma dayanım değerleri olduğunu keşfetmişlerdir. Lopes ve ark. (Lopes et al., 2019)'nın yapmış olduğu çalışmaya göre self-adhesive rezin siman Ti-base abutmentlere

yapıştırılan kronun materyali ne olursa olsun, geçici simanla karşılaştırıldığında üstün tutuculuk sergilemiştir. Von Maltzahn ve ark. (Freifrau von Maltzahn et al., 2019)'nın farklı rezin simanlar kullanarak bağlanma dayanımını incelediği çalışmada Multilink Hybrid Abutment, Ti-base abutmentlar ve seramik kronlar arasında en yüksek bağlanma dayanım değerinin sağlamıştır. Çalışmamızda Ti-base abutment ile zirkonyum kronların simantasyonu aşamasında self-cure rezin siman (Multilink Hybrid Abutment) kullanılmıştır.

Kural olarak, materyallere yüzey işemi uygulanmasının ardından yüzeyin kimyasal bir bağa girmesini sağlayan "silanizasyon" olarak bilinen bir adım gelmektedir (Lu et al., 1992). MDP içerikli primerlar bu adımı, kimyasal reaksiyonunun bir parçası olarak restorasyonun silikat yüzeyine bağlanan bir metakrilat monomerinin fonksiyonel bir trihidroksisilan grubu aracılığıyla gerçekleştirmektedir. Zirkonyum ve değerli metaller fosforik asite karşı yüksek bir afiniteye sahiptir. MDP içerikli primerlar, kimyasal bağlanma için fonksiyonel bir fosforik asit grubuna sahip metakrilat monomerleri içermektedir. Bu durum zirkonyum veya metale güçlü ve hidrolize dayanıklı bir bağ sağlamaktadır. Değerli metallere bağlanma, metal yüzeyinde reaksiyon meydana geldikçe açılacak ve bir kükürt atomu aracılığıyla yüzeye bağlanarak hafif bir sülfür tabakası oluşturacak olan halka yapısına sahip bir siklik disülfür grubu aracılığıyla gerçekleştirilmektedir. Bu senaryoların herhangi birinde, yalnızca restoratif malzemeyle kimyasal olarak eşleşen monomer aktif olarak reaksiyona girecek, aşırı monomer ise daha sonra bir hava spreyi uygulanarak solventle birlikte uzaklaştırılabilecektir. Geriye rezin simanla bağ kurabilen hidrofobik bir yüzey kalmaktadır (Ebert et al., 2016). MDP, rezin simanlara bağlanan bir metakrilat grubudur. Titanyum ve zirkonyuma bağlandığı gösterilen bir fosfat bazlı grup içeren iki işlevli bir moleküldür (Özcan & Bernasconi, 2015; Tsuchimoto, Yoshida, Mine, et al., 2006). MDP içeren primer Monobond Plus, çeşitli çalışmalarda özellikle rezin simanın titanyuma bağlanma performansını iyileştirmede etkili olduğu gösterilmiştir (Ebert et al., 2016; Özcan & Bernasconi, 2015; Tsuchimoto, Yoshida, Mine, et al., 2006). Çalışmamızda primer olarak MDP içerikli Monobond Plus kullanılmıştır.

Arce ve ark. (Arce et al., 2018), Ti-base abutment üzerine zirkonyum disklerden 20 µm siman aralığında kronlar üretmişlerdir. Çalışma grupları kontrol, 50 µm Al₂O₃ ile kumlama, MDP primer uygulaması ve 50 µm Al₂O₃ ile kumlama üzerine MDP primer

uygulamasıdır. Farklı yüzey işlemlerinin ardından bağlanma dayanım değerleri MDP içerikli primer uygulanan grupta en yüksek bulunmuştur. Kumlama uygulanan grupların değerleri kumlama uygulanmayan gruplardan düşüktür. Çalışmanın sonucunda Al_2O_3 tozu ile kumlama yapılmasının siman aralığını artırdığı ve o yüzden bağlanma dayanım değerlerini negatif yönde etkilediği bildirilmiştir. Bu çalışmanın sonucu bizim çalışmamızın sonucuyla çelişkilidir. Çalışmamızda kumlama uygulanan grubun bağlanma dayanımı kontrol grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir ($P<0.001$). Bizim çalışmamızda her gruba MDP içerikli Monobond Plus primer uygulanmıştır. Çalışmamızla farklı yönde sonuçlar elde edilmesinin nedeni farklı siman kullanılması (Panavia V5, Kuraray, ABD), farklı primer kullanılması (Clearfil Ceramic Primer Plus, Kuraray, ABD) ve farklı siman aralıklarının kullanılması olabilir.

Güngör ve ark. (Güngör & Nemli, 2018), rezin siman türünün Ti-base abutment simante edilen kişisel zirkonyum kronların bağlanma dayanımındaki etkisini incelemiştir. Resin siman türünün Ti-base abutment simante edilen zirkonyum kronların bağlanma dayanımını etkilediğini gösterdiği çalışmada; Zirkonite simanın $524,96 \pm 76,60$ N, Panavia F 2.0 simanın $355,29 \pm 106,55$ N ve Multilink Hybrid Abutment simanın $280,58 \pm 77,73$ N bağlanma dayanım değeri olduğu bulunmuştur. Bu çalışmada aynı siman (Multilink Hybrid Abutment) kullanılmasına rağmen, bizim çalışmamızdaki kontrol grubundan ($622,30 \pm 113,99$ N) daha düşük bağlanma dayanım değeri bulunmuştur. Bunun nedeni, Güngör ve ark. (Güngör & Nemli, 2018) tarafından yapılan çalışmada örneklerin çığneme simülöründe mekanik yüklemeye tabi tutulmasından kaynaklanıyor olabilir.

Vida Deliğı Kapatılması

Ti-base abutment sistemlerinde vida giriş deliğinin kapatılması konusunda iki farklı görüş vardır. Vida boşluğu farklı malzemelerle tamamen kapatılır veya kapatılmayarak açık bırakılır (Gehrke et al., 2014; GÜLTEKİN & alper GÜLTEKİN, 2012). Abutment vida yuvaları, implant üstü restorasyonlarda siman retansiyon değerlerinin araştırıldığı çalışmalarda kapatılmıştır (Gultekin et al., 2013; GÜLTEKİN & alper GÜLTEKİN, 2012). Bu sebeple yaptığımız tez çalışmamızda simanın istemsiz birikimini önlemek ve standardizasyonu sağlamak amacıyla Ti-base abutment vida giriş delikleri üretici firmanın tavsiye ettiği gibi torklandıktan sonra teflon ile kapatılmıştır. Teflon bantın kalınlığı önemsenmemiştir.

Yüzey İşlemleri

Kumlama

Kumlama, yüzey pürüzlendirme için en ucuz ve en basit yöntemdir. Yüzey alanını ve ıslanabilirliği artırarak mekanik bağlantı gücünü artırmaktadır (Fonseca, Haneda, et al., 2012). Al_2O_3 parçacıkları ile kumlandıktan sonra rezin siman kullanılmasının iyi bir adezyon sağladığı gösterilmiştir (Abreu et al., 2007). Bu sebeple çalışmamızda Al_2O_3 partikülleri ile kumlamadan sonra rezin siman (Multilink Hibrit Abutment) kullanılmıştır.

Çalışmamızda Ti-base abutment yüzeyine alüminyum oksit ile kumlama yapılan grupta bağlanma dayanım değerleri, hidrojen peroksit ile asit uygulaması, termal olmayan atmosferik oksijen plazma, Nd:YAG ve Er:YAG lazer uygulaması ile karşılaştırıldığında anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur ($P < 0.001$). Sonuçlar, kontrol grubuna göre anlamlı düzeyde yüksektir ($P < 0.001$).

Kumlama işleminin önemli bir dezavantajı, metal alt yapının kumlama işleminden kaynaklanan deformasyonudur (Peutzfeldt & Asmussen, 1996). 2021 yılında yapılan bir çalışmada (Pitta et al., 2021), 4.7 mm yüksekliğide Ti-base abutmentler 4 gruba ayrılmıştır. Ti-base abutmentler kontrol, 30 μm silikayla modifiye edilmiş Al_2O_3 partikülü (CoJet), 50 μm Al_2O_3 partikülü ve 110 μm Al_2O_3 partikülü uygulanmak üzere 4 gruba ayrılmıştır. Tüm kronlar rezin siman (Multilink Hybrid Abutment) ile simante edilmiştir. Çekme testi sonuçlarına göre 50 μm Al_2O_3 partikülü uygulanan grubun bağlanma dayanımı daha fazladır. Bunun sebebi olarak yüzey pürüzlülük değerleri karşılaştırıldığında 50 μm Al_2O_3 parçacıklarının daha büyük alüminyum oksit parçacıklarına göre daha yüksek yüzey pürüzlülük sağlayabildiği gösterilmiştir. Karaokutan ve ark.(Karaokutan & Ozel, 2022)'nın yapmış olduğu bir çalışmada titanyum diskler kontrol grubu, 50 μm Al_2O_3 ile kumlama, 110 μm Al_2O_3 ile kumlama ve 30 μm silika kaplı Al_2O_3 ile tribokimyasal kaplama (CoJet) uygulamışlardır. Çalışmanın sonucunda 110 μm Al_2O_3 ile kumlama uygulanan grup 50 μm Al_2O_3 ile kumlama uygulanan gruptan daha fazla yüzey pürüzlülüğü yaratmıştır. Ancak en yüksek bağlanma dayanımını 50 μm Al_2O_3 ile kumlama uygulanan grup göstermiştir. Kumlama uygulanan titanyum yüzeyler için dikkate alınması gereken iki faktör pürüzlülük ve yüzey bileşimidir. Fonseca ve ark.(Fonseca, Haneda, et al., 2012), 50 μm Al_2O_3 uygulanan titanyumun 120 μm Al_2O_3 ile aşındırılan gruplardan daha yüksek bağlanma dayanımı

gösterdiğini bulmuştur. Bu sonucu, kumlamadan sonra yüzey bileşimi değişikliklerinin etkisine bağlamışlardır.

Abi-Rached ve ark. (de Oliveira Abi-Rached et al., 2012), 2012 yılında yayınlanan bir çalışmada; 50 μm , 120 μm veya 250 μm partikül büyüklüğünde Al_2O_3 ile 240 saf titanyum disk yüzeyini kumlanmıştır. 5.000 döngü termal siklusu uygulandıktan sonra, rezin siman ile arasındaki bağlanma dayanımını incelemişlerdir. Araştırmacılar; 120 μm partikül büyüklüğünde Al_2O_3 ile kumlama işlemi uygulanan grupta, titanyum yüzeyi ile rezin siman arasında daha yüksek bağlanma dayanım değerleri olduğunu keşfetmişlerdir. Çalışmanın sonucuna göre 50 μm partikülle kumlama, 120 μm ve 250 μm Al_2O_3 partiküllerle kumlamaya göre daha düşük kesme bağ kuvveti göstermiştir. Bu sonuç, daha küçük parçacıkların daha düşük yüzey pürüzlülüğü ve dolayısıyla daha düşük bağlanma sağladığını gözlemleyen Watanabe ve ark.'nın (Watanabe et al., 1999) bulgularını desteklemektedir. Golebiowski ve ark.(Golebiowski et al., 2015) titanyum diskler 50, 110 ve 250 μm parçacık boyutunda Al_2O_3 uygulamıştır. 110 μm Al_2O_3 partikülü uygulanan titanyum diskin bağlanma dayanımı daha yüksek bulunmuştur. Şeker ve ark.(Seker et al., 2015), 2015 yılında yayınlanan bir çalışmada, 110 μm büyüklüğünde Al_2O_3 ile kumlama işleminin, kontrol grubuna göre titanyum disk yüzeylerinin yüzey pürüzlülüğünü önemli ölçüde artırdığını göstermiştir. Çalışmamızda bu nedenle Al_2O_3 partikülleri Ti-base abutment yüzeyine 110 μm boyutunda uygulanmıştır. Literatürdeki çalışmalardaki (Ates et al., 2017; Ozcan & Valandro, 2012) uygulama süresi ve mesafesi referans alınarak kumlama işlemi; 10 mm mesafeden 110 μm büyüklüğünde Al_2O_3 ile 2.5 bar atmosferik basınç altında 10 sn süreyle uygulanmıştır.

Sarikaya ve Hayran (Sarikaya & Hayran, 2023) zirkonyuma 50 μm Al_2O_3 ile kumlama, 30 μm $\text{Al}_2\text{O}_3\text{-SiO}_x$ ile kumlama ardından tribokimyasal silika kaplama; Metanol, HCl ve klorür içeren sıcak asit solüsyonunda 100 °C'de dağlama, 75 °C'de Alüminyum Nitrit içeren çözelti uygulaması yapmışlardır. Çalışmanın sonucunda monolitik zirkonya seramik örneklerine uygulanan yüzey işlemlerinin hiçbirisi seramik ve adeziv rezin siman arasındaki bağlanma dayanımını artırmamıştır.

Literatürde zirkonyum seramiklere kumlama sırasında zarar vermemek için 50 μm 'ye kadar olan partiküllerin kullanımı (Dbradović-Djuricić et al., 2013; Inokoshi et al., 2014) veya kumlama yapılmaması önerilmektedir (Asar & ÇAKIRBAY, 2013).

Çalışmamızda, zirkonyum kronların bağlantı yüzeyleri 10 mm mesafeden, 2,5 bar basınçla, 15 sn boyunca ve 50 μm Al_2O_3 tozu ile pürüzlendirilmiştir.

Yapılan çalışmalar, Ti-base abutmentta uygulanan kumlama yüzey işleminin hibrit abutment sistemlerinde komponentler arası güçlü bir bağlantı kuvveti sağladığını göstermiştir (Ebert et al., 2007; Gehrke et al., 2014). Von Maltzahn ve ark. (von Maltzahn et al., 2016), Ti-base abutmentlerde titanyum ve zirkonyum bileşenleri arasındaki bağlanma dayanımını inceleyen çalışmada, çeşitli yüzey modifikasyon yöntemlerinin ve rezin yapıştırma simanlarının etkisini araştırmıştır. Simantasyon öncesinde, zirkonyum ve titanyum bileşenlerinin bağlanma yüzeyi 110 μm Al_2O_3 tozu ile kumlanmış ve ardından adeziv uygulanmıştır. Bu çalışmada Ti-base abutmentin yüksekliği 7,8 mm kullanılmıştır. Bununla birlikte, çalışmamızda 110 μm Al_2O_3 tozu ile kumlanan grubun bağlanma dayanımı bu çalışmadan daha yüksektir. Bu farklılığın sebebi kullanılan rezin siman ve primerlerin farklı marka olması olabilir.

Linkevicius ve ark. (Linkevicius et al., 2019), 50 μm Al_2O_3 ile kumlanan örnekler için üç farklı rezin siman ile Ti-base abutmentlara simante edilen zirkonyum kronların retansiyon değerlerini değerlendirmişlerdir. Bu çalışmada, kumlama yapılan gruplarda yapılmayanlara göre daha düşük değerler bulunmuştur. Bizim tez çalışmamızın sonuçları bu çalışmanın sonuçlarıyla çelişmektedir. Linkevicius ve ark. (Linkevicius et al., 2019), kumlama yapılan grupların kumlama yapılmayan gruplara kıyasla daha düşük bağlanma dayanım değerlerine sahip olmasının nedeni olarak kumlama yapılan gruplarda kullanılan Ti-base abutment ve zirkonyum kronların daha önce kumlama yapılmayan gruplarda tekrarlayan kullanımı olduğunu düşünmektedir.

Çalışmamızda, Al_2O_3 ile 110 μm partikül büyüklüğünde abutment yüzeyine kumlama işleminin, diğer yüzey işlemlerine göre kron tutuculuğunu istatistiksel olarak anlamlı düzeyde artırdığı sonucuna ulaştık ($P<0.001$).

Hidrojen Peroksit ile Asit Uygulaması

Titanyum yüzeyini homojen bir şekilde pürüzlendirmek için asitle aşındırma, kontrolü kolay aşındırma yöntemlerinden biridir (Jemat et al., 2015). Sülfirik asit (H_2SO_4), hidroklorik asit (HCl), hidroflorik asit (HF) ve nitrik asit (HNO_3) gibi asitler,

titanyum yüzeylerini pürüzlendirmek için kullanılmaktadır (Ajay et al., 2019a; Jemat et al., 2015; Venkat et al., 2017).

Çalışmamızda, Ti-base abutment yüzeylerine hidrojen peroksit uygulanmasının zirkonyum kron retansiyonunu artırmada kontrol grubu ile kıyaslandığında bağlanma değerinde artış gösterse de aradaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı sonucuna ulaşıldı ($P>0.05$). Hidrojen peroksit ile asit uygulanan grup, Nd:YAG, Er:YAG ve atmosferik oksijen plazma uygulanan gruplardan daha yüksek bağlanma değerlerine sahip olsa da aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($P>0.05$).

Hidrojen peroksit titanyum yüzeyinde oksidasyona neden olmaktadır. Bu durum titanyumun rezin siman ile daha iyi bağlanmasını sağlamaktadır. 2005 yılında Yoshida ve ark. (Yoshida et al., 2005), titanyum yüzeylerine hidrojen peroksit uygulanarak rezin siman ile titanyum yüzeyi arasındaki bağlanma dayanımını incelemişlerdir. Çalışmada kontrol grubu, % 34,5 hidrojen peroksit ile asit uygulanan grup, % 34,5 konsantrasyonda hidrojen peroksit ile birlikte halojen ışın uygulanan grup olmak üzere üç gruba ayrılmıştır. Her iki grup için de uygulama süreleri sırasıyla 40, 100, 160 ve 220 saniyedir. Simanın bağlanma dayanımı değerleri hidrojen peroksit uygulanan gruplarda kontrol grubuna göre daha yüksek olarak rapor edilmiştir. Titanyum yüzeylerine hidrojen peroksit ve halojen ışınları uygulanan grubun, sadece hidrojen peroksit ile etkileşime giren grubunkinden daha yüksek bağlanma dayanımı gösterdiği gösterilmiştir. Literatürde, titanyum disk yüzeyine hidrojen peroksit ve asit uygulandığında, siman ile titanyum yüzeyi arasındaki ilişkiyi inceleyen çalışmalar (Elsaka & Swain, 2013; Yoshida et al., 2005) bulunmaktadır. Ancak abutment yüzeyine asit uygulanan çalışmalar sınırlı sayıdadır (Ajay et al., 2019b; Jayaswal et al., 2024). 2022 yılında Nakhaei ve ark.(Nakhaei et al., 2022) yaptıkları çalışmalarında titanyuma 250 µm alüminyum oksit ile kumlama ve %35'lik hidrojen peroksit daldırmışlardır. Özyetim ve ark.(Ozyetim et al., 2023)'nın çalışmalarına benzer olarak bizim çalışmamızda da abutment yüzeyine %35'lik hidrojen peroksit 30 dakika süreyle uygulanmıştır. Daw ve ark. (Daw et al., 2013) 2013 yılında yayınlanan bir araştırmaya göre, titanyum disk yüzeylerine %30 konsantrasyonda hidrojen peroksit solüsyonu uygulandığında, uygulanan süre arttıkça pürüzlülük değerlerinin arttığı sonucuna ulaşmıştır.

Elsaka ve ark. (Elsaka & Swain, 2013) tarafından 2013 yılında yayınlanan bir çalışmada, 280 adet titanyum disk 10 gruba ayrılmıştır. Bu gruplar: kontrol, 250 µm partikül büyüklüğünde kumlama; 5 dakika ve 10 dakika süreyle metilen klorür ile asit uygulaması; 5 dakika ve 10 dakika süreyle % 10 ve % 30 konsantrasyonda hidrojen peroksit ile asit uygulaması; ve 5 dakika ve 10 dakika süreyle % 9 konsantrasyonda hidroflorik asit ile asit uygulaması. Çalışmada yüzey işlemi uygulanmış titanyum disk yüzeylerinin rezin siman ile bağlanma dayanımı ve pürüzlülük değerleri incelenmiştir. Araştırmacılar, hidrojen peroksit ve asit işlemi uygulanan grupta her iki konsantrasyonda da bağlanma dayanımının kontrol grubuna göre daha yüksek olduğunu keşfetmişlerdir. Ek olarak, hidrojen peroksit uygulamasının % 30 konsantrasyonda uygulanmasının bağlanma dayanımını %10 artırdığını keşfetmişlerdir. Bizim çalışmamızda da her ne kadar anlamlı bir fark olmasada kumlama grubundan sonra en yüksek çekme bağlanma dayanımı asit grubunda gözlenmiştir.

Alkhadashi ve ark. (Alkhadashi et al., 2020), 40 adet titanyum alaşımlı diski (4 × 6,6 mm) CAD/CAM kullanılarak üretmiştir. Benzer boyutlarda aynı sayıda lityum disilikat cam seramik disk, ısıyla presleme tekniği kullanılarak üretilmiştir. Her malzeme grubundan numuneler, yüzey işlem tipine göre (n = 20) kumlama ve hidroflorik asitle aşındırma olmak üzere iki gruba ayrılmıştır. Daha sonra her grup, rezin siman tipine bağlı olarak Multilink Hibrit Abutment Siman (Ivoclar Vivadent) veya PANA VIA SA Cement Plus (Kuraray) iki alt gruba (n = 10) ayrılmıştır. Titanyum alaşımlarının kumlama yoluyla yüzey işlemi, hidroflorik asitle dağlamaya kıyasla daha yüksek bir bağlanma dayanımına yol açmıştır.

Çalışmamızda, hidrojen peroksit Ti-base abutment yüzeyine % 35 konsantrasyonda otuz dakika boyunca uygulanmıştır. Hidrojen peroksit ile asit uygulanan grubun tutuculuk değerleri; kontrol grubu, oksijen plazma grubu, Er:YAG lazer grubu ve Nd:YAG lazer grubundan yüksek olsa da değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı tespit edilmiştir ($P>0.05$). Nakhaei ve ark. (Nakhaei et al., 2022)'nin yaptığı çalışmada titanyuma 250 µm alüminyum oksit ile kumlama ve %35'lik hidrojen peroksit uygulayarak iki farklı siman kullanmıştır. %35'lik hidrojen peroksit uygulaması Panavia grubunda kontrol grubuna göre daha yüksek bağlanmaya neden olmasına rağmen Multilink Hibrit Abutment grubunda %35'lik hidrojen peroksit uygulaması ve kontrol grupları arasında bu fark gözlenmemiştir. Bu çalışmada metakrilat

bazlı self adeziv siman (Multilink hibrit abutment) ve MDP bazlı (Panavia 21) siman kullanılmıştır. Multilink hibrit abutment, dimetakrilat ve HEMA bazlı bir adeziv siman sistemidir; ancak Panavia fosfat monomerleri (MDP) içeren primerler içermektedir (Johansson et al., 2021). MDP'nin fosforik asit grubunun, titanyum yüzeyinde tutulan alüminyum oksit parçacıklarına kimyasal ilgisi vardır (Almilhatti et al., 2009). Panavia'da H_2O_2 işlemiyle güçlendirilen oksit tabakası, MDP ile titanyum yüzeyi arasındaki bağı geliştirebilmekte ve bağlanmayı artırabilmektedir (Taira et al., 1995). Multilink Hibrit Abutment simanda, H_2O_2 gibi oksitleyici maddelerin HEMA (hidroksietil metakrilat) ve dimetil metakrilatın polimerizasyonuna müdahalesi, bağlanmada herhangi bir artışın ortaya çıkmasını önleyebilmektedir. Bizim çalışmamızda Multilink Hibrit Abutment simanı uygulanan grubun sonuçları ile kontrol grubu arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır ve bu çalışma ile benzerdir ($P>0.05$). 2024 yılında Jayaswal ve ark.(Jayaswal et al., 2024)'nın titanyum abutment yüzeyine çeşitli yüzey işlemleri uyguladıkları çalışmada 50 μm alüminyum oksit parçacıklarıyla kumlama yapılan grubun bağlanma dayanımı %9,6 hidroflorik asit (HF) ile aşındırılan gruptan anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Bizim çalışmamızda da kumlama uygulanan grup asit uygulanan gruptan anlamlı derecede yüksek bulunmuştur.

Titanyum yüzeyine farklı konsantrasyonlarda ve farklı sürelerde hidrojen peroksit uygulanması ve yüzeyin adezyon, pürüzlülük ve ıslanabilirliğinin değerlendirilmesi için ileri araştırmalar yapılabilir.

Termal Olmayan Atmosferik Plazma Uygulaması

Plazma yüzey işlemi, endüstriyel ve tıbbi alanda uzun süredir kullanılan bir materyalin yüzeyini değiştirme yöntemidir. Plazma; iyonlar, elektronlar, serbest radikaller ve elektronik olarak uyarılmış nötronlar gibi çok reaktif maddeler içermektedir (da Silva et al., 2018). Plazmanın yüzey reaktivitesi, materyallerin doğal özelliklerinde bir değişiklik meydana geldiğinde artmaktadır. Termal olmayan atmosferik plazma uygulandıktan sonra implant abutmentinin titanyum yüzeyi oksit tabakası oluşturmaktadır. Plazma temas açısını düşürüp yüzey enerjisini artırarak yüzeyi hidrofilik hale getirmekte ve adezyonu artırmaktadır (Vogelsang et al., 2010).

Çalışmamızda atmosferik plazma uygulamasının zirkonyum kron ve Ti-base abutment arasındaki bağlanma değerleri kontrol grubuna göre yüksek olsa da aradaki fark

istatistiksel olarak anlamlı değildir ($P>0.05$). Ek olarak, atmosferik plazma işlemi uygulanan grupların bağlanma dayanım değerleri kumlama, hidrojen peroksit ile asit uygulaması, Nd:YAG ve Er:YAG lazer uygulanan gruplardan daha düşük olsa da kontrol grubundan yüksektir.

Atmosferik plazma işlemi, kimyasal olarak aktif bölgeler oluşmasına ve ıslanabilirliğin artmasına izin vererek bağlanmayı kolaylaştırmaktadır (Özden et al., 1999). Şeker ve ark.(Seker et al., 2015), titanyum disk yüzeylerine Al_2O_3 partiküllerinin $110\ \mu m$ büyüklüğünde kumlama, tribokimyasal kaplama, frez ile pürüzlendirme ve $5\ m/dk$ hızda, $5\ kV$ volt, $2\ bar$ basınç ve $21\ kHz$ frekans ile atmosferik plazma işlemi gerçekleştirmiştir. Titanyum disklerin yüzeylerine rezin siman uygulanmıştır. Araştırmacılar, atmosferik plazma işleminin bağlanma dayanımını önemli ölçüde artırdığını, ancak kontrol grubuna göre sonuçların anlamlı olmadığına ulaşmıştır. Şeker ve ark.(Seker et al., 2015)'nın çalışmasına paralel olarak biz de tez çalışmamızda benzer sonuçlara ulaştık. Bağlanma dayanımı plazma uygulanan gruplarda artış gösterse de sonuçlar kontrol grubuna göre anlamlı değildir ($P>0.05$).

Tseng ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada (Tseng et al., 2013) titanyum disklerle $5\sim 6\times 10^{-1}$ 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. El-Helbawy ve ark.(El-Helbawy et al., 2016), titanyum abutmentlara $50\ \mu m$ partikül büyüklüğünde Al_2O_3 kumlama ve titanyum implant abutment yüzeylerine 30 dakika boyunca 1 atmosfer basınç, 5×10^{-1} torr oksijen basınç ve $30\ mA$ akım uygulanmıştır. Çalışma için hazırlanan metal kronlar, ojenolsüz geçici siman kullanılarak simante edilmiştir. Çalışmanın bulgularına göre, kumlama ve oksijen plazma uygulanan grupların bağlanma dayanımı kontrol grubuna göre daha iyi bulunmuştur. Bizim çalışmamızda El-Helbawy ve ark.(El-Helbawy et al., 2016)'nın çalışmasına benzer olarak kumlama uygulanan grubun bağlanma değerleri kontrol grubundan daha yüksektir. Ancak çelişkili olarak plazma ve kontrol grubunun bağlanma dayanımı arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($P>0.05$). Farklı sonucun elde edilmesinin nedeni bu çalışmada ojenolsüz geçici siman kullanılması ve plazma uygulamasında kullanılan parametrelerdeki farklılık olabilir.

Altaie ve ark.(Altaie & Alkhalidi, 2024)'nın 2024 yılında yayınladıkları çalışmaya göre plazma yüzey işlemi, abutment ile zirkonyum kron arasındaki bağlanma dayanımını artırmaktadır. Hem abutment hem de zirkonyuma plazma yüzey işlemi uygulanması, daha yüksek bağlanma dayanımı sağlamaktadır. Kim ve ark.(Kim et al., 2021) termal olmayan atmosferik basınçlı plazmanın, rezin siman kullanılarak zirkonyum kron ile titanyum abutment arasında bağlanma dayanımını araştırmıştır. Plazma uygulaması, zirkonyum kron ile abutment arasındaki başlangıç retansiyonunu arttırır ancak ısı döngüden sonra retansiyon üzerinde çok az etkisi vardır. Ayrıca plazma uygulaması silan ve primer ile uygulandığında bağlanma üzerinde olumlu bir etki göstermemektedir. Bizim çalışmamızda kontrol grubuyla plazma grubunun istatistiksel olarak anlamlı farklı sonuç ($P>0.05$) göstermemesinin sebebi plazma üzerine Monobonds Plus primer kullanmış olmamız olabilir. 2023 yılında Görgen ve ark.(Görgen et al., 2023)'nın yapmış oldukları çalışmanın sınırları dahilinde, Ti-base abutmentlerde hem zirkonyum hem de titanyum yüzeyler için kumlama ve ardından primer uygulamasının en etkili yüzey işlem protokolü olduğu ifade edilmiştir. Bizim tez çalışmamızda da kumlamanın ardından primer uygulaması en yüksek bağlanma dayanımına sahiptir. Ayrıca termal olmayan plazma uygulamasının ardından primer uygulamasının tek başına plazma veya primer uygulamasından daha yüksek bağlanmaya sahip olduğu görülmüştür.

Çalışmamızda oksijen plazma uygulanmış Ti-base abutment yüzeyinin bağlanma dayanımı kontrol grubundan yüksek olsa da aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($P>0.05$). Bu olgu, Tseng ve ark. (Tseng et al., 2013)'nın 30 dk'dan daha uzun oksijen plazma uygulamasıyla yüzey pürüzlülüğünün azalmaya başladığını belirten çalışmasında olduğu gibi açıklanabilir. Başlangıçta, oksijen plazma parçacıklarının bombardımanının, yüzey pürüzlülüğünü arttıran TiO_2 'yi oluşturmak üzere titanyumun etkili oksidasyonunu gerçekleştirdiği öne sürülmüştür. TiO_2 tabakası oluşturulduktan sonra titanyumun oksidasyon hızı stabil hale gelmektedir ve oksijen plazma bombardımanının etkisi, yüzeyi pürüzsüzleştirmektir (El-Helbawy et al., 2016). Foest ve ark. (Foest et al., 2005) yaptığı bir çalışmada plazmanın yüksek konsantrasyonda reaktif türlerin (O_2) oluşması ve simanla kimyasal bağdan sorumlu olan daha fazla yüzey temizliği nedeniyle yüzey enerjisini ve kimyasını değiştirdiği ve dolayısıyla simanın bozulmasına neden olduğunu göstermiştir.

Titanyum yüzeyine farklı zaman ve mesafelerde atmosferik plazma işleminin uygulanması, farklı gazlar ve atmosferik plazma kullanılması, farklı kron malzemeleri ile tutuculuğun değerlendirilmesi gibi yeni çalışmalar yapılabilir.

Nd:YAG ve Er:YAG Lazer Uygulaması

Son yıllarda lazer uygulamalarındaki teknolojik gelişmeler sayesinde diş hekimliği alanında lazerlerin kullanımı yaygınlaşmıştır. Lazer uygulaması, titanyum yüzeyin ısınıpı yükselterek yüzeyi değıştirmektedir ve kumlamadan sonra oluşan kontaminasyonu ortadan kaldırmaktadır (Vogelsang et al., 2010). Lazer ışınları ablasyon ile materyal yüzeyine yönlendirilir ve ısınmayla yüzeyden madde kaybına neden olmaktadır. Bu durum materyalin ışınlanan bölgeden erimesi ve buharlaşmasıyla ortaya çıkmaktadır (Vencl et al., 2019).

Literatürdeki araştırmalarda çeşitli parametrelerde Nd:YAG ve Er:YAG lazer kullanılmıştır (Akin et al., 2012; Cavalcanti et al., 2009; Foxton et al., 2011; Kara et al., 2011). Kim ve Cho (Kim & Cho, 2009), titanyumu dağılamak için 50 Hz ile 120 mJ enerji ve frekans seviyelerini temsil eden 7 W güç ayarında Nd:YAG lazer kullanmışlardır. Bununla birlikte, yüksek lazer gücü parametreleri materyalin aşırı bozulmasına neden olmuştur ve bu parametreleri titanyum için yüzey işlemleri olarak uygunsuz hale getirmiştir. Akın ve ark. (Hakan Akin & Umit Guney, 2012) tarafından yapılan bir çalışmada titanyum ile rezin siman arasındaki bağlanma dayanımını arttırmak için 100 mJ, 10 Hz ve 1 W'da Nd:YAG lazer enerjisi uygulanmıştır. Çalışmanın sonucunda Nd:YAG lazer uygulanan grup, Er:YAG lazer uygulanan gruptan daha yüksek bir ortalama kesme bağlanma kuvvetine sahiptir. Tez çalışmamızda bu değerler referans alınarak Nd:YAG lazer 100 mJ, 10 Hz ve 1 W çıkış gücünde ve Er:YAG lazer; 10 Hz frekansta, 100 mJ enerjide, 1 W çıkış gücünde 20 saniye boyunca pulse modunda uygulanmıştır. İki lazerin etkisini değerlendirmek ve birbiriyle kıyaslamak için parametre olarak aynı çıkış gücü ve frekans seçilmiştir. Akın ve ark. çalışmasının sonucunda, titanyum diske uygulanan Nd:YAG ve Er:YAG lazerin bağlanma dayanımı kontrol grubuyla karşılaştırıldığında kontrol grubundan anlamlı derecede düşüktür. Her iki lazer tedavisinin de siman ile titanyum arasındaki bağın gücünü artırmadığını sonucuna ulaşılmıştır. Akın ve ark. kontrol grubunun yüksek çıkmasının sebebi olarak titanyum disklerle deney öncesi polisaj uygulandığı ve bu nedenle adheziv başarısızlığın bulunduğu

sonucuna ulaşmıştır. Sonuç olarak, gelecekteki araştırmalar, titanyum bağlanma dayanımını en üst düzeye çıkarmak için hangi parametrelerin kullanılması gerektiğine odaklanmalıdır.

Titanyum yüzey işlemi için lazer dağlama yöntemi iyi bir alternatif olabilir (H. Akin & U. Guney, 2012). Titanyuma uygulanan çeşitli yüzey işlemlerinin etkisini araştırmak amacıyla yapılan bir çalışmada Kim ve Cho (Kim & Cho, 2009), titanyum çubuklara uyguladığı Nd:YAG lazerle aşındırmanın titanyum bağlanma dayanımını kontrol ve %10 HCl asitle aşındırmaya göre daha fazla arttırdığını ve ayrıca Nd:YAG lazerle aşındırmanın titanyum bağlanma dayanımını 250 µm kumlamayla benzer derecede arttırdığını bulmuşlardır. Bizim çalışmamızda Nd:YAG lazer uygulanan grubun asit uygulanan gruba göre ortalama bağlanma dayanım değeri arasındaki fark anlamlı değildir ($P>0.05$). Nd:YAG lazer uygulaması kumlama grubuna göre anlamlı derecede düşük sonuca sahiptir ($P<0.001$). Sonuçlardaki farklılık lazer uygulama parametrelerinin farklılığı, kullanılan asitin farklılığı ve kumlamada kullanılan partikül boyutuyla alakalı olabilir.

Venkat ve ark. (Venkat et al., 2017), tarafından yapılan bir araştırmada, abutment yüzey işlemlerinin geçici kronların bağlanma dayanımına etkisini incelenmiştir. Platformdan itibaren yüksekliği 11 mm'lik abutment kullanılmıştır. Gruplar kontrol grubu, 110 µm Al₂O₃ parçacıklarıyla kumlanmış, %1 hidroflorik asit ve %30 nitrik asitle aşındırılmış ve 4,0J/cm ve atım uzunluğu 3 µs ile Nd:YAG lazer uygulanmış abutmentlerdir. Yüksekten düşüğe doğru retansiyon değerleri; Nd:YAG lazer, kumlama, %1 hidroflorik asit ve %30 nitrik asit uygulaması ve kontrol grubu olarak sıralanmıştır. Her grubun retansiyon değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmuştur. Bizim çalışmamızda kumlama uygulanan grubun ortalama bağlanma dayanım değeri, Nd:YAG lazer uygulanan gruptan anlamlı derecede farklıdır ($P<0.001$). Bizim çalışmamızda asit uygulanan grup, Nd:YAG lazer uygulanan gruptan daha yüksek bağlanma dayanım değerine sahip olmasına rağmen aradaki fark anlamlı değildir ($P>0.05$). Bu çalışma ile oluşan farklılık kullanılan asit türlerinin farklılığı, Nd:YAG lazerin uygulandığı enerji ve güç parametrelerinin farklı olması ve tez çalışmamızda kullanılan abutment boyunun bu çalışmadan kısa olmasına bağlanabilir.

Termal Siklus İşlemi

Ağız ortamının nemli olması nedeniyle, simanın bağlanma dayanımını değerlendiren in vitro çalışmalar, siman sertleşme reaksiyonunun nemli bir ortamda meydana gelmesi gerektiğini söylemektedir (Ergin & Gemalmaz, 2002). Termal siklus işlemi, ağız ortamını in vitro çalışmalarda taklit etmek için kullanılmaktadır (Frankenberger & Tay, 2005). ISO, örneklerin 24 saat boyunca 37°C'de distile suda bekletilmesini ve ardından termal siklus işlemini önermektedir (Iso, 1994). ISO TR 11450'e göre, yapay yaşlandırma için, 5 ve 55 derece sıcaklıktaki su banyolarında 500 termal siklus yeterli olmaktadır (Iso, 1994). Gale ve ark. (Gale & Darvell, 1999), in vivo koşullarda 10.000 termal siklusun yaklaşık bir yıla eşit olduğunu ve 500 devrin uzun süreli bağlanma işlemini değerlendirmek için yetersiz olduğunu göstermiştir.

Rismanchian ve ark. (Rismanchian et al., 2015) tarafından yapılan bir çalışmada simantasyondan sonra örnekler 5 derece ve 55 derece sıcaklıklarda 5.000 döngülük bir termal siklus uygulanmıştır. Fonseca ve ark. (Fonseca, Haneda, et al., 2012) ve Kurt ve ark. (Kurt et al., 2013) tarafından, örnekler simantasyondan sonra 24 saat 37°C'de bekledikten sonra 5.000 döngü termal siklus işlemi 5 derece ve 55 derece sıcaklıkta gerçekleştirilmiştir. Tez çalışmamızda Fonseca ve ark. (Fonseca, Haneda, et al., 2012) ve Kurt ve ark. (Kurt et al., 2013)'un yapmış olduğu çalışmalara benzer olarak simantasyon işlemi tamamlandıktan sonra, örnekler 37°C'de 24 saat boyunca distile suda bekletilmiştir. Daha sonra örnekler 5 derece ve 55 derece sıcaklıklarda 5.000 döngülük bir termal siklus uygulanmıştır.

Çekme Testi

Bağlanma dayanımının değerlendirildiği testler sırasında uygulanan yükleme hızı, test sonuçlarını etkilemektedir. Yükleme hızının 0,5 ila 1 mm/dk arasında olması sonuçları önemli ölçüde etkilememektedir; ancak 1 mm/dk'dan fazla olması hatalı sonuçlara neden olabilmektedir (Klocke & Kahl-Nieke, 2005). Ti-base abutment üzeri zirkonyum kronların bağlanma dayanımı kıyaslaması yapılan çalışmalarda (Almilhatti et al., 2013; Bergamo et al., 2021; Freifrau von Maltzahn et al., 2019; Zahoui et al., 2020) çoğunlukla 1 mm/dk hızıyla çekme test cihazları kullanılmıştır.

Zahoui ve ark. (Zahoui et al., 2020), Bergamo ve ark. (Bergamo et al., 2021) ve M.Elsayed ve ark.(Elsayed & Elbanna, 2021) yapmış oldukları çalışmalarında Ti-base abutment üzeri zirkonyum retansiyonunu değerlendirmek amacıyla çekme testi uygulamışlardır. Zirkonyum kronların mesial ve distaline 1.8 mm delik açılarak paslanmaz çelik tel geçirilmiş ve Ti-base abutmentlerden tamamen kron yerinden çıkana kadar 1 mm/dk çekme hızıyla çekme testi uygulanmıştır. Bizim çalışmamızda da kronların mesial ve distallerine 1.8 mm delik açılarak bu çalışmalardaki çekme protokolü referans alınmıştır. Bu bilgiler ışığında yaptığımız çalışmada universal test cihazının çekme hızı 1 mm/dk olarak ayarlanmıştır. Çalışmamızda belirlenen çekme kuvveti değerlerinin benzer çalışmalardaki çekme kuvveti değerleri ile karşılaştırılmasını kolaylaştırmak amacıyla çalışmamızdaki bağlanma dayanım değerleri Newton cinsinden verilmiştir.

SEM Görüntüleri

Çalışmamızda, taramalı elektron mikroskobu kullanılarak 500 x, 1.000 x ve 2.000 x büyütmede Ti-base abutment yüzey morfolojileri incelenmiştir. Diğer gruplara göre, kumlanma uygulanan grupta, aşındırıcı parçacıklar nedeniyle Ti-base abutment yüzeyinde önemli düzensizlikler ve derin makro boşluklar gözlemlenmiştir. Kumlama grubundaki abutment yüzeyinin daha pürüzlü olması ve yüzeyde oluşan çukurcukların ve düzensizliklerin homojen dağılması, kumlama uygulamasının diğer gruplardan önemli derecede daha yüksek ortalama bağlanma dayanım değerleri sağlamasına neden olabilir. Abutment yüzey modifikasyonu ile ilgili çok sayıda araştırma yapılmıştır ve bu çalışmaların bulguları, çalışmamızdaki gibi kumlamanın en yüksek retansiyon değerlerine neden olduğunu göstermiştir (Kurt et al., 2013; Sahu et al., 2014; Ustun et al., 2019).

Asit uygulanan grubun SEM görüntüsünde düzensiz dağılımlı, geniş ve yuvarlak hatlı krater benzeri bir yapıda az sayıda çukurcuk gözlemlenmektedir. Elsaka ve ark. (Elsaka & Swain, 2013) 2013 yılında yayınlanan çalışmalarında, taramalı elektron mikroskobunu kullanarak 1.000 x büyütülmüş titanyum disk yüzeylerini incelemişlerdir. 10 dakika boyunca % 10 hidrojen peroksit konsantrasyonunda asit uygulaması, kontrol grubuna göre titanyum disk yüzeylerinde belirgin bir değişiklik göstermemiştir. Fakat 10 dakika boyunca % 30 konsantrasyonda asit uygulaması, kontrol grubuna göre daha

pürüzlü bir yapı sağlamıştır. Bizim çalışmamızda da asit uygulanan grubun SEM görüntüsü kontrol grubuyla kıyaslandığında düzensiz çukurcuklar mevcuttur. Ancak SEM görüntüsündeki artan pürüzlülüğe rağmen tutuculuk değeri kontrol grubundan anlamlı derecede farklı değildir ($P<0.005$)

Kumlama ve asit uygulamasının aksine oksijen plazma uygulanan Ti-base abutment yüzeylerinde belirgin morfolojik değişiklikler görülmemiştir. Oksijen plazma uygulanan grubun SEM analizi, kontrol grubundaki Ti-base abutment yüzeylerine benzer görüntüler vermiştir. 2015 yılında Şeker ve ark. (Seker et al., 2015) tarafından yayınlanan çalışmada, titanyum disk yüzeylerinin morfolojik yapıları taramalı elektron mikroskobu kullanılarak 500 kat büyütülmüştür. Bu çalışmada da bizim çalışmamızdaki gibi atmosferik plazma işlemine tabi tutulan grup ile kontrol grubu arasında herhangi bir fark gözlemlenmemiştir. Bunun nedeninin plazmanın etki mekanizmasının pürüzlendirmeden ziyade yüzey enerjisini artırarak temas açısını azaltma ve ıslanabilirliği artırma şeklinde olması olabilir.

Nd:YAG lazer uygulanan Ti-base abutmentin SEM görüntüsü kontrol grubuna göre kıyaslandığında SEM görüntüsünde ince çizik ve mikroçatlak benzeri yapılar dikkat çekmektedir. Er:YAG lazer SEM görüntüsü kontrol grubuna göre kıyaslandığında ise düzensiz mikro çukurların varlığı ve homojen olmayan girintiler mevcuttur. Nd:YAG ve Er:YAG lazer uygulanan grupların bağlanma değerlerinin kontrol grubuyla kıyaslandığında istatistiksel olarak anlamlı olmasa da ($P>0.05$) artış göstermelerinin sebebi yüzeydeki mevcut bu düzensizlikler olabilir.

Siman Ayrılma Tipi

Çekme testi tamamlandıktan sonra, stereomikroskop cihazı kullanılarak abutment yüzeyleri 20 kat büyütmede incelenmiştir. Kumlama uygulanan grupta koheziv tip ayrılma meydana gelmiştir. Kumlama Ti-base abutmentin yüzey alanını artırmaktadır. Bu durum siman ve Ti-base abutment yüzeyi arasındaki mekanik kenetlenmenin artması ve daha yüksek tutuculuğa sahip olmasıyla beraber koheziv tip ayrılmaya yol açmaktadır. Kontrol grubu, hidrojen peroksitle asit uygulaması, termal olmayan atmosferik plazma, Nd:YAG ve Er:YAG lazer işlemleri uygulanan gruplar adeziv tip ayrılma göstermiştir. Bu sonuç Hebel ve Gajjar (Hebel & Gajjar, 1997), Andersson ve ark. (Andersson et al., 1998), Mansour ve ark. (Mansour et al., 2002) ve Al Jabbari ve ark. (Al Jabbari et al.,

2012) tarafından yapılan önceki çalışmalarla uyumludur. Kontrol grubu, hidrojen peroksitle asit uygulaması, termal olmayan atmosferik plazma, Nd:YAG ve Er:YAG lazer uygulanan Ti-base abutment yüzeyinin muhtemelen siman-abutment mikromekanik kenetlenmesini azaltarak siman tutuculuk değerlerinin kumlamaya göre daha düşük değerler elde edilmesiyle açıklanabilir. Bu nedenle çekme testi sonrasında Ti-base abutment yüzeyinde siman artığı yoktur ve siman zirkonyum krona yapışarak adeziv tip ayrılma göstermektedir.

Ti-base abutment yüzeylerine uyguladığımız kumlama, H_2O_2 ile asit uygulaması, termal olmayan atmosferik plazma, Nd:YAG lazer ve Er:YAG lazer yüzey işlemleriyle birlikte farklı özellikte simanların ve farklı üst yapı materyallerinin kullanıldığı, farklı parametrelerde lazer kullanımı, farklı konsantrasyonlarda H_2O_2 uygulaması ve farklı değerlerde atmosferik plazma uygulamasının Ti-base abutment bağlanma dayanımı için optimum değerlere ulaşmaya yönelik yeni araştırmaların konuya katkıda bulunacağını düşünüyoruz.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

‘Farklı Yüzey İşlemleri Uygulanan Ti-Base Abutmentlerin Zirkonyumla Olan Tutuculuğunun Değerlendirilmesi’ başlıklı bu tez çalışmasının sınırları dahilinde; Ti-base dental implant abutment yüzeylerine uygulanan kumlama, hidrojen peroksit (H_2O_2) ile asit uygulaması, termal olmayan atmosferik plazma uygulaması, Nd:YAG lazer ve Er:YAG lazer uygulamasının Ti-base abutment ile zirkonyum kron arasındaki bağlanma dayanımına etkisinin incelendiği bu çalışma ile ilgili;

1. Ti-base abutmentin tutuculuğunu artırmak için en etkili yüzey işleminin kumlama olduğu sonucuna ulaşılmaktadır.
2. Kumlamadan sonra en yüksek bağlanma dayanımına asit grubu sahip olsa da bağlanma dayanım sonuçları kontrol grubundan anlamlı olarak farklı değildir.
3. Nd:YAG ve Er:YAG lazer uygulamaları arasında kullanılan parametrelerde bağlanma dayanımı açısından istatistiksel olarak kontrol grubuna göre anlamlı fark bulunamamıştır ve Ti-base abutmentin pürüzlendirilmesinde etkisiz bulunmuştur.
4. Plazma uygulaması kontrol grubundan sonra en düşük bağlanma dayanım değerine sahiptir.

KAYNAKLAR

- Abdelfattah, M. Y., Moharam, H., Fahmi, M., & Kossar, A. (2015). Assessment of Patient Perception, Healing Outcomes and Gained Vestibular Depth of Er: Yag Laser Versus Conventional Surgical Mandibular Vestibuloplasty. *International Journal*, 3(6), 137-143.
- Abdullah, A. O., Tsitrou, E. A., & Pollington, S. (2016). Comparative in vitro evaluation of CAD/CAM vs conventional provisional crowns. *Journal of applied oral science*, 24, 258-263.
- Abreu, A., Loza, M. A., Elias, A., Mukhopadhyay, S., & Rueggeberg, F. A. (2007). Effect of metal type and surface treatment on in vitro tensile strength of copings cemented to minimally retentive preparations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 98(3), 199-207.
- Adrian, J. C., Bernier, J. L., & Sprague, W. G. (1971). Laser and the dental pulp. *The Journal of the American Dental Association*, 83(1), 113-117.
- Ajay, R., Rakshagan, V., Kamatchi, M., SelvaBalaji, A., Sivakumar, J. S. K., & Kumar, M. S. (2019a). 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(Suppl 2), S360.
- Ajay, R., Rakshagan, V., Kamatchi, M., SelvaBalaji, A., Sivakumar, J. S. K., & Kumar, M. S. (2019b). Effect of Implant Abutment Acid Etching on the Retention of Crowns Luted with Different Cements: An: In Vitro: Comparative Evaluation. *Journal of Pharmacy and Bioallied Sciences*, 11(Suppl 2), S360-S364.
- Ajay, R., Suma, K., Ali, S. A., Sivakumar, J. S. K., Rakshagan, V., Devaki, V., & 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(Suppl 1), S154.
- Akbal, M. M. (2018) Farklı seramiklerin dentin yüzeyinden uzaklaştırılmasında Er, Cr: YSGG lazerin etkisi.
- 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, 1183-1187.
- Akin, H., & Guney, U. (2012). Effect of various surface treatments on the retention properties of titanium to implant restorative cement. *Lasers Med Sci*, 27(6), 1183-1187. <https://doi.org/10.1007/s10103-011-1026-7>
- Akin, H., Tugut, F., Emine Akin, G., Guney, U., & Mutaf, B. (2012). Effect of Er: YAG laser application on the shear bond strength and microleakage between resin cements and Y-TZP ceramics. *Lasers in medical science*, 27, 333-338.
- Al-Zordk, W., Elmisery, A., & Ghazy, M. (2020). Hybrid-abutment-restoration: effect of material type on torque maintenance and fracture resistance after thermal aging. *International journal of implant dentistry*, 6(1), 1-7.
- Al Jabbari, Y. S., Zinelis, S., & Eliades, G. (2012). Effect of sandblasting conditions on alumina retention in representative dental alloys. *Dental materials journal*, 31(2), 249-255.
- Alkhadashi, A., Güven, M. Ç., Erol, F., & Yıldırım, G. (2020). The Effect of Different Combinations of Surface Treatments and Bonding Agents on the Shear Bond

- Strength Between Titanium Alloy and Lithium Disilicate Glass-Ceramic. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 40(2).
- Almilhatti, H. J., Giampaolo, E. T., Vergani, C. E., Machado, A. L., Pavarina, A. C., & Betiol, É. Á. G. (2009). Adhesive bonding of resin composite to various Ni-Cr alloy surfaces using different metal conditioners and a surface modification system. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 18(8), 663-669.
- Almilhatti, H. J., Neppelenbroek, K. H., Vergani, C. E., Machado, A. L., Pavarina, A. C., & Giampaolo, E. T. (2013). Adhesive bonding of resin composite to various titanium surfaces using different metal conditioners and a surface modification system. *Journal of applied oral science*, 21, 590-596.
- Almaçık, G. (2011). Farklı seviyelerde uygulanmış implantlar üzerine yapılan mandibular overdenture protezlerin oluşturduğu streslerin incelenmesi.
- Alsahhaf, A., Spies, B. C., Vach, K., & Kohal, R.-J. (2017). Fracture resistance of zirconia-based implant abutments after artificial long-term aging. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 66, 224-232.
- Alseddiek, A., Al-Zordk, W., & Attia, A. (2024). Correction: Retention of hybrid-abutment-crowns with offset implant placement: influence of Crown materials and Ti-base height. *BMC Oral Health*, 24(1), 202-202.
- Altaie, A. A., & Alkhalidi, E. F. (2024). Effect of Plasma Treatment on Tensile Bond Strength of (5) Yttrium Zirconia Coping Fixed on Titanium Implant Abutment. *Pharmacognosy Journal*, 16(1).
- Andersson, B., Ödman, P., Lindvall, A.-M., & Brånemark, P.-I. (1998). Cemented single crowns on osseointegrated implants after 5 years: results from a prospective study on CeraOne. *International Journal of Prosthodontics*, 11(3).
- Anusavice, K. J. (2013). Science of dental materials.
- Arce, C., Lawson, N. C., Liu, P.-R., Lin, C. P., & Givan, D. A. (2018). Retentive Force of Zirconia Implant Crowns on Titanium Bases Following Different Surface Treatments. *International journal of oral & maxillofacial implants*, 33(3).
- Arici, S., Caniklioglu, C. M., Arici, N., Ozer, M., & Oguz, B. (2005). Adhesive thickness effects on the bond strength of a light-cured resin-modified glass ionomer cement. *The Angle orthodontist*, 75(2), 254-259.
- Armstrong, S., Geraldeli, S., Maia, R., Raposo, L. H. A., Soares, C. J., & Yamagawa, J. (2010). Adhesion to tooth structure: a critical review of “micro” bond strength test methods. *Dental materials*, 26(2), e50-e62.
- Arvidson, K., Bystedt, H., Frykholm, A., Von Konow, L., & Lothigius, E. (1998). Five-year prospective follow-up report of the Astra Tech Dental Implant System in the treatment of edentulous mandibles. *Clinical oral implants research*, 9(4), 225-234.
- Asar, N. V., & ÇAKIRBAY, M. (2013). Zirkonya-rezin siman bağlantısını güçlendirmede kullanılan yüzey işlemleri. *Acta Odontologica Turcica*, 30(3), 162-168.
- Ates, S. M., Korkmaz, F. M., Caglar, I. S., Duymus, Z. Y., Turgut, S., & Bagis, E. A. (2017). The effect of ultrafast fiber laser application on the bond strength of resin cement to titanium. *Lasers in medical science*, 32, 1121-1129.
- Att, W., Kurun, S., Gerds, T., & Strub, J. (2006). Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations after exposure to the artificial mouth. *Journal of oral rehabilitation*, 33(5), 380-386.

- Attard, N. J., & Zarb, G. A. (2005). Long-term treatment outcomes in edentulous patients with implant overdentures: the Toronto study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 93(2), 170.
- Baburaj, E., Starikov, D., Evans, J., Shafeev, G., & Bensaoula, A. (2007). Enhancement of adhesive joint strength by laser surface modification. *International journal of adhesion and adhesives*, 27(4), 268-276.
- Bader, C., & Krejci, I. (2006). Indications and limitations of Er: YAG laser applications in dentistry. *American journal of dentistry*, 19(3), 178.
- Baghirova, N., Kahya, S., & Hekimoğlu, C. (2022). İmplant Dayanak Çeşitleri. *Selcuk Dental Journal*, 9(2), 662-674.
- Bagno, A., & Di Bello, C. (2004). Surface treatments and roughness properties of Ti-based biomaterials. *Journal of materials science: materials in medicine*, 15, 935-949.
- Bağrıvatan, G. N., Çelik, M., Çilingir, A., & Bayraktar, G. (2015). Estetik implant dayanaklar.
- Bancroft, J., Steven, A., & Turner, D. (1996). Theory and Practice of Histological Techniques. 129s Churchill Livingstone. New York, London, Edinburg, Madrid, Melbourne, San Francisco, Tokyo.
- Bankoğlu Güngör, M., Aydın, C., Yılmaz, H., & Gül, E. B. (2014). An overview of zirconia dental implants: basic properties and clinical application of three cases. *Journal of Oral Implantology*, 40(4), 485-494.
- Behr, M., Rosentritt, M., Lang, R., & Handel, G. (2001). Glass fiber-reinforced abutments for dental implants. A pilot study. *Clinical oral implants research*, 12(2), 174-178.
- Bergamo, E. T., Zahoui, A., Ikejiri, L. L. A., Marun, M., da Silva, K. P., Coelho, P. G., Soares, S., & Bonfante, E. A. (2021). Retention of zirconia crowns to Ti-base abutments: effect of luting protocol, abutment treatment and autoclave sterilization. *Journal of prosthodontic research*, 65(2), 171-175.
- Bernal, G., Okamura, M., & 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), 111-115.
- Bidra, A. S., & Rungruanganunt, P. (2013). Clinical outcomes of implant abutments in the anterior region: a systematic review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 25(3), 159-176.
- Blatz, M. B., Sadan, A., & Kern, M. (2003). Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 89(3), 268-274.
- Bona, A. D., Anusavice, K. J., & Hood, J. A. (2002). Effect of ceramic surface treatment on tensile bond strength to a resin cement. *International Journal of Prosthodontics*, 15(3).
- Boudrias, P., Shoghikian, E., Morin, E., & Hutnik, P. (2001). Esthetic option for the implant-supported single-tooth restoration-treatment sequence with a ceramic abutment. *JOURNAL-CANADIAN DENTAL ASSOCIATION*, 67(9), 508-515.
- Branemark, P.-I. (1977). Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw: experience from a 10-year period. *Scad J Plast Reconstr Surg*, 16, 1-132.
- Breeding, L. C., Dixon, D. L., Bogacki, M. T., & Tietge, J. D. (1992). Use of luting agents with an implant system: Part I. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 68(5), 737-741.

- Brown, D. (1997). Al you wanted to know about titanium, but were afraid to ask. *Br Dent J*, 182(10), 393-394.
- BULTAN, Ö., ÖNGÜL, D., & TÜRKOĞLU, P. (2010). ZİRKONYANIN MİKROYAPILARINA VE ÜRETİM ŞEKİLLERİNE GÖRE SINIFLANDIRILMASI. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry*, 44(3), 197-204.
- Byrne, D., Houston, F., Cleary, R., & Claffey, N. (1998). The fit of cast and premachined implant abutments. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 80(2), 184-192.
- Campbell, S. D. (1990). Comparison of conventional paint-on die spacers and those used with the all-ceramic restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 63(2), 151-155.
- Campbell, S. D., & Sozio, R. B. (1988). Evaluation of the fit and strength of an all-ceramic fixed partial denture. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 59(3), 301-306.
- Caputo, A., & Standlee, J. (1987). Biomechanics in Clinical Dentistry. Quintessence Publication Co. Inc. Chigaco.
- Carnaggio, T. V., Conrad, R., Engelmeier, R. L., Gerngross, P., Paravina, R., Perezous, L., & Powers, J. M. (2012). Retention of CAD/CAM all-ceramic crowns on prefabricated implant abutments: an in vitro comparative study of luting agents and abutment surface area. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 21(7), 523-528.
- Carvalho, M. A., Sotto-Maior, B. S., Cury, A. A. D. B., & Henriques, G. E. P. (2014). Effect of platform connection and abutment material on stress distribution in single anterior implant-supported restorations: a nonlinear 3-dimensional finite element analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(5), 1096-1102.
- Cavalcanti, A. N., Foxton, R. M., Watson, T. F., Oliveira, M. T., Giannini, M., & Marchi, G. M. (2009). Bond strength of resin cements to a zirconia ceramic with different surface treatments. *Operative Dentistry*, 34(3), 280-287.
- Ceruso, F., Barnaba, P., Mazzoleni, S., Ottria, L., Gargari, M., Zuccon, A., Bruno, G., & Di Fiore, A. (2017). Implant-abutment connections on single crowns: A systematic review. *Oral & Implantology*, 10(4), 349.
- Chattman, R. (1970). Implantology: history and review. *Bulletin Of The Plainfield Dental Society*, 2(2), 15-19.
- Chee, W., & Jivraj, S. (2006). Screw versus cemented implant supported restorations. *British dental journal*, 201(8), 501-507.
- Chevalier, J., Gremillard, L., & Deville, S. (2007). Low-temperature degradation of zirconia and implications for biomedical implants. *Annu. Rev. Mater. Res.*, 37, 1-32.
- Chitmongkolsuk, S., Heydecke, G., Stappert, C., & Strub, J. R. (2002). Fracture strength of all-ceramic lithium disilicate and porcelain-fused-to-metal bridges for molar replacement after dynamic loading. *European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, 10(1), 15-22.
- Coluzzi, D. J. (2000). An overview of laser wavelengths used in dentistry. *Dental Clinics of North America*, 44(4), 753-765.
- Coluzzi, D. J. (2004). Fundamentals of dental lasers: science and instruments. *Dental Clinics*, 48(4), 751-770.
- Conejo, J., Kobayashi, T., Anadioti, E., & Blatz, M. B. (2017). Performance of CAD/CAM monolithic ceramic Implant-supported restorations bonded to

- titanium inserts: A systematic review. *Eur J Oral Implantol*, 10(Suppl 1), 139-146.
- Conrad, H. J., Seong, W.-J., & Pesun, I. J. (2007). Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 98(5), 389-404.
- Covey, D. A., Kent, D. K., Germain Jr, H. A. S., & Koka, S. (2000). Effects of abutment size and luting cement type on the uniaxial retention force of implant-supported crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 83(3), 344-348.
- Crown, M. Z. Tooth in a Bag: Same-Day Monolithic Zirconia Crown.
- Çetiner, S., & Zor, F. (2007). Dental implantolojide başarıyı etkileyen faktörler. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 24(1), 51-56.
- da Silva, B. T. F., Trevelin, L. T., de Sá Teixeira, F., Salvadori, M. C., Cesar, P. F., & Matos, A. B. (2018). Non-thermal plasma increase bond strength of zirconia to a resin cement. *Brazilian Dental Science*, 21(2), 210-219.
- Dantas, M. C. C., do Prado, M., Costa, V. S., Gaiotte, M. G., Simão, R. A., & Bastian, F. L. (2012). Comparison between the effect of plasma and chemical treatments on fiber post surface. *Journal of endodontics*, 38(2), 215-218.
- Davarpanah, M., Lazzara, R. J., & Hippolyte, M. P. (2003). Clinical manual of implant dentistry. (No Title).
- Daw, A. E., Kazi, H. A., Colombo, J. S., Rowe, W. G., Williams, D. W., Waddington, R. J., Thomas, D. W., & Moseley, R. (2013). Differential cellular and microbial responses to nano-/micron-scale titanium surface roughness induced by hydrogen peroxide treatment. *Journal of biomaterials applications*, 28(1), 144-160.
- Dbradović-Djurčić, K., Medić, V., Dodić, S., Gavrilov, D., Antonijević, D., & Zrilić, M. (2013). Dilemmas in zirconia bonding: A review. *Srpski Arhiv za Celokupno Lekarstvo*, 141(5-6), 395-401.
- De Angelis, P., Passarelli, P. C., Gasparini, G., Boniello, R., D'Amato, G., & De Angelis, S. (2020). Monolithic CAD-CAM lithium disilicate versus monolithic CAD-CAM zirconia for single implant-supported posterior crowns using a digital workflow: A 3-year cross-sectional retrospective study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 123(2), 252-256.
- de Campos, T. N., Adachi, L. K., Miashiro, K., Yoshida, H., Shinkai, R. S., Neto, P. T., & 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.
- De Kok, I. J., Duqum, I. S., Katz, L. H., & Cooper, L. F. (2019). Management of implant/prosthetic complications. *Dental Clinics*, 63(2), 217-231.
- De Munck, J., Van Landuyt, K., Coutinho, E., Poitevin, A., Peumans, M., Lambrechts, P., & Van Meerbeek, B. (2005). Micro-tensile bond strength of adhesives bonded to Class-I cavity-bottom dentin after thermo-cycling. *Dental materials*, 21(11), 999-1007.
- de Oliveira Abi-Rached, F., Fonseca, R. G., Haneda, I. G., de Almeida-Júnior, A. A., & Adabo, G. L. (2012). The effect of different surface treatments on the shear bond strength of luting cements to titanium. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 108(6), 370-376.
- Dede, D. Ö., Armağanci, A., Ceylan, G., Celik, E., Cankaya, S., & Yilmaz, B. (2016). Influence of implant abutment material on the color of different ceramic crown systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 116(5), 764-769.

- Dederich, D. N. (1993). Laser/tissue interaction: what happens to laser light when it strikes tissue? *Journal of the American Dental Association* (1939), 124(2), 57-61.
- Dederich, D. N., & Bushick, R. D. (2004). Lasers in dentistry: separating science from hype. *The Journal of the American Dental Association*, 135(2), 204-212.
- Denry, I., & Kelly, J. R. (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dental materials*, 24(3), 299-307.
- Dental, S. Multilink Hybrid Abutment. <https://santedental.com.tr/urunler/multilink-hybrid-abutment/> 28.04.2024
- DentalCADCAM. IPS e.max CAD Abutment <https://www.dentalcadcamshop.com/production/blocks-for-cerec-inlab/ivoclar-vivadent/ips-e-max-cad-abutment-solutions.html> 28.04.2024
- dentalcadcam. Telio CAD Abutment. <https://www.dentalcadcamshop.com/production/blocks-for-cerec-inlab/ivoclar-vivadent/telio-cad-a16.html> 28.04.2024
- Derome, J. (1973). A bit of history and dental implantology today. *La Promotion dentaire*(20), 12-18 passim.
- DF, W. (1981). Titanium and titanium alloys. *DF Williams: Biocompatibility of Clinical Implant Materials*, 9-44.
- Diaz-Arnold, A., Williams, V., & Aquilino, S. (1991). The effect of film thickness on the tensile bond strength of a prosthodontic adhesive. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 66(5), 614-618.
- Diaz-Arnold, A. M., Vargas, M. A., & Haselton, D. R. (1999). Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 81(2), 135-141.
- Disegi, J. A., & Wyss, H. (1989). Implant materials for fracture fixation: a clinical perspective. In (Vol. 12, pp. 75-79): SLACK Incorporated Thorofare, NJ.
- Dozić, A., Kleverlaan, C. J., Meegdes, M., van der Zel, J., & Feilzer, A. J. (2003). The influence of porcelain layer thickness on the final shade of ceramic restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 90(6), 563-570.
- Duske, K., Koban, I., Kindel, E., Schröder, K., Nebe, B., Holtfreter, B., Jablonowski, L., Weltmann, K. D., & Kocher, T. (2012). Atmospheric plasma enhances wettability and cell spreading on dental implant metals. *Journal of clinical periodontology*, 39(4), 400-407.
- Ebert, A., Hedderich, J., & Kern, M. (2007). Retention of zirconia ceramic copings bonded to titanium abutments. *International journal of oral & maxillofacial implants*, 22(6).
- Ebert, T., Elsner, L., Hirschfelder, U., & Hanke, S. (2016). Shear bond strength of brackets on restorative materials. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopadie*, 77(2).
- Edelhoff, D., Schweiger, J., Prandtner, O., Stimmelmayer, M., & Güth, J.-F. (2019a). Metal-free implant-supported single-tooth restorations. Part I: Abutments and cemented crowns. *Quintessence international*, 50(3).
- Edelhoff, D., Schweiger, J., Prandtner, O., Stimmelmayer, M., & Güth, J.-F. (2019b). Metal-free implant-supported single-tooth restorations. Part II: Hybrid abutment crowns and material selection. *Quintessence international*, 50(4).
- Egusa, H., Ko, N., Shimazu, T., & Yatani, H. (2008). Suspected association of an allergic reaction with titanium dental implants: a clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 100(5), 344-347.

- El-Badrawy, W. A., & El-Mowafy, O. M. (1995). Chemical versus dual curing of resin inlay cements. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 73(6), 515-524.
- El-Helbawy, N. G. E.-D., El-Hatery, A. A. E.-W., & 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).
- Elsaka, S. E., & Swain, M. V. (2013). Effect of surface treatments on the adhesion of self-adhesive resin cements to titanium. *Journal of Adhesive Dentistry*, 15(1).
- Elsayed, A., Wille, S., Al-Akhali, M., & Kern, M. (2018). Effect of fatigue loading on the fracture strength and failure mode of lithium disilicate and zirconia implant abutments. *Clinical oral implants research*, 29(1), 20-27.
- Elsayed, S., & Elbanna, K. (2021). Effect of different fabrication materials and techniques on the retention of implant meso-structures to Ti-base abutments. *Egyptian Dental Journal*, 67(3), 2567-2585.
- Emtiaz, S., & Goldstein, G. (1997). Effect of die spacers on precementation space of complete-coverage restorations. *International Journal of Prosthodontics*, 10(2).
- Erdoğan, M., Öktem, B., Kalaycıoğlu, H., Yavaş, S., Mukhopadhyay, P. K., Eken, K., Özgören, K., Aykaç, Y., Tazebay, U. H., & Ilday, F. Ö. (2011). Texturing of titanium (Ti6Al4V) medical implant surfaces with MHz-repetition-rate femtosecond and picosecond Yb-doped fiber lasers. *Optics express*, 19(11), 10986-10996.
- Ergin, S., & Gemalmaz, D. (2002). Retentive properties of five different luting cements on base and noble metal copings. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 88(5), 491-497.
- Erzincanlı, Ö. Ü. A., Hamitoğlu, D. B., & Kayahan, Z. Ö. (2020). Titanyum yüzeyine fiber lazer uygulamasının rezin simanın bağlanma dayanımı üzerine etkisi. *7tepe Klinik Dergisi*, 16(1), 65-73.
- Fadanelli, M. A., Amaral, F. L. B. d., Basting, R. T., Turssi, C. P., Sotto-Maior, B. S., & França, F. M. G. (2017). Effect of steam autoclaving on the tensile strength of resin cements used for bonding two-piece zirconia abutments. *Journal of Oral Implantology*, 43(2), 87-93.
- Farzin, M., Torabi, K., Ahangari, A. H., & Derafshi, R. (2014). Effect of abutment modification and cement type on retention of cement-retained implant supported crowns. *Journal of dentistry (Tehran, Iran)*, 11(3), 256.
- Fernández, E., Gil, F., Aparicio, C., Nilsson, M., Sarda, S., Manero, J., & Navarro, M. (2003). Materials in dental implantology. In *Dental biomechanics* (pp. 87-107). CRC Press.
- Ferrari, M., Carrabba, M., Vichi, A., Goracci, C., & Cagidiaco, M. C. (2017). Influence of Abutment Color and Mucosal Thickness on Soft Tissue Color. *International journal of oral & maxillofacial implants*, 32(2).
- Ferrari, M., Tricarico, M. G., Cagidiaco, M. C., Vichi, A., Gherlone, E. F., Zarone, F., & Sorrentino, R. (2016). 3-year randomized controlled prospective clinical trial on different CAD-CAM implant abutments. *Clinical implant dentistry and related research*, 18(6), 1134-1141.
- Ferrari, M., Vichi, A., & Feilzer, A. (2006). Operatif dişhekimliğinde gelişmeler: güncel pratik uygulamalar. *Quintessence yayıncılık*, 1, 95-107.

- Ferro, K. J., Morgano, S. M., Driscoll, C. F., Freilich, M. A., Guckes, A. D., Knoernschild, K. L., McGarry, T. J., & Twain, M. (2017). The glossary of prosthodontic terms.
- Foest, R., Kindel, E., Ohl, A., Stieber, M., & Weltmann, K. (2005). Non-thermal atmospheric pressure discharges for surface modification. *Plasma Phys. Control. Fusion*, 47(12B), B525-B536.
- Fonseca, R. G., Haneda, I. G., de Almeida-Junior, A. A., Abi-Rached, F. d. O., & Adabo, G. L. (2012). Efficacy of air-abrasion technique and additional surface treatment at titanium/resin cement interface. *Journal of Adhesive Dentistry*, 14(5).
- Fonseca, R. G., Martins, S. B., de Oliveira Abi-Rached, F., & dos Santos Cruz, C. A. (2012). Effect of different airborne-particle abrasion/bonding agent combinations on the bond strength of a resin cement to a base metal alloy. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 108(5), 316-323.
- Foxton, R. M., Cavalcanti, A. N., Nakajima, M., Pilecki, P., Sherriff, M., Melo, L., & Watson, T. F. (2011). Durability of resin cement bond to aluminium oxide and zirconia ceramics after air abrasion and laser treatment. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 20(2), 84-92.
- Frankenberger, R., & Tay, F. R. (2005). Self-etch vs etch-and-rinse adhesives: effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations. *Dental materials*, 21(5), 397-412.
- Freifrau von Maltzahn, N., Bernard, S., & Kohorst, P. (2019). Two-part implant abutments with titanium and ceramic components: Surface modification affects retention forces—An in-vitro study. *Clinical oral implants research*, 30(9), 903-909.
- Frentzen, M., & Koort, H. (1990). Lasers in dentistry: new possibilities with advancing laser technology? *International dental journal*, 40(6), 323-332.
- Fried, N. M., & Murray, K. E. (2005). High-power thulium fiber laser ablation of urinary tissues at 1.94 μm . *Journal of endourology*, 19(1), 25-31.
- Furukawa, K., Inai, N., & Tagami, J. (2002). The effects of luting resin bond to dentin on the strength of dentin supported by indirect resin composite. *Dental materials*, 18(2), 136-142.
- Fusayama, T., Ide, K., & Hosoda, H. (1964). Relief of resistance of cement of full cast crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 14(1), 95-106.
- Fuster-Torres, M. A., Albalat-Estela, S., Alcaniz-Raya, M., & Penarrocha-Diago, M. (2009). CAD / CAM dental systems in implant dentistry: update. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 14(3), E141-145.
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19242395>
- Gale, M., & Darvell, B. (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of dentistry*, 27(2), 89-99.
- Garine, W. N., Funkenbusch, P. D., Ercoli, C., Wodenscheck, J., & Murphy, W. C. (2007). Measurement of the rotational misfit and implant-abutment gap of all-ceramic abutments. *International journal of oral & maxillofacial implants*, 22(6).
- Geçkili, O., Mumcu, E., Bural, C., Bilhan, H., & Bilgin, T. (2010). Dental implant yüzeylerinde osseointegrasyonun geliştirilmesi için yapılan modifikasyonlar. *Hacettepe Diş hekimliği Fakültesi Dergisi*, 34, 60-69.
- Gehrke, P., Alius, J., Fischer, C., Erdelt, K. J., & Beuer, F. (2014). Retentive strength of two-piece CAD/CAM zirconia implant abutments. *Clinical implant dentistry and related research*, 16(6), 920-925.

- Gençay, K. (1994) PEDODONTTDE Nd. YAG LAZER KULLANIMININ İNCELENMESİ.
- Gershkoff, A., & Goldberg, N. I. (1957). Implant dentures: indications and procedures. (No Title).
- Glauser, R., Sailer, I., Wohlwend, A., Studer, S., Schibli, M., & 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).
- Golebiowski, M., Wolowiec, E., & Klimek, L. (2015). Airborne-particle abrasion parameters on the quality of titanium-ceramic bonds. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 113(5), 453-459.
- Gomes, R. S., SOUZA, C. M. C. d., Bergamo, E. T. P., Bordin, D., & Del Bel Cury, A. A. (2017). Misfit and fracture load of implant-supported monolithic crowns in zirconia-reinforced lithium silicate. *Journal of applied oral science*, 25, 282-289.
- Görge, C.-I., Sagheb, K., Lehmann, K. M., Schmidtmann, I., & Wentaschek, S. (2023). Influence of cold atmospheric-pressure-plasma in combination with different pretreatment methods on the pull-off tensile load in two-piece abutment-crowns: an in-vitro study. *BMC Oral Health*, 23(1), 186.
- Gracis, S., Thompson, V. P., Ferencz, J. L., Silva, N. R., & Bonfante, E. A. (2015). A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *International Journal of Prosthodontics*, 28(3).
- Grajower, R., & Lewinstein, I. (1983). A mathematical treatise on the fit of crown castings. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 49(5), 663-674.
- Guilherme, N. M., Chung, K.-H., Flinn, B. D., Zheng, C., & Raigrodski, A. J. (2016). Assessment of reliability of CAD-CAM tooth-colored implant custom abutments. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 116(2), 206-213.
- Gultekin, P., Gultekin, B. A., Aydin, M., & 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), 112-119.
- GÜLTEKİN, P., & alper GÜLTEKİN, B. (2012). FARKLI SİMANLARIN İMPLANTÜSTÜ KURON PROTEZLERİNİN TUTUCULUĞUNA ETKİSİ. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry*, 46(1), 43-52.
- GÜNAL, B., ULUSOY, M., DURMAYÜKSEL, T., & YILMAZ, S. K. (2015). SERAMİK ABUTMENTLERİN MEKANİK, BİYOLOJİK VE ESTETİK AÇIDAN DEĞERLENDİRİLMESİ. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 25, 148-156.
- Güngör, M. B., & Nemli, S. K. (2018). The Effect of Resin Cement Type and Thermomechanical Aging on the Retentive Strength of Custom Zirconia Abutments Bonded to Titanium Inserts. *International journal of oral & maxillofacial implants*, 33(3).
- Güngör, M. B., Nemli, S. K., Yılmaz, H., & Aydın, C. (2019). Fracture resistance of different implant supported ceramic abutment/crown systems. *European oral research*, 53(2), 80-87.
- Güzel, K., Meşe, A., & Dündar, B. (2006). Tür, form ve materyal açısından günümüz dental implantlarının tarihçesi. *Türkiye Klinikleri J Med Ethics*, 14(1), 41-46.
- Habor, D., Neuhaus, S., Vollborn, T., Wolfart, S., Radermacher, K., & Heger, S. (2013). Model based assessment of vestibular jawbone thickness using high frequency 3D

- ultrasound micro-scanning. *Medical Imaging 2013: Ultrasonic Imaging, Tomography, and Therapy*,
- Han, Y., Cheng, J.-H., & Sun, D.-W. (2019). Activities and conformation changes of food enzymes induced by cold plasma: A review. *Critical reviews in food science and nutrition*, 59(5), 794-811.
- HARTLIEB, D. <https://www.dothandson.com/blog/dot-finding-the-screw-access-hole>.
<https://www.dothandson.com/blog/dot-finding-the-screw-access-hole>
- Hasanreisoglu, U., & Oguz, E. (2015). Evaluation of success criteria in implant dentistry. *Türkiye Klinikleri J Prosthodont-Special Topics*, 1(2), 1-7.
- Havıtcıoğlu, H. (2011). İmplant malzemelerinin yüzey özelliklerinin iyileştirilmesi. *TOTBİD Dergisi*, 10(2), 178-183.
- 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.
- Heffernan, M. J., Aquilino, S. A., Diaz-Arnold, A. M., Haselton, D. R., Stanford, C. M., & Vargas, M. A. (2002). Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 88(1), 10-15.
- Heinemann, F., Mundt, T., & Biffar, R. (2006). Retrospective evaluation of temporary cemented, tooth and implant supported fixed partial dentures. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 34, 86-90.
- Heintze, S. (2010). Crown pull-off test (crown retention test) to evaluate the bonding effectiveness of luting agents. *Dental materials*, 26(3), 193-206.
- Helvey, G. A. (2014). Classifying dental ceramics: numerous materials and formulations available for indirect restorations. *Compendium*, 35(1), 38-43.
- 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).
- Holst, S., Blatz, M. B., Hegenbarth, E., Wichmann, M., & Eitner, S. (2005). Prosthodontic considerations for predictable single-implant esthetics in the anterior maxilla. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 63(9), 89-96.
- Höland, W., Apel, E., van't Hoen, C., & Rheinberger, V. (2006). Studies of crystal phase formations in high-strength lithium disilicate glass-ceramics. *Journal of Non-Crystalline Solids*, 352(38-39), 4041-4050.
- <https://clacklab.engin.umich.edu/research/non-thermal-plasma-virus-inactivation/>.
<https://clacklab.engin.umich.edu/research/non-thermal-plasma-virus-inactivation/> 28.04.2024
- Ilie, N., & Stawarczyk, B. (2014). Quantification of the amount of light passing through zirconia: the effect of material shade, thickness, and curing conditions. *Journal of dentistry*, 42(6), 684-690.
- İnan, H. (2007). Tam protezlerde kullanılan farklı kaide materyallerinin yüzey pürüzlülüğü, yüzey ıslanabilirliği ve mikroorganizma tutunması yönünden in vitro incelenmesi.
- Inokoshi, M., Poitevin, A., De Munck, J., Minakuchi, S., & Van Meerbeek, B. (2014). Bonding effectiveness to different chemically pre-treated dental zirconia. *Clinical Oral Investigations*, 18, 1803-1812.
- Iso, T. (1994). 11405. *Dental materials—Guidance on testing of adhesion to tooth structure*, 1-14.

- Ivoclar Vivadent, A. (2005a). The compatible all-ceramic system. *Dental Technician and Instructor, Schaan, Liechtenstein*.
- Ivoclar Vivadent, A. (2005b). Scientific documentation IPS e. max® Press. *Liechtenstein: Ivoclar Vivadent*.
- Ivoclar Vivadent, A. (2013). Ivoclar Vivadent Multilink Hybrid Abutment User Manual. <https://www.manualsdir.com/manuals/773786/ivoclar-vivadent-multilink-hybrid-abutment.html> 28.04.2024
- Iwaya, Y., Machigashira, M., Kanbara, K., Miyamoto, M., Noguchi, K., Izumi, Y., & Ban, S. (2008). Surface properties and biocompatibility of acid-etched titanium. *Dental materials journal*, 27(3), 415-421.
- Jayaswal, A., Singh, R., Srivastava, S., Shekhar, A., & Bhatia, L. K. (2024). A Comparative Evaluation of the Tensile Bond Strength of Cement-retained Restorations on Implant Abutments Subjected to Different Surface Treatments: An In vitro Study. *Advances in Human Biology*, 10.4103.
- Jemat, A., Ghazali, M. J., Razali, M., & Otsuka, Y. (2015). Effects of Surface Treatment on Titanium Alloys Substrate by Acid Etching for Dental Implant. *Materials Science Forum*,
- Joda, T., & Brägger, U. (2014). Complete digital workflow for the production of implant-supported single-unit monolithic crowns. *Clinical oral implants research*, 25(11), 1304-1306.
- Joda, T., Ferrari, M., Gallucci, G. O., Wittneben, J. G., & Brägger, U. (2017). Digital technology in fixed implant prosthodontics. *Periodontology 2000*, 73(1), 178-192.
- Joda, T., Katsoulis, J., & Brägger, U. (2016). Clinical fitting and adjustment time for implant-supported crowns comparing digital and conventional workflows. *Clinical implant dentistry and related research*, 18(5), 946-954.
- Johansson, C., Håkansson, A., & Papia, E. (2021). Bond strength between titanium and polymer-based materials adhesively cemented. *Biomaterial Investigations in Dentistry*, 8(1), 79-86.
- Jung, R. E., Sailer, I., Hammerle, C., Attin, T., & Schmidlin, P. (2007). In vitro color changes of soft tissues caused by restorative materials. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, 27(3), 251.
- Kanbara, T., Yajima, Y., & Yoshinari, M. (2011). Wear behavior of tetragonal zirconia polycrystal versus titanium and titanium alloy. *Biomedical materials*, 6(2), 021001.
- Kara, H. B., Nilgun Ozturk, A., Aykent, F., Koc, O., & Ozturk, B. (2011). The effect of different surface treatments on roughness and bond strength in low fusing ceramics. *Lasers in medical science*, 26, 599-604.
- Karaokutan, I., & Ozel, G. S. (2022). Effect of surface treatment and luting agent type on shear bond strength of titanium to ceramic materials. *The journal of advanced prosthodontics*, 14(2), 78.
- Karunakaran, S., Markose, S., Paprocki, G., & Wicks, R. (2015). A systematic approach to definitive planning and designing single and multiple unit implant abutments. *Journal of Prosthodontics on Dental Implants*, 10-20.
- Karunakaran, S., Paprocki, G. J., Wicks, R., & Markose, S. (2013). A review of implant abutments--abutment classification to aid prosthetic selection. *The Journal of the Tennessee Dental Association*, 93(2), 18-23; quiz 23.

- Kemarly, K., Arnason, S., Parke, A., Lien, W., & Vandewalle, K. (2020). Effect of various surface treatments on Ti-base coping retention. *Operative Dentistry*, 45(4), 426-434.
- Kim, D.-S., Ahn, J.-J., Kim, G.-C., Jeong, C.-M., Huh, J.-B., & Lee, S.-H. (2021). Influence of non-thermal atmospheric pressure plasma treatment on retentive strength between zirconia crown and titanium implant abutment. *Materials*, 14(9), 2352.
- Kim, I. J., Kim, C. M., Kim, H. T., Lee, G. H., Lee, Y. S., Park, J. Y., Cho, D. J., & Nam, C. H. (2005). Highly efficient high-harmonic generation in an orthogonally polarized two-color laser field. *Physical Review Letters*, 94(24), 243901.
- Kim, J.-T., & Cho, S.-A. (2009). The effects of laser etching on shear bond strength at the titanium ceramic interface. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 101(2), 101-106.
- Kim, J. S., Raigrodski, A. J., Flinn, B. D., Rubenstein, J. E., Chung, K.-H., & Mancl, L. A. (2013). In vitro assessment of three types of zirconia implant abutments under static load. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 109(4), 255-263.
- Kiper Akatay, (2015) D. Başlangıç çürüğü oluşturulmuş diş minesinde lazer ve florid uygulamasının yüzey mikrosertliğine, florid alınımına ve aside dirence etkilerinin araştırılması.
- Klocke, A., & Kahl-Nieke, B. (2005). Influence of cross-head speed in orthodontic bond strength testing. *Dental materials*, 21(2), 139-144.
- Kohal, R. J., Att, W., Bächle, M., & Butz, F. (2008). Ceramic abutments and ceramic oral implants. An update. *Periodontology 2000*, 47(1), 224-243.
- Koller, M., Arnetzl, G., Holly, L., & Arnetzl, G. (2012). Lava ultimate resin nano ceramic for CAD/CAM: customization case study. *International journal of computerized dentistry*, 15(2), 159-164.
- Kökçü, D. (2007). Protez kaide materyallerinde farklı polisaj yöntemlerinin mikrosertlik ve bakteriyel kolonizasyon üzerine etkilerinin incelenmesi.
- Kurt, M., Külünk, T., Ural, Ç., Külünk, Ş., Danişman, Ş., & Savaş, S. (2013). The effect of different surface treatments on cement-retained implant-supported restorations. *Journal of Oral Implantology*, 39(1), 44-51.
- Lacefield, W. R. (1998). Current status of ceramic coatings for dental implants. *Implant Dentistry*, 7(4), 315-322.
- Lautenschlager, E. P., & Monaghan, P. (1993). Titanium and titanium alloys as dental materials. *International dental journal*, 43(3), 245-253.
- Lazzara, R., Celletti, R., Etienne, D., Jansen, C., & Donath, K. (2004). Clinical manual of implant dentistry. New York: Oxford University Pres.
- Lazzara, R. J., & Porter, S. S. (2006). Platform switching: a new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 26(1).
- Le Guéhennec, L., Soueidan, A., Layrolle, P., & Amouriq, Y. (2007). Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dental materials*, 23(7), 844-854.
- Lee, C. Y., Wong, N., Ganz, S. D., Mursic, J., & Suzuki, J. B. (2015). Use of an intraoral laser scanner during the prosthetic phase of implant dentistry: a pilot study. *Journal of Oral Implantology*, 41(4), e126-e132.

- Lee, J.-H., Park, J.-M., Park, E.-J., Koak, J.-Y., Kim, S.-K., & Heo, S.-J. (2016). Comparison of Customized Abutments Made from Titanium and a Machinable Precious Alloy. *International journal of oral & maxillofacial implants*, 31(1).
- Lemons, J. E. (1990). Dental implant biomaterials. *Journal of the American Dental Association* (1939), 121(6), 716-719.
- Lewis, S. (1995). Anterior single-tooth implant restorations. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 15(1).
- Lewis, S., Beumer III, J., Hornburg, W., & Moy, P. (1988). The "UCLA" abutment. *International journal of oral & maxillofacial implants*, 3(3).
- Li, H., Burrow, M. F., & Tyas, M. J. (2002). The effect of thermocycling regimens on the nanoleakage of dentin bonding systems. *Dental materials*, 18(3), 189-196.
- Lim, B. S., Heo, S. M., Lee, Y. K., & Kim, C. W. (2003). Shear bond strength between titanium alloys and composite resin: Sandblasting versus fluoride-gel treatment. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: 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*, 64(1), 38-43.
- Linkevicius, T., Caplikas, A., Dumbryte, I., Linkeviciene, L., & 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), 949-954.
- Linkevicius, T., Puisys, A., Vindasiute, E., Linkeviciene, L., & Apse, P. (2013). Does residual cement around implant-supported restorations cause peri-implant disease? A retrospective case analysis. *Clinical oral implants research*, 24(11), 1179-1184.
- Linkevicius, T., & Vaitelis, J. (2015). The effect of zirconia or titanium as abutment material on soft peri-implant tissues: a systematic review and meta-analysis. *Clinical oral implants research*, 26, 139-147.
- Linkevicius, T., Vindasiute, E., Puisys, A., Linkeviciene, L., Maslova, N., & Puriene, A. (2013). The influence of the cementation margin position on the amount of undetected cement. A prospective clinical study. *Clinical oral implants research*, 24(1), 71-76.
- Linkow, L. I. (1961). Abutments for full mouth splinting. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 11(5), 920-924.
- Liu, X., Chu, P. K., & 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.
- Lopes, A. C. d. O., Machado, C. M., Bonjardim, L. R., Bergamo, E. T. P., Ramalho, I. S., Witek, L., Coelho, P. G., & Bonfante, E. A. (2019). The effect of CAD/CAM crown material and cement type on retention to implant abutments. *Journal of Prosthodontics*, 28(2), e552-e556.
- Lu, R., Harcourt, J. K., Tyas, M. J., & Alexander, B. (1992). An investigation of the composite resin/porcelain interface. *Australian dental journal*, 37(1), 12-19.
- Ma, S., & Fenton, A. (2015). Screw-versus cement-retained implant prostheses: a systematic review of prosthodontic maintenance and complications. *International Journal of Prosthodontics*, 28(2).
- Malet, J., Mora, F., & Bouchard, P. (2018). *Implant dentistry at a glance*. John Wiley & Sons.

- Mansour, A., Ercoli, C., Graser, G., Tallents, R., & Moss, M. (2002). Comparative evaluation of casting retention using the ITI solid abutment with six cements. *Clinical oral implants research*, 13(4), 343-348.
- McCracken, M. (1999). Dental implant materials: commercially pure titanium and titanium alloys. *Journal of Prosthodontics*, 8(1), 40-43.
- McLean, J. (1971). The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *British dental journal*, 131(3), 107-111.
- McLean, J. W. (2001). Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(1), 61-66.
- medicalexpo. (27.09.2023). peek abutment. <https://www.medicalexpo.com/prod/bhi-implants/product-102429-952223.html>
- Meriç, G., Erkmén, E., Kurt, A., Eser, A., & Özden, A. U. (2011). Biomechanical effects of two different collar implant structures on stress distribution under cantilever fixed partial dentures. *Acta Odontologica Scandinavica*, 69(6), 374-384.
- Mihali, S., Bortun, C., & Bratu, E. (2013). Nano-ceramic particle reinforced composite-Lava Ultimate CAD/CAM restorative. *Rev Chim*, 64(4), 435-437.
- Misch, C. E. (2007). *Contemporary implant dentistry-E-Book*. Elsevier Health Sciences.
- Misch, C. E., & Misch, C. M. (1992). Generic terminology for endosseous implant prosthodontics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 68(5), 809-812.
- Miyakawa, O., Watanabe, K., Okawa, S., Kanatani, M., Nakano, S., & Kobayashi, M. (1996). Surface contamination of titanium by abrading treatment. *Dental materials journal*, 15(1), 11-21, 71.
- Miyazaki, T., Nakamura, T., Matsumura, H., Ban, S., & Kobayashi, T. (2013). Current status of zirconia restoration. *Journal of prosthodontic research*, 57(4), 236-261.
- Molin, M. K., Karlsson, S. L., & Kristiansen, M. S. (1996). Influence of film thickness on joint bend strength of a ceramic/resin composite joint. *Dental materials*, 12(4), 245-249.
- Montenegro, A. C., Machado, A. N., & Gouvêa, C. V. D. (2008). Tensile strength of cementing agents on the CeraOne system of dental prosthesis on implants. *Implant Dentistry*, 17(4), 451-460.
- Mostafavi, A. S., Mojtahedi, H., & Javanmard, A. (2021). Hybrid implant abutments: a literature review. *European Journal of General Dentistry*, 10(02), 106-115.
- Muley, N., Prithviraj, D., & Gupta, V. (2012). Evolution of external and internal implant to abutment connection. *Int J Oral Implantol Clin Res*, 3(3), 122-129.
- Multilink Hybrid Abutment Instructions for Use*. Ivoclar Vivadent. Multilink Hybrid Abutment Instructions for Use. Ivoclar Vivadent.
- Murray, A. K., Attrill, D. C., & Dickinson, M. R. (2005). The effects of XeCl laser etching of Ni-Cr alloy on bond strengths to composite resin: a comparison with sandblasting procedures. *Dental materials*, 21(6), 538-544.
- Nakhaei, M., Bozorgmehr, N., Rajati Haghi, H., Bagheri, H., & Rangrazi, A. (2022). The evaluation of microshear bond strength of resin cements to titanium using different surface treatment methods: an in vitro study. *Biomimetics*, 7(1), 18.
- Nallaswamy, D. (2017). *Textbook of prosthodontics*. JP Medical Ltd.
- Neumann, E. A. F., Villar, C. C., & França, F. M. G. (2014). Fracture resistance of abutment screws made of titanium, polyetheretherketone, and carbon fiber-reinforced polyetheretherketone. *Brazilian oral research*, 28, 1-5.
- Newsome, P., Reaney, D., & Owen, S. (2011). Screw-versus cement-retained crowns. *Irish Dentist*.

- Nguyen, H. Q., Tan, K. B., & Nicholls, J. I. (2009). Load fatigue performance of implant-ceramic abutment combinations. *International journal of oral & maxillofacial implants*, 24(4).
- Nguyen, O., Lee, S. J., & Lee, J. D. (2023). Influence of varying titanium base abutment heights on retention of zirconia restorations: An in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 130(4), 604. e601-604. e605.
- Niinomi, M., Hattori, T., & Niwa, S. (2004). Material characteristics and biocompatibility of low rigidity titanium alloys for biomedical applications. *Biomaterials in orthopedics*, 22, 41.
- Nouh, I., Kern, M., Sabet, A. E., Aboelfadl, A. K., Hamdy, A. M., & Chaar, M. S. (2019). Mechanical behavior of posterior all-ceramic hybrid-abutment-crowns versus hybrid-abutments with separate crowns—A laboratory study. *Clinical oral implants research*, 30(1), 90-98.
- Nouri, A., & Wen, C. (2015). Introduction to surface coating and modification for metallic biomaterials. *Surface Coating and Modification of Metallic Biomaterials*, 3-60.
- O'Brien, W. J. (2002). Dental materials and their selection, 2002. *Quintessence*.
- Oilo, G. (1993). Bond strength testing--what does it mean? *International dental journal*, 43(5), 492-498.
- Ongun, S., Kurtulmus-Yilmaz, S., Meriç, G., & Ulusoy, M. (2018). A comparative study on the mechanical properties of a polymer-infiltrated ceramic-network material used for the fabrication of hybrid abutment. *Materials*, 11(9), 1681.
- Ozcan, M., & Valandro, L. F. (2012). Bond strength of two resin cements to titanium after different surface conditioning methods. *General dentistry*, 60(1), e6-e12.
- Ozdemir, Z., Ozdemir, A., & Basim, G. (2016). Application of chemical mechanical polishing process on titanium based implants. *Materials Science and Engineering: C*, 68, 383-396.
- Ozyetim, E. B., Ozdemir, Z., Basim, G. B., & Bayraktar, G. (2023). Effect of Different Surface Treatments on Retention of Cement-Retained, Implant-Supported Crowns. *International Journal of Prosthodontics*, 36(1).
- Önal, B. (1993). Diş sert dokularında lazer kullanımı. *Diş Hek K Derg*, 2, 61-64.
- ÖZCAN, A., & SEVİMAY, M. (2016). Diş Hekimliğinde Lazer. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, 22(2).
- Özcan, M., & Bernasconi, M. (2015). Adhesion to zirconia used for dental restorations: a systematic review and meta-analysis. *J Adhes Dent*, 17(1), 7-26.
- Özden, N., Akaltan, F., Suzer, S., & Akovali, G. (1999). Time-related wettability characteristic of acrylic resin surfaces treated by glow discharge. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 82(6), 680-684.
- Özkan, K. (2014). İmplant-Abutment Kırılma Değerlerinin Karşılaştırılması. *Y. lisans tezi Yeditepe Üniversitesi*.
- Pagniano Jr, R. P., Seghi, R. R., Rosenstiel, S. F., Wang, R., & Katsube, N. (2005). The effect of a layer of resin luting agent on the biaxial flexure strength of two all-ceramic systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 93(5), 459-466.
- Palmer, R. M., Howe, L. C., & Palmer, P. J. (2011). *Implants in clinical dentistry*. CRC Press.
- Pan, J., Thierry, D., & Leygraf, C. (1994). Electrochemical and XPS studies of titanium for biomaterial applications with respect to the effect of hydrogen peroxide. *Journal of biomedical materials research*, 28(1), 113-122.

- Papacchini, F., Toledano, M., Monticelli, F., Osorio, R., Radovic, I., Polimeni, A., García-Godoy, F., & Ferrari, M. (2007). Hydrolytic stability of composite repair bond. *European journal of oral sciences*, 115(5), 417-424.
- Pashley, D. H., Carvalho, R. M., Sano, H., Nakajima, M., Yoshiyama, M., Shono, Y., Fernandes, C. A., & Tay, F. (1999). The microtensile bond test: a review. *Journal of Adhesive Dentistry*, 1(4).
- Passon, C., Lambert, R., Lambert, R., & Newman, S. (1992). The effect of multiple layers of die-spacer on crown retention. *Operative Dentistry*, 17(2), 42-49.
- Pegoraro, T. A., da Silva, N. R., & Carvalho, R. M. (2007). Cements for use in esthetic dentistry. *Dental Clinics of North America*, 51(2), 453-471.
- Peterson, L. J. (2003). Contemporary oral and maxillofacial surgery. (No Title).
- Peumans, M., Kanumilli, P., De Munck, J., Van Landuyt, K., Lambrechts, P., & Van Meerbeek, B. (2005). Clinical effectiveness of contemporary adhesives: a systematic review of current clinical trials. *Dental materials*, 21(9), 864-881.
- Peumans, M., Van Meerbeek, B., Lambrechts, P., & Vanherle, G. (2000). Porcelain veneers: a review of the literature. *Journal of dentistry*, 28(3), 163-177.
- Peutzfeldt, A., & Asmussen, E. (1996). Distortion of alloy by sandblasting. *American journal of dentistry*, 9(2), 65-66.
- Phillips, R. W. (1973). Skinner's science of dental material. *Dental Porcelain*, 526-555.
- Pi, B. (1985). Tissue-integrated prostheses; osseointegration in clinical dentistry. *Quintessence, Chicago*.
- Piconi, C., & Maccauro, G. (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20(1), 1-25.
- Pilathadka, S., Vahalová, D., & Vosáhlo, T. (2007). The Zirconia: a new dental ceramic material. An overview. *Prague Med Rep*, 108(1), 5-12.
- Pitta, J., Burkhardt, F., Mekki, M., Fehmer, V., Mojon, P., & Sailer, I. (2021). Effect of airborne-particle abrasion of a titanium base abutment on the stability of the bonded interface and retention forces of crowns after artificial aging. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 126(2), 214-221.
- Pitta, J., Hicklin, S. P., Fehmer, V., Boldt, J., Gierthmuehlen, P. C., & Sailer, I. (2019). Mechanical stability of zirconia meso-abutments bonded to titanium bases restored with different monolithic all-ceramic crowns. *International journal of oral & maxillofacial implants*, 34(5).
- Poitevin, A., De Munck, J., Van Landuyt, K., Coutinho, E., Peumans, M., Lambrechtse, P., & Van Meerbeek, B. (2008). Critical analysis of the influence of different parameters on the microtensile bond strength of adhesives to dentin. *Journal of Adhesive Dentistry*, 10(1).
- PRESTIPINO, V., & INGBER, A. (1993). Esthetic High-Strength Implant Abutments. Part I. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 5(1), 29-36.
- Priest, G. (2005). Virtual-designed and computer-milled implant abutments. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 63(9), 22-32.
- Prosthodontics, T. (2005). The glossary of prosthodontic terms. *J Prosthet Dent*, 94(1), 10-92.
- Psillakis, J. J., McAlarney, M. E., Wright, R. F., & Urquiola, J. (2001). Effect of evaporation and mixing technique on die spacer thickness: a preliminary study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(1), 82-87.

- Rahmitasari, F., Ishida, Y., Kurahashi, K., Matsuda, T., Watanabe, M., & Ichikawa, T. (2017). PEEK with reinforced materials and modifications for dental implant applications. *Dentistry journal*, 5(4), 35.
- Raigrodski, A. J. (2004a). Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dental Clinics*, 48(2), 531-544.
- Raigrodski, A. J. (2004b). Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 92(6), 557-562.
- Ramer, N., Chandur Wadhvani BDS, M., Kim, A., & Hershman, D. (2014). Histologic findings within peri-implant soft tissue in failed implants secondary to excess cement: report of two cases and review of literature. *New York State Dental Journal*, 80(2), 43.
- Reda, R., Zanza, A., Cicconetti, A., Bhandi, S., Guarnieri, R., Testarelli, L., & Di Nardo, D. (2022). A systematic review of cementation techniques to minimize cement excess in cement-retained implant restorations. *Methods and Protocols*, 5(1), 9.
- Reich, S. (2015). Tooth-colored CAD/CAM monolithic restorations. *International journal of computerized dentistry*, 18(2), 131-146.
- Rismanchian, M., Davoudi, A., & Shadmehr, E. (2015). Effect of using nano and micro airborne abrasive particles on bond strength of implant abutment to prosthesis. *Brazilian Dental Journal*, 26, 50-55.
- Ritzberger, C., Apel, E., Höland, W., Peschke, A., & Rheinberger, V. M. (2010). Properties and clinical application of three types of dental glass-ceramics and ceramics for CAD-CAM technologies. *Materials*, 3(6), 3700-3713.
- Roulet, J.-F. (1987). *Degradation of dental polymers* (Vol. 12). Karger Basel.
- Sahu, N., Lakshmi, N., Azhagarasan, N., Agnihotri, Y., Rajan, M., & 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.
- Sailer, I., Philipp, A., Zembic, A., Pjetursson, B. E., Hämmerle, C. H., & Zwahlen, M. (2009). A systematic review of the performance of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clinical oral implants research*, 20, 4-31.
- Sambrook, R., Judge, R., & Abuzaar, M. (2012). Strategies for restoration of single implants and use of cross-pin retained restorations by Australian prosthodontists. *Australian dental journal*, 57(4), 409-414.
- Sarıkaya, I., & Hayran, Y. (2023). Adhesive bond strength of monolithic zirconia ceramic finished with various surface treatments. *BMC Oral Health*, 23(1), 858.
- Scherrer, S. S., Cesar, P. F., & Swain, M. V. (2010). Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review. *Dental materials*, 26(2), e78-e93.
- Schiff, N., Dalard, F., Grosgeat, B., & Lissac, M. (2002). Influence of fluoride content and pH on the electrochemical behavior of titanium and its alloys. *Biomaterials*, 23(9), pp. 1995-2002.
- Schubert, O., Beuer, F., Schweiger, J., & Güth, J. (2019). Digital tissue preservation concept: A workflow for guided immediate implant placement and restoration. *Journal of Prosthodontics*, 28(6), 613-617.

- Searson, L., Gough, M., & Hemmings, K. (2005). History and development of dental implants. *Implantology in general dental practice*. London, Chicago: Quintessence Publishing Co, 19-41.
- SEFERLİ, Z., & SARIDAĞ, S. (2020). PEEK Polimerinin Dişhekimliğinde Kullanımı. *Selcuk Dental Journal*, 7(2), 354-363.
- Seker, E., Kilicarslan, M. A., Deniz, S. T., Mumcu, E., & Ozkan, P. (2015). Effect of atmospheric plasma versus conventional surface treatments on the adhesion capability between self-adhesive resin cement and titanium surface. *The journal of advanced prosthodontics*, 7(3), 249-256.
- Sheets, J. L., Wilcox, C., & Wilwerding, T. (2008). Cement selection for cement-retained crown technique with dental implants. *Journal of Prosthodontics*, 17(2), 92-96.
- Shenoy, A., & Shenoy, N. (2010). Dental ceramics: An update. *Journal of conservative dentistry: JCD*, 13(4), 195.
- Shetty, R., Shenoy, K., Dandekeri, S., Suhaim, K., Ragher, M., & Francis, J. (2015). Resin-matrix ceramics: an overview. *Int J Rec Sci Res*, 6(11), 7414-7417.
- Silva, C. E., Soares, S., Machado, C. M., Bergamo, E. T., Coelho, P. G., Witek, L., Ramalho, I. S., Jalkh, E. B., & Bonfante, E. A. (2018). Effect of CAD/CAM abutment height and cement type on the retention of zirconia crowns. *Implant Dentistry*, 27(5), 582-587.
- Silva, L. H. d., LIMA, E. d., Miranda, R. B. d. P., Favero, S. S., Lohbauer, U., & Cesar, P. F. (2017). Dental ceramics: a review of new materials and processing methods. *Brazilian oral research*, 31.
- Singh, S., Chandra, R., Tripathi, S., Rahman, H., Tripathi, P., Jain, A., & Gupta, P. (2014). The bright future of dentistry with cold plasma—review. *J Dent Med Sci*, 13, 6-13.
- Sirisha, K., Rambabu, T., Ravishankar, Y., & Ravikumar, P. (2014). Validity of bond strength tests: A critical review-Part II. *Journal of conservative dentistry: JCD*, 17(5), 420.
- Sirona, D. cerec zirconia. <https://assets.dentsplysirona.com/flagship/de-de/produkte/cad-cam/cad-cam-fuer-die-praxis/cad-cam-materialien-f%C3%BCr-die-praxis/CEREC-Zirconia-meso-EN.pdf> 28.04.2024
- Spiekermann, H. (1995). Color atlas of dental medicine. *Implantology*, 305-316.
- Spyrides, S. M., Prado, M. d., Simão, R. A., & Bastian, F. L. (2015). Effect of plasma and fiber position on flexural properties of a polyethylene fiber-reinforced composite. *Brazilian Dental Journal*, 26, 490-496.
- Squier, R. S. (2002). Retentiveness of dental cements used with metallic implant components.
- Stawarczyk, B., Beuer, F., Wimmer, T., Jahn, D., Sener, B., Roos, M., & Schmidlin, P. R. (2013). Polyetheretherketone—a suitable material for fixed dental prostheses? *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 101(7), 1209-1216.
- Stellingsma, C., Vissink, A., Meijer, H., Kuiper, C., & Raghoobar, G. (2004). Implantology and the severely resorbed edentulous mandible. *Critical reviews in oral biology & medicine*, 15(4), 240-248.
- Stimmelmayer, M. Part 1: The Road to Implant Abutments.
- Stimmelmayer, M., Edelhoff, D., Güth, J.-F., Erdelt, K., Happe, A., & Beuer, F. (2012). Wear at the titanium–titanium and the titanium–zirconia implant–abutment interface: A comparative in vitro study. *Dental materials*, 28(12), 1215-1220.

- 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), 229-237.
- Strazzi-Sahyon, H. B., Bergamo, E. T., Gierthmuehlen, P. C., Lopes, A. C., Alves, L. M., Jalkh, E. B. B., Zahoui, A., Coelho, P. G., de Carvalho, A. M., & Bonfante, E. A. (2023). In vitro assessment of the effect of luting agents, abutment height, and fatigue on the retention of zirconia crowns luted to titanium base implant abutments. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 130(5), 739. e731-739. e738.
- Strub, J. R., Rekow, E. D., & Witkowski, S. (2006). Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *The Journal of the American Dental Association*, 137(9), 1289-1296.
- Studenikin, R., & Niftaliev, S. (2021). Fabrication and Use of a customized provisional composite abutment in dental practice. *International journal of dentistry*, 2021.
- Suttor, D., Bunke, K., Hoescheler, S., Hauptmann, H., & Hertlein, G. (2001). LAVA--the system for all-ceramic ZrO₂ crown and bridge frameworks. *International journal of computerized dentistry*, 4(3), 195-206.
- Sykaras, N., Iacopino, A. M., Marker, V. A., Triplett, R. G., & Woody, R. D. (2000). Implant materials, designs, and surface topographies: their effect on osseointegration. A literature review. *International journal of oral & maxillofacial implants*, 15(5).
- ŞEN, D. (2017). Nazmiye ŞEN, Yeşim ÖLÇER US, b Volkan TURP. *Türkiye Klinikleri J Prosthodont-Special Topics*, 3(2), 127-132.
- Şen, N., & Ölçer Us, Y. (2019). İmplant destekli sabit protetik restorasyonlar için dayanak seçimi. *Türkiye Klinikleri Diş Hekimliği Bilimleri Dergisi*.
- Taira, Y., Matsumura, H., Yoshida, K., Tanaka, T., & Atsuta, M. (1995). Adhesive bonding of titanium with a methacrylate-phosphate primer and self-curing adhesive resins. *Journal of oral rehabilitation*, 22(6), 409-412.
- Tanaka, T., Kamada, I., Matsumura, H., & Atsuta, M. (1995). A comparison of water temperatures for thermocycling of metal-bonded resin specimens. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 74(4), 345-349.
- Taylor, T. D., & Agar, J. R. (2002). Twenty years of progress in implant prosthodontics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 88(1), 89-95.
- Tengvall, P., Elwing, H., Sjöqvist, L., Lundström, I., & Bjursten, L. M. (1989). Interaction between hydrogen peroxide and titanium: a possible role in the biocompatibility of titanium. *Biomaterials*, 10(2), 118-120.
- Tengvall, P., Lundström, I., Sjöqvist, L., Elwing, H., & Bjursten, L. M. (1989). Titanium-hydrogen peroxide interaction: model studies of the influence of the inflammatory response on titanium implants. *Biomaterials*, 10(3), 166-175.
- Tholey, M. J., Swain, M. V., & Thiel, N. (2011). Thermal gradients and residual stresses in veneered Y-TZP frameworks. *Dental materials*, 27(11), 1102-1110.
- Thorat, S. B., Diaspro, A., & Salerno, M. (2014). In vitro investigation of coupling-agent-free dental restorative composite based on nano-porous alumina fillers. *Journal of dentistry*, 42(3), 279-286.
- Tian, T., Tsoi, J. K.-H., Matinlinna, J. P., & Burrow, M. F. (2014). Aspects of bonding between resin luting cements and glass ceramic materials. *Dental materials*, 30(7), e147-e162.

- TOPTAŞ, M., & ÜNSAL, E. (2014). Lazer ile pürüzlendirilmiş iyileşme başlığı üzerine bağ dokusu atışmanı oluşumu: Pilot çalışma. *European Annals of Dental Sciences*, 41(1), 49-55.
- Tosun, T., Karabuda, C., & Cuhadaroglu, C. (2003). Evaluation of sleep bruxism by polysomnographic analysis in patients with dental implants. *International journal of oral & maxillofacial implants*, 18(2).
- Tseng, W.-Y., Hsu, S.-H., Huang, C.-H., Tu, Y.-C., Tseng, S.-C., Chen, H.-L., Chen, M.-H., Su, W.-F., & Lin, L.-D. (2013). Low pressure radio-frequency oxygen plasma induced oxidation of titanium–surface characteristics and biological effects. *PLoS One*, 8(12), e84898.
- Tsuchimoto, Y., Yoshida, Y., Mine, A., Nakamura, M., Nishiyama, N., Van Meerbeek, B., Suzuki, K., & Kuboki, T. (2006). Effect of 4-MET-and 10-MDP-based primers on resin bonding to titanium. *Dental materials journal*, 25(1), 120-124.
- Tsuchimoto, Y., Yoshida, Y., Takeuchi, M., Mine, A., Yatani, H., Tagawa, Y.-i., Van Meerbeek, B., Suzuki, K., & Kuboki, T. (2006). Effect of surface pre-treatment on durability of resin-based cements bonded to titanium. *Dental materials*, 22(6), 545-552.
- Tunalı, B. (1996). Multi-disipliner bir yaklaşımla oral implantolojiye giriş. *İstanbul: İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları*.
- Tuncer, B. (2017). Seramik ve Seramik Benzeri Materyallerin Titanyumla Adezyonunda Rezin Simanın ve Yüzey İşlemlerinin Etkisinin İncelenmesi.
- Türk, A. G., Ulusoy, M., & Önal, B. (2014). İndirekt restorasyonlarda kullanılan kompozit rezin simanlar. *Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 35(2), 1-8.
- Ustun, O., Akar, T., & 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), 465-472.
- Ülker, M., Özcan, M., Şengün, A., Özer, F., & Belli, S. (2010). Effect of artificial aging regimens on the performance of self-etching adhesives. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: 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*, 93(1), 175-184.
- Üstün, Ç., & Özçelik, O. (2007). The use of Carbon Dioxide Laser in Oral Tissues. *ADO Journal of Clinical Sciences*, 1(4), 55-62.
- Van Meerbeek, B., De Munck, J., Mattar, D., Van Landuyt, K., & Lambrechts, P. (2003). Microtensile bond strengths of an etch&rinse and self-etch adhesive to enamel and dentin as a function of surface treatment. *OPERATIVE DENTISTRY-UNIVERSITY OF WASHINGTON-*, 28(5), 647-660.
- Van Meerbeek, B., Peumans, M., Poitevin, A., Mine, A., Van Ende, A., Neves, A., & De Munck, J. (2010). Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dental materials*, 26(2), e100-e121.
- Vasilios, C., Kourtis, S., Katsikeris, N., & Nagy, W. (2009). Tooth-and Tissue-Supported Provisional Restorations for the Treatment of Patients with Extended Edentulous Spans. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 21(1), 7-17.
- Vela-Nebot, X., Rodríguez-Ciurana, X., Rodado-Alonso, C., & Segalà-Torres, M. (2006). Benefits of an implant platform modification technique to reduce crestal bone resorption. *Implant Dentistry*, 15(3), 313-320.

- Vencl, A., Ivanović, L., Stojanović, B., Zadorozhnaya, E., Miladinović, S., & Svoboda, P. (2019). Surface texturing for tribological applications: A review. *Proceedings on Engineering Sciences*, 1(1), 227-239.
- Venkat, G., Krishnan, M., Srinivasan, S., & 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.
- Venkat, R., & Chander, N. G. (2009). Appraisal of fundamentals in contemporary Implant Systems.
- vita. (27/09/2023). Vita enamic multicolor. <https://www.vita-zahnfabrik.com/en/Technician-Solutions/CAD/CAM-fabrication/Single-tooth-restoration/VITA-ENAMIC-multiColor-55319,27568.html>
- Vogelsang, A., Ohl, A., Steffen, H., Foest, R., Schröder, K., & Weltmann, K. D. (2010). Locally resolved analysis of polymer surface functionalization by an atmospheric pressure argon microplasma jet with air entrainment. *Plasma Processes and Polymers*, 7(1), 16-24.
- Von Fraunhofer, J. A. (2012). Adhesion and cohesion. *International journal of dentistry*, 2012.
- von Maltzahn, N. F., Holstermann, J., & Kohorst, P. (2016). Retention forces between titanium and zirconia components of two-part implant abutments with different techniques of surface modification. *Clinical implant dentistry and related research*, 18(4), 735-744.
- Vrochari, A. D., Eliades, G., Hellwig, E., & Wrbas, K.-T. (2009). Curing efficiency of four self-etching, self-adhesive resin cements. *Dental materials*, 25(9), 1104-1108.
- Walsh, L. (2003). The current status of laser applications in dentistry. *Australian dental journal*, 48(3), 146-155.
- Wang, J. (2012). Surface preparation techniques for biomedical applications. In *Coatings for Biomedical Applications* (pp. 143-175). Elsevier.
- Wang, R. R., & Fenton, A. (1996). Titanium for prosthodontic applications: a review of the literature. *Quintessence international*, 27(6).
- Watanabe, I., Kurtz, K. S., Kabcenell, J. L., & Okabe, T. (1999). Effect of sandblasting and silicoating on bond strength of polymer-glass composite to cast titanium. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 82(4), 462-467.
- Watt, I. M. (1997). *The principles and practice of electron microscopy*. Cambridge University Press.
- Watzek, G. (1996). Endosseous implants: scientific and clinical aspects. (No Title).
- Weigl, P., Trimpou, G., Grizas, E., Hess, P., Nentwig, G.-H., Lauer, H.-C., & Lorenz, J. (2019). All-ceramic versus titanium-based implant supported restorations: Preliminary 12-months results from a randomized controlled trial. *The journal of advanced prosthodontics*, 11(1), 48-54.
- Wennerberg, A., Albrektsson, T., & Andersson, B. (1996). Bone tissue response to commercially pure titanium implants blasted with fine and coarse particles of aluminum oxide. *International journal of oral & maxillofacial implants*, 11(1).
- White, S., Miklus, V., McLaren, E., Lang, L., & Caputo, A. (2005). Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 94(2), 125-131.

- Wilson Jr, T. G. (2009). The positive relationship between excess cement and peri-implant disease: a prospective clinical endoscopic study. *Journal of periodontology*, 80(9), 1388-1392.
- Wismeijer, D., Brägger, U., Evans, C., Kapos, T., Kelly, J. R., Millen, C., Wittneben, J.-G., Zembic, A., & Taylor, T. D. (2014). Consensus statements and recommended clinical procedures regarding restorative materials and techniques for implant dentistry. *International journal of oral & maxillofacial implants*, 29(S), 137-140.
- Wittneben, J. G., Joda, T., Weber, H. P., & Brägger, U. (2017). Screw retained vs. cement retained implant-supported fixed dental prosthesis. *Periodontology 2000*, 73(1), 141-151.
- Wolfart, M., Lehmann, F., Wolfart, S., & Kern, M. (2007). Durability of the resin bond strength to zirconia ceramic after using different surface conditioning methods. *Dental materials*, 23(1), 45-50.
- Wolfart, M., Wolfart, S., & Kern, M. (2006). Retention forces and seating discrepancies of implant-retained castings after cementation. *International journal of oral & maxillofacial implants*, 21(4).
- Yadav, R. K., Tandon, J., & Tiwari, R. (2023). Esthetic rehabilitation of amelogenesis imperfecta with dark gingival pigmentation. *Lasers in Dental Science*, 7(1), 47-51.
- Yao, J.-W., Tao, X., Xu, Z.-Q., Li, J.-Y., & Wang, H.-L. (2019). Erbium YAG laser and diode laser applications for the second phase of implant surgery: a comparison of clinical outcomes. *Lasers in Dental Science*, 3, 241-245.
- Yazigi, C., Kern, M., Chaar, M. S., Libeck, W., & Elsayed, A. (2020). The influence of the restorative material on the mechanical behavior of screw-retained hybrid-abutment-crowns. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 111, 103988.
- Yildirim, M., Edelhoff, D., Hanisch, O., & Spiekermann, H. (2000). Ceramic abutments-a new era in achieving optimal esthetics in implant dentistry. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 20(2).
- Yildirim, M., Fischer, H., Marx, R., & Edelhoff, D. (2003). In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 90(4), 325-331.
- Yoshida, T., Terashima, N., Niino, T., Nagasawa, S., Ito, M., Yagasaki, H., Oshida, Y., & Agarwal, P. (2005). Bond strength of resin cements to H₂O₂-treated titanium plates. *Dental materials*, 21(12), 1087-1097.
- Zahoui, A., Bergamo, E. T., Marun, M. M., Silva, K. P., Coelho, P. G., & Bonfante, E. A. (2020). Cementation protocol for bonding zirconia crowns to titanium base CAD/CAM abutments. *Int J Prosthodont*, 33(5), 527-535.
- Zaimoğlu, A., & Can, G. (2004). Sabit protezler. *Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları*, 24.
- Zarauz, C., Pitta, J., Pradies, G., & Sailer, I. (2020). Clinical Recommendations for Implant Abutment Selection for Single-Implant Reconstructions: Customized vs Standardized Ceramic and Metallic Solutions. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 40(1).
- Zarone, F., Ruggiero, G., Leone, R., Breschi, L., Leuci, S., & Sorrentino, R. (2021). Zirconia-reinforced lithium silicate (ZLS) mechanical and biological properties: A literature review. *Journal of dentistry*, 109, 103661.

- Zembic, A., Sailer, I., Jung, R. E., & Hämmerle, C. H. F. (2009). Randomized-controlled clinical trial of customized zirconia and titanium implant abutments for single-tooth implants in canine and posterior regions: 3-year results. *Clinical oral implants research*, 20(8), 802-808.
- Zhang, Y., Lee, J. J.-W., Srikanth, R., & Lawn, B. R. (2013). Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dental materials*, 29(12), 1201-1208.
- Zhou, L., Qian, Y., Zhu, Y., Liu, H., Gan, K., & Guo, J. (2014). The effect of different surface treatments on the bond strength of PEEK composite materials. *Dental materials*, 30(8), e209-e215.
- Zimmermann, M., Mehl, A., & Reich, S. (2013). New CAD/CAM materials and blocks for chairside procedures. *International journal of computerized dentistry*, 16(2), 173-181.



ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Melike Karadeniz

Eğitim Durumu: Yüksek Lisans

Lisans Öğrenimi : Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Yüksek Lisans Öğrenimi: Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Yabancı Dili : İngilizce

Bilimsel Faaliyetleri: 2023 Bass Kongresi

İş Deneyimi : 2019-2020 arası 1 sene Ankara’da özel sektörde çalıştım.

2021-halen Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında Arş. Gör. olarak görev yapmaktayım.