



YAKIN DOĞU ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

LAZER İLE DEBONDING İŞLEMİNİN ZİRKONYA HİBRİT
ABUTMENT KRONLARIN TİTANYUM ALTYAPIDAN
AYRILMA SÜRESİ VE KIRILMA DİRENCİNE ETKİSİ

DOKTORA TEZİ

Diş Hekimi Cemil BİRAND

Lefkoőa

Haziran, 2022

CEMİL BİRAND

LAZER İLE DEBONDING İŞLEMİNİN ZİRKONYA HİBRİT
ABUTMENT KRONLARIN TİTANYUM ALTYAPIDAN
AYRILMA SÜRESİ VE KIRILMA DİRENCİNE ETKİSİ

DOKTORA TEZİ

2022



YAKIN DOĞU ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**LAZER İLE DEBONDING İŞLEMİNİN ZİRKONYA HİBRİT ABUTMENT
KRONLARIN TİTANYUM ALTYAPIDAN AYRILMA SÜRESİ VE
KIRILMA DİRENCİNE ETKİSİ**

DOKTORA TEZİ

Diş Hekimi Cemil BİRAND

TEZ DANIŐMANI

Prof. Dr. Sevcan KURTULMUŞ YILMAZ

LEFKOŐA

HAZİRAN, 2022

Onay

Dr. Cemil Birand tarafından hazırlanan 'Lazer ile Debonding İşleminin Zirkonya Hibrit Abutment Kronların Titanyum Altyapıdan Ayrılma Süresi ve Kırılma Direncine Etkisi' başlıklı tez, kapsam ve nitelik açısından kalite standartlarına uygunluğu ile ilgili Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında Doktora Tezi olarak 29 Haziran 2022 tarihinde kabul edilmiştir. Tez savunması online (çevrim içi) yapılmıştır. Jüri üyeleri onaylarını sözlü olarak vermişlerdir. Tüm süreç elektronik ortamda kayıt altına alınmıştır.

Jüri Üyeleri Adı – Soyadı

Jüri Başkanı: Prof. Dr. Oğuz OZAN
Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Danışman: Prof. Dr. Sevcan KURTULMUŞ YILMAZ
Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Jüri Üyesi: Prof. Dr. Hakan AKIN
Sakarya Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Jüri Üyesi: Prof. Dr. Sedanur TURĞUT
Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Jüri Üyesi: Doç. Dr. Salim ONGUN
Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

İmza

Anabilim Dalı Başkanı Onayı

29/06/2022

Prof. Dr. M. Mutahhar ULUSOY
Anabilim Dalı Başkanı

Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Onayı

Prof. Dr. Kemal Hüsnü Can BAŞER

Enstitü Müdürü

Etik İkelere Uygunluk Beyanı

Bu tezin içinde sunduğum verileri, bilgileri ve belgeleri akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi; tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu; çalışmada bana ait olmayan tüm veri, düşünce, sonuç ve bilgilere bilimsel etik kurallar gereği olarak eksiksiz şekilde uygun atıf yaptığımı ve kaynak göstererek belirttiğimi beyan ederim.

Cemil BİRAND

29/06/2022

Teşekkür

Her an yanımda olan, sevgi ve desteğini her zaman hissettiğim, öncelikle canım aileme, tez çalışmam boyunca yanımda olup bana yardımcı ve destek olan sevgili eşim Dr.Ceren Melahat DÖNMEZER BİRAND'a;

Bu tezin gerçekleşmesinde çok büyük katkıları olan, ne kadar sabrını zorlasam da her zaman bana karşı bir anne şefkati ile yaklaşan, engin bilgileri ile bu doktora sürecimde bana ışık olan, danışman hocam olmasından dolayı her zaman gurur duyduğum, Sayın Prof. Dr. Sevcan KURTULMUŞ YILMAZ'a;

Hem öğrencilik hem de doktora eğitimimde her zaman örnek aldığım, bu tezin şekillenmesinde büyük emekleri olan, Sayın Prof. Dr. Oğuz OZAN'a;

Bizi kırmayıp değerli vakitlerini ayırıp, tez savunma sınavımda juri olmayı kabul eden, Sayın Prof. Dr. Hakan AKIN'a ve Sayın Prof. Dr. Sedanur TURĞUT'a

Öğrencilik yıllarımda ve doktora eğitimim boyunca bana abilik yapan, ne zaman başım sıkışsa yardımına koşan, yeri geldiğinde bir hoca yeri geldiğinde bir arkadaş olan, Sayın Doç. Dr. Salim ONGUN'a

Belki de fakültemizde yardımına koşmadığı kişi kalmayan, bu tezin üstünde birçok emeği olan ve doktora eğitimim boyunca bana hem hocalık hem abilik yapan, Sayın Doç. Dr. Özay ÖNÖRAL'a

Öğrencilik yıllarımdan beri bana ablalık yapan, hiçbir zaman beni kırmayıp ne zaman ihtiyacım olsa yardımına koşan değerli ablam, Sayın Doç. Dr. Burcu GÜNAL'a, doktora sürecim boyunca yeri geldiğinde birlikte üzüldüğümüz sevgili arkadaşlarım Dr. Delal BOZYEL'e, Dt. Suzan UĞUR'a, Dt. Burak MERTSÖZ'e, Dt. Semih ARKOY'a ve tüm asistan arkadaşlarıma teşekkür ederim.

Dt. Cemil BİRAND

Özet

Lazer ile Debonding İşleminin Zirkonya Hibrit Abutment Kronların Titanyum Altyapıdan Ayrılma Süresi ve Kırılma Direncine Etkisi

Birand, Cemil

Prof. Dr. Sevcan Kurtulmuş Yılmaz

Doktora, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Haziran 2022, 146 Sayfa

Bu tez çalışmasında, Er,Cr:YSGG lazer irradiasyonunun zirkonya hibrit abutment kronların titanyum altyapılardan ayrılması (debonding) işlemindeki etkinliği ile lazer çıkış gücünün ve zirkonya materyali tipinin debonding süresine ve kırılma direncine etkisinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır. A2 renkte 4Y-TZP (CoproSupreme, Whitepeaks Dental Solutions GmbH & Company, Almanya) ve 5Y-TZP (CoproSmile, Whitepeaks Dental Solutions GmbH & Company, Almanya) seramik diskler kullanılarak, her materyalden 50'şer adet (toplam 100 adet) zirkonya kron üretilmiştir. Zirkonya kronlar, titanyum altyapılara rezin siman (Multilink Hybrid Abutment, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ile simante edilerek 100 adet hibrit abutment kron elde edilmiştir. Her zirkonya seramik grubu uygulanacak debonding prosedürüne göre 5 alt gruba ayrılmıştır: kontrol grubu (debonding işlemi uygulanmamıştır), 4.5 W-, 5 W- ve 6 W- lazer irradiasyonu grupları ve ısıl işlem grubu (n=10). Lazer irradiasyonu gruplarındaki örnekler Er,Cr:YSGG lazer (Waterlase MD; Biolase Technology Inc., Irvine, CA, Amerika), temassız, sert doku modunda, 20 Hz tekrarlama hızı, 140 µs atım hızı ve %50 su ile %50 hava ayarlarında kullanılmıştır. Debonding süreleri her örnek için kaydedilmiştir. Isıl işlem grubundaki örnekler porselen fırınında, 1200 sn boyunca 400°C'de ısıl işlem uygulanmıştır. Debonding işlemi sonrası örnekler başarısızlık analizi yağlı ve başarısızlık tipi belirlenmiştir. Test gruplarındaki örnekler, debonding işlemi sonrası tekrar titanyum altyapılara simante edilmiştir ve tüm hibrit abutment kron örnekler kırılma direnci testi uygulanmıştır. Kırılma direnci testi sonrası kırık zirkonya yüzeyleri fraktografik analiz amacıyla tarama elektron mikroskobu altında ile

incelenmiştir. Kırılma direnci değerleri ve debonding süreleri istatistiksel olarak analiz edilmiştir. Tüm lazer çıkış gücü gruplarında, 4Y-TZP kronlara kıyasla, 5Y-TZP kronlar titanyum altyapılardan istatistiksel olarak anlamlı derecede kısa sürede ayrılmışlardır [4.5 W ($P = 0.001$), 5 W ($P = 0.002$), and 6 W ($P = 0.0014$)]. Her iki zorkinya materyali için de lazerin çıkış gücü arttıkça, debonding süresi anlamlı derece azalmıştır ($P \leq 0.001$). Isıl işlem ve lazer irradiasyonu grupları 4Y-TZP materyali için karşılaştırıldığında, zirkonya kronların kırılma direnci açısından istatistiksel olarak bir fark saptanmamıştır ($P > 0.05$); ancak, ısıl işlem grubu kontrol grubuna göre önemli derecede daha düşük kırılma direnci verileri sergilemiştir ($P = 0.006$). 5Y-TZP materyalinde tüm debonding işlemleri, debonding yapılmamış kontrol grubu ile kıyaslandığında, kırılma direncinin azalmasına yol açmıştır ($P \leq 0.001$). Başarısızlık analizi bulgularına göre en yaygın olarak görülen başarısızlık tipi zirkonya kron ile rezin siman arasındaki adeziv başarısızlıktır. Tarama elektron mikroskobu ile incelenen titanyum ve zirkonya seramik yüzeylerinde, debonding işlemine bağlı bir hasar tespit edilmemiştir. Er,Cr:YSGG lazer kullanılarak uygulanan debonding işlemi, zirkonya kronların titanyum altyapılardan ayrılmasında etkin bir işlemdir. Lazerin çıkış gücü arttıkça debonding prosedürünün süresi kısalmaktadır. Zirkonya materyalinin tipi debonding süresini ve kırılma direncini etkilemektedir. 5Y-TZP zirkonya materyalinden üretilmiş hibrit abutment kronlara, 4.5 – 6 W çıkış gücünde Er,Cr:YSGG lazer ile debonding işlemi uygulanmış ise mekanik dirençlerinde oluşan anlamlı düşüşe bağlı olarak kronların tekrar kullanılması tavsiye edilmemektedir.

Anahtar kelimeler: kron sökümü, lazer ile debonding, monolitik zirkonya, translusent zirkonya, titanyum altyapı

Abstract**The Effect of Laser Irradiation on Debonding Duration of Zirconia Hybrid Abutment Crowns From Titanium Bases and Fracture Strength of Crowns****Birand, Cemil****Prof. Dr. Sevcan Kurtulmuş Yılmaz****PhD, Department of Prosthetic Dentistry****June 2022, 146 pages**

In this thesis-study, it was aimed to evaluate the effectiveness of Er,Cr:YSGG laser irradiation in the debonding procedure of zirconia hybrid abutment crowns from titanium bases and to investigate the influences of “laser output power” and “zirconia generation” parameters on the debonding time and fracture strength of the crowns. A total of 100 zirconia crowns were subtracted from 4Y-TZP (CupraSupreme, Whitepeaks Dental Solutions GmbH & Company, Germany) and 5Y-TZP (CupraSmile, Whitepeaks Dental Solutions GmbH & Company, Germany) prefabricated CAD-CAM blocks in A2 shade (n=50 per generation) and subsequently cemented onto the titanium bases with resin cement (Multilink Hybrid Abutment, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) to obtain 100 hybrid abutment crowns. The specimens in each zirconia generation were further divided into 5 subgroups in accordance with the debonding procedure: The control group (no debonding process), 4.5 W-, 5 W- and 6 W-laser irradiation groups, and heat-treatment group (n=10). For laser irradiation, Er,Cr:YSGG laser (Waterlase MD; Biolase Technology Inc., Irvine, CA) was used on a noncontact hard tissue mode at a 20-Hz repetition rate and 140- μ s pulse duration with 50% water and 50% air. For heat treatment, a porcelain furnace was employed at 400°C for 1200 seconds. Debonding times of all specimens were recorded. Failure analysis was also conducted and the failure types were determined. Subsequent to the debonding procedure, the specimens in the test groups were cemented back to the titanium bases and a fracture strength test was performed for all hybrid abutment crowns. The fractured zirconia surfaces were then scrutinized under a scanning electron

microscope for fractographic characterization. Fracture strength values and debonding times were analyzed statistically. In all laser output power groups, 5Y-TZP crowns separated from titanium bases in a statistically significantly shorter time compared to 4Y-TZP crowns [4.5 W ($P = 0.001$), 5 W ($P = 0.002$), and 6 W ($P = 0.0014$)]. Debonding time decreased significantly ($P \leq 0.001$) as the output power of the laser increased for both zirconia materials. When the heat-treated and laser-irradiated groups were compared for the 4Y-TZP material, there was no statistically significant difference in fracture strength of the zirconia crowns ($P > 0.05$); however, the heat-treated group exhibited significantly lower fracture strength data than those of the control group ($P = 0.006$). In the 5Y-TZP material, all debonding procedures led to a decrease in fracture strength compared to the control group ($P \leq 0.001$). According to the failure analysis findings, the most common type of failure was the adhesive failure between the zirconia crown and the resin cement. Scanning electron micrographs indicated that there was no damage on the titanium and zirconia ceramic surfaces attributable to the debonding process. The debonding process applied using the Er,Cr:YSGG laser can be considered as an effective process for separating zirconia crowns from titanium bases. As the output power of the laser increases, the duration of the debonding procedure becomes shorter. The type of zirconia material influences the debonding time and fracture strength. The re-utilization of 5Y-TZP zirconia crowns debonded by using an Er,Cr:YSGG laser with 4.5-6 W output powers is not recommended due to the considerable decrease in the mechanical strength values of the crowns.

Keywords: crown removal, laser debonding, monolithic zirconia, translucent zirconia, titanium bases

İçindekiler

Onay	I
Etik İlkelerine Uygunluk Beyanı	II
Teşekkür.....	III
Özet	IV
Abstract	VI
İçindekiler	VIII
Tablolar Listesi.....	XII
Şekiller Listesi.....	XIII
Kısaltmalar	XV

BÖLÜM I

Giriş.....	1
Problem Durumu.....	3
Araştırmanın Amacı	4
Hipotezler.....	4
Araştırmanın Önemi.....	5

BÖLÜM II

Kuramsal Çerçeve Ve İlgili Araştırmalar	6
İmplant Destekli Sabit Protetik Restorasyonlar.....	6
İmplant Destekli Sabit Protetik Restorasyonlarda Abutment Tipleri	7
Tutucu Tipine Göre Abutmentler.....	8
Üretim Tekniklerine Göre Abutmentler.....	10
Bireysel Abutmentler.	11
Materyal Seçimine Göre Abutmentler.	13
Titanyum Abutmentler.	13
Hibrit Abutment Sistemleri.....	16
Hibrit Abutment.	16

Hibrit Abutment Kron.....	17
Hibrit Abutment Kron Yapımında Tercih Edilen Materyaller.....	17
Lityum Disilikat ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler.....	18
Zirkonya Seramikler.....	19
Hibrit Abutment Kronların Simantasyonu.....	27
Rezin Simanlar.....	28
Polimerizasyonlarına Göre Rezin Simanların Sınıflandırılması.....	29
Titanyum Altyapı Yüzeyine Uygulanan İşlemler.....	31
Seramik Yüzeyine Uygulanan İşlemler.....	32
Lazerler.....	33
Lazer Fiziği.....	33
Lazer Sistemi İçerisindeki Bileşenler.....	34
Lazer Işığının Nitelikleri.....	35
Tek Renklilik (Monokromatisite).....	36
Eş Fazlı Hareket (Kohorentlik).....	36
Paralellik, Doğrusallık.....	36
Lazer Işığının Dokuya Aktarılması.....	36
Lazer Işığının Aktarılma Modelleri.....	37
Dokular Üzerinde Lazerlerin Etkisi.....	37
Fototermal Etki.....	39
Fotokimyasal Etki.....	40
Fotomekanik Etki.....	41
Lazer Sistemlerinin Sınıflandırılması.....	41
Diş Hekimliğinde Tercih Edilen Lazer Sistemleri.....	43
Argon Lazerler.....	44
CO ₂ Lazerler.....	45
Nd:YAG (Neodmiyum: İttriyum Alüminyum Garnet) Lazerler.....	45
Er:YAG (Erbiyum: İttriyum Alüminyum Garnet) Lazerler.....	46
Er,Cr:YSGG (Erbiyum, Krom: İttriyum Skandiyum Galyum Garnet) Lazerler.....	46
Diyot Lazerler.....	47
Lazerlerin Seramik Restorasyonlarda Kullanımı.....	48

Seramik Yüzeylerin Pürüzlendirilmesinde Kullanılması.....	48
Debonding Amacıyla Kullanımı.	50
Dental Seramiklerin Mekanik Direncinin Değerlendirilmesinde Kullanılan Test ve Analiz Yöntemleri.....	54
Bükülme Direnci Testleri.....	54
Kırılma Direnci Testi	55
Fraktografik Analiz	56
Taramalı Elektron Mikroskobu (TEM).....	56
Fraktografik Analizde Seramik Yüzeylerde Gözlemlenen Oluşumlar.	57

BÖLÜM III

Yöntem.....	60
Örnek Sayısının Belirlenmesi.....	60
Çalışma Modelinin Hazırlanması.....	63
Hibrit Abutment Kron Örneklerin Tasarımı ve Üretimi.....	65
Hibrit Abutment Kronların Simantasyonu.....	67
Debonding İşleminin Uygulanması.....	70
Debonding İşlemi Sonrasında Başarısızlık Tiplerinin Belirlenmesi.....	72
Hibrit Abutment Kronların Tekrar Simantasyonu.....	73
Kırılma Direnci Testi Uygulanması.....	73
Yüzey Analizi ve Fraktografik Analiz.....	74
İstatistiksel Analizler.....	75

BÖLÜM IV

Bulgular.....	76
İstatistiksel Analiz Bulguları.....	76
Debonding Sürelerinin Analizi	76
Kırılma Direnci Değerlerinin Analizi	79
Başarısızlık Tipi Analizi Bulguları	81
Taramalı Elektron Mikroskobunda Yüzey Analizi Bulguları.....	81

BÖLÜM V

Tartışma.....	84
---------------	----

BÖLÜM VI

Sonuç Ve Öneriler.....	95
Sonuç.....	95
Öneriler.....	95
Araştırma Sonuçlarına Yönelik Öneriler	95
İleride Yapılacak Araştırmalara Yönelik Öneriler	96
Kaynakça.....	97
Ekler.....	129
Ek 1. Yayın.....	129
Ek 2. İntihal Raporu.....	141
Özgeçmiş.....	145

Tablolar Listesi

	Sayfa
Tablo 1 Diş Hekimliğinde Kullanılan Lazer Sistemleri	44
Tablo 2 Çalışma Planının Şematik Gösterimi	62
Tablo 3 Hibrit Abutment Kronların, Titanyum Dayanaktan Ayrılması İçin Gereken Debonding Süreleri	78
Tablo 4 Hibrit Abutment Kronların Kırılma Direnci Değerleri	80

Şekiller Listesi

	Sayfa
Şekil 1 İmplant Destekli Sabit Restorasyonlarda Kullanılan Abutmentlerin Sınıflandırılması	7
Şekil 2 Y-TZP'nin Kristalin Formları	21
Şekil 3 Dönüşüm Sertleşmesi	22
Şekil 4 Lazer sistemi içerisindeki bileşenler	35
Şekil 5 Lazerin Doku Üzerindeki Etkisi	38
Şekil 6 Lazer Sistemlerinin Sınıflandırılması	42
Şekil 7 Çalışma Planının Şematik Gösterimi	61
Şekil 8 İmplant Üzerine Vidalanan Titanyum Altyapının Görüntüsü	63
Şekil 9 Titanyum Altyapı Üzerine Yerleştirilen Tarama Parçasının Oklüzal ve Bukkal Yüzden Görüntüleri	64
Şekil 10 Titanyum Altyapı Üzerine Yerleştirilen Tarama Parçasının Ağız içi Tarayıcı ile Taranması ve Dijital Ölçünün Elde Edilmesi	64
Şekil 11 İmplant Çevresindeki Yumuşak Dokunun ve Komşu Dişlerin Ağız içi Tarayıcı ile Taranması	64
Şekil 12 Oklüzal İlişkini Ağız içi Tarayıcı ile Kaydedilmesi	65
Şekil 13 Restorasyonun CAD Ünitesinde Komşu ve Karşıt Arktaki Dişlere Göre Tasarımı	65
Şekil 14 Tasarlanan Hibrit Abutment Kronun Bukkal ve Aproksimal Yüzlerden Kesitlerde Seramik Kalınlıkları	66
Şekil 15 Tasarlanan Kronun CAM Ünitesine Aktarılması ve Üretim Detay Ayarlarının Yapılması	67
Şekil 16 Sinterleme İşleminin Yapıldığı Sinterleme Fırını	67
Şekil 17 Titanyum Altyapı Yüzeylerine Uygulanan Kumlama İşlemi	69

Şekil 18 Titanyum Altyapı Yüzeylerine Mikrofirça Yardımı ile Primer Uygulanması	69
Şekil 19 Seramik Kron İçerisine Adeziv Rezin Siman Uygulanması	70
Şekil 20 Simantasyon İşlemi Tamamlanmış Hibrit Abutment Kronun Görüntüsü	70
Şekil 21 Isıl İşlem ile Debonding Prosedürü için Kullanılan Fırın	72
Şekil 22 Taramalı Elektron Mikroskopunda İncelenmek Üzere Aparat Üzerine Yerleştirilen Titanyum Altyapılar ve Zirkonya Kronlar	74
Şekil 23 Zirkonya Kronların ve Titanyum Altyapılarının İncelendiği Taramalı Elektron Mikroskobu	74
Şekil 24 Farklı Debonding İşlemleri Sonucu Hibrit Abutment Kronlarda Tespit Edilen Debonding Süreleri	77
Şekil 25 Farklı Debonding İşlemine Tabi Tutulan Hibrit Abutment Kronların Kırılma Direnci Değerleri	79
Şekil 26 Başarısızlık Tipi Analizi	81
Şekil 27 Farklı Debonding Prosedürlerine Tabi Tutulan ve Kontrol Grubundaki Titanyum Altyapılarının Yüzeyini Gösteren Mikrograf Görüntüleri	82
Şekil 28 Farklı Debonding Prosedürlerine Tabi Tutulan ve Kontrol Grubundaki Titanyum Altyapılarının Yüzeyini Gösteren Taramalı Elektron Mikroskobu Mikrograf Görüntüleri	82
Şekil 29 Farklı Test Gruplarında Tespit Edilen Kırık Yüzeylerinin Mikrograf Görüntüleri.	83

Kısaltmalar

%:	Yüzde
°:	Derece
°C:	Derece Santigrat
10-MDP:	10-Metakriloiloksidetil Dihidrojen Fosfat
4-META:	4-Metakriloksietil Trimetil Anhidrit
Al ₂ O ₃ :	Alüminyum Oksit
atm:	Atmosfer Basıncı birimi
Bis-GMA:	Bisfeno-A-Glisidil Metakrilat
CAD-CAM:	Computer-Aided Design- Computer-Aided Manufacturing
cm:	Santimetre
CO ₂ :	Karbondioksit
CSZ:	Kübik Stabilize Zirkonya
dk:	Dakika
Er,Cr:YSGG:	Erbiyum, Krom: İtriyum, Skandiyum, Galyum, Garnet
Er:YAG:	Erbiyum: İtriyum, Alüminyum, Garnet
f:	Frekans
Ga-Al-As:	Galyum-Alüminyum-Arsenit
Ga-As:	Galyum-Arsenit
He-Ne:	Helyum-Neon
Hz:	Hertz
J:	Joule
km:	Kilometre
LLLT:	Low Level Laser Therapy
m:	Metre
MEPS:	Thiofosforik Asit Metakrilat
mJ:	Millijoule
mm:	Mikrometre
mm:	Milimetre
MPa:	Mega Pascal
N:	Newton
Nd:YAG:	Neodmiyum İtriyum Alüminyum Garnet

nm:	Nanometre
PPS:	Pulse Per Second
PSZ:	Parsiyel Stabilize Zirkonya
RBM:	Resorbable Blast Media
sn:	Saniye
TEG-DMA:	Trietilenglikol Dimetakrilat
UDMA:	Üretan Dimetakrilat
W:	Watt
Y-TZP:	İtريا Ile Stabilize Edilmiş Tetragonal Zirkonya Polikristal
Zr:	Zirkonyum
ZrO ₂ :	Zirkonyum Oksit
ZrSiO ₄ :	Zirkonyum Silikat
λ :	Lambda
μ s:	Mikrosaniye

BÖLÜM I

Giriş

İmplant diş hekimliğinde tedavinin başarılı olması için implantın sağlıklı bir şekilde ağızda kalması, restorasyonun fonksiyonel olarak başarılı olması, hasta memnuniyeti gibi klinik sonuçların yanında; dentogingival estetiğin sağlanması, kemik seviyesinin korunması, yumuşak dokuların sağlığının devamı gibi kriterleri de yerine getirmesi gerekmektedir. Özellikle estetik beklentinin en üst düzeyde olduğu anterior bölgelerdeki restorasyonlarda optimum mekanik, biyolojik ve estetik sonuçları elde etmek amacıyla birçok farklı biyomateryal ve tasarım tanıtılmıştır (Bidra & Rungruanunt, 2013).

Titanyum implant abutmentleri, yüksek direnç ve biyouyumluluk dahil olmak üzere, optimal fiziksel ve mekanik özelliklerinden dolayı yaygın olarak kullanılmaktadır. Ancak bu abutmentler, özellikle ince gingival mukozaya sahip hastalarda gri renklerinden dolayı restorasyonun estetik görünümünü olumsuz etkilemektedirler (Sailer vd., 2007). Günümüze kadar, seramik ve bilgisayar destekli tasarım - bilgisayar destekli üretim (CAD-CAM) sistemlerindeki gelişmelerin yanında hastaların artan estetik talebi, tam seramik abutmentlerin üretilmesini sağlamıştır (Guilherme vd., 2016). Zirkonya seramikler de dahil olmak üzere yüksek dirençli seramikler, estetik bölgede implant abutmentlerinin üretimi için en uygun seçenek haline gelmiştir. Şahsi zirkonya abutmentler, tek parça ve iki parça abutment olmak üzere iki şekilde üretilebilmektedir. Tek parça zirkonya abutmentlerin çeşitli dezavantajları bulunmaktadır. Kanıtlar, seramiklerin metaller kadar hassas bir şekilde işlenememesi nedeniyle titanyum abutmentlerin zirkonya abutmentlerden önemli ölçüde daha uyumlu bir şekilde implanta yerleştiğini göstermektedir (Elsayed vd., 2018).

Son yıllarda dijital diş hekimliği ve materyal teknolojisindeki gelişmeler ile titanyum altyapılar (*ti-base*) kullanılarak üretilen implant destekli restorasyonların popülaritesi artmış ve hibrit abutment veya hibrit abutment kron adı verilen kavram dijital iş akışının bir parçası haline gelmiştir (Elshiyab vd., 2018; Kelly & Rungruanunt, 2016; Pitta vd., 2018). Prefabrik titanyum altyapı ve implant arasındaki metal-metal bağlantısı ile geleneksel titanyum abutmentlere benzer şekilde, tam uyum ve mekanik olarak stabil bir implant-abutment bağlantısı elde

edilebilmektedir. Titanyum altyapı üzerine tasarlanan seramik üstyapı veya tam konturlu seramik kron ile kişiye özel bir çözüm ve daha estetik restorasyonlar sağlanabilmekte (Nouh vd., 2019; Sailer vd., 2018); ayrıca siman artığı olasılığı ortadan kaldırılarak biyolojik komplikasyon riski azaltılmaktadır (Pitta vd., 2021).

Hibrit abutment kronlar tek parça olarak üretilmekte ve rezin siman ile titanyum dayanağa simante edilmektedir (Nouh vd., 2019). Simantasyon işlemi ağız dışında yapılmaktadır ve implant üzerine tek parça vidalı bir kron şeklinde vidalanmaktadır. Hibrit abutmentlerin aksine, hibrit abutment kronların tek bir bağlanma arayüzü bulunmaktadır (Elsayed vd., 2018; Nouh vd., 2019; Pitta vd., 2021). Bu durum, bağlanma hatalarını en aza indirmekte ve tek parça seramik materyali üretilmesi ile daha hızlı ve uygun maliyetli laboratuvar prosedürler gerçekleştirilebilmektedir (Pitta vd., 2021).

Hibrit abutment kronlarda materyal olarak hem lityum disilikat hem de zirkonya seramikler tercih edilmektedir (Pitta vd., 2021). Birinci ve ikinci nesil 3Y-TZP (Y-TZP: itriya ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristal) materyali benzersiz bükülme ve kırılma direnci göstermektedir. Ancak düşük yarı translusensi özelliğine sahip olduğu için camsı seramikler ile veneerlenmesi gerekmektedir (Stawarczyk vd., 2017). Daha yüksek itriya oranına sahip olan üçüncü (5Y-TZP) ve dördüncü (4Y-TZP) nesil zirkonya seramikler, sırasıyla %50 ve %30 kübik faz içermekte olup; daha yüksek translusensi özelliği göstermekte ve estetik monolitik restorasyonların üretilmesine izin vermektedirler (Jansen vd., 2019). Monolitik restorasyon tasarımı, zirkonya restorasyonlarda genel dayanıklılığı arttırabilmekte ve seramik altyapı ile veneer seramik arasındaki bağlanma problemlerine bağlı olarak ortaya çıkan başarısızlık riskini ortadan kaldırabilmektedir (Johansson vd., 2014). Ayrıca, yetersiz interoklüzal boşluk mevcudiyetinde monolitik bir tasarım yeterli yer sağlaması açısından avantajlıdır (Marchack vd., 2011). Bununla birlikte, artan itriya içeriğine sahip translusent zirkonya seramiklerinin bükülme ve kırılma direnci, itriya ile stabilize edilmiş %3 mol zirkonyadan önemli ölçüde düşüktür (Jansen vd., 2019; Kwon vd., 2018; Yan vd., 2018).

Problem Durumu

Restorasyonun simantasyon sırasında doğru konumlandırılmaması, estetik memnuniyetsizlik, kırılma, renk değişikliği ve oklüzal uyumsuzluklar gibi erken veya uzun vadeli başarısızlıklar oluşması durumunda, titanyum altyapı ve seramik restorasyonun birbirinden ayrılması (debonding) gerekebilir. Seramik üst yapının döner aletlerle kesilerek veya aşındırılarak titanyum altyapıdan çıkarılması restorasyona veya titanyum altyapıya zarar verebilmekte, yeniden kullanılmasını engellemektedir. Bu işlem, hem hasta hem de hekim için zaman kaybına neden olabilmektedir (Gurney vd., 2016; Morford vd., 2011; Rechmann vd., 2015). Son yıllarda, geleneksel döner aletlere alternatif yöntem olarak, lityum disilikat ve zirkonya seramik restorasyonların diş dokularına ve implant abutmentlerine zarar vermeden başarılı bir şekilde ayrılabilmesi için erbiyum lazerlerin kullanılması gündeme gelmiştir (Alikhasi vd., 2019; Deeb vd., 2019; Elkharashi vd., 2020; Deeb vd., 2021; Grzech-Leśniak vd., 2019; Grzech-Leśniak vd., 2020; Gurney vd., 2016; Shah vd., 2021; Zhang vd., 2018).

Erbiyum, krom: itriyum, skandiyum, galyum, garnet (Er,Cr:YSGG) ve erbiyum: itriyum, alüminyum, garnet (Er:YAG) lazerler erbiyum grubu lazerler olup, benzer dalgaboylarına sahiptirler. Bu lazerlerin su, hidrate dokular ve yapıştırma simanları tarafından absorbe edilme aralıkları yakındır (Ghazanfari vd., 2019).

Lazer ile debonding prosedüründe, lazer enerjisi seramik içerisinden geçer ve seramik-siman birleşimine ulaştığında, yapıştırıcı siman tarafından absorbe edilir (Ghazanfari vd., 2019; Rechmann vd., 2014). Lazer enerjisi ile yapıştırma simanının bozunması üç farklı mekanizma ile açıklanmıştır. Bunlar: termal yumuşama, termal ablasyon veya fotoablasyondur (Tocchio vd., 1993). Yeterli miktarda rezin siman bozunduğunda, seramiğin diş veya abutment yüzeyine bağlanma gücü azalır ve restorasyon kolayca çıkarılır (Deeb vd., 2019; Pich vd., 2015). Lazer ile debonding prosedürünün başarısı, seramik materyalinden geçen lazer enerjisinin miktarına bağlıdır (Morford vd., 2011). Lazer enerji geçişini etkileyen faktörler; seramik tipi (Elkharashi vd., 2020; Morford vd., 2011; Sari vd., 2014), kalınlığı (Giraldo Cifuentes vd., 2020; Gurney vd., 2016; Pich vd., 2015; Sari vd., 2014), seramiğin pigmentasyonu (Pich vd., 2015) ve lazerin çıkış gücü (Morford vd., 2011; Sayed-Sohail vd., 2021) olarak bildirilmiştir. Lazer ile debonding işlemi sırasındaki asıl

sorun, lazer enerjisine bağlı olarak artan sıcaklığın biyolojik komplikasyonlara yol açabilme ihtimalidir. Lazerin ıkış gücünün ve buna bağlı olarak debonding süresinin sıcaklık artışını etkilediği ne sürülmüştür (Pich vd., 2015; Rechmann vd., 2015). Hibrit abutment kronlara uygulanan debonding işlemi laboratubarda gerçekleştiği için, ısı artışının diş ve evre dokulara zarar verme ihtimali bulunmamaktadır. Bununla birlikte, mekanik yüzey işlemlerinin tamamen sinterlenmiş zirkonyada faz dönüşümüne neden olabileceği (Monaco vd., 2013; Moon vd., 2011) ve zirkonya yüzeyine yüksek çıkış gücünde Er,Cr:YSGG lazer uygulanması durumunda zirkonya seramiklerin bükülme direncinin azaldığı bildirilmiştir (Kurtulmus-Yılmaz & Aktore, 2018).

Araştırmanın Amacı

Literatürde, hibrit abutment kronlarda, titanyum altyapı ve zirkonya seramik materyalinin debonding prosedürü hakkında veri bulunmamaktadır. Ayrıca, farklı çıkış gücüne sahip lazer irradiasyonunun kronun mekanik direnci üzerindeki etkisi ve zirkonya seramiğin translusensi özelliğinin debonding süresi üzerindeki etkisi değerlendirilmemiştir. Bu nedenle bu çalışmanın amacı, hibrit abutment kronlarda monolitik zirkonya seramiğin titanyum altyapıdan ayrılmasında lazer uygulamasının etkinliğini değerlendirmek, zirkonya seramiğinin translusensi seviyesi ve lazer çıkış gücünün debonding süresi üzerindeki etkisini incelemek ve debonding işlemine tabi tutulan monolitik hibrit abutment kronların kırılma direnci değerleri üzerindeki etkiyi araştırmaktır.

Hipotezler

Bu tez çalışmasının hipotezleri řu şekildedir:

1. Zirkonya seramiğin tipi, titanyum dayanak üzerinden ayrılma süresini etkilemeyecektir.
2. Er, Cr: YSGG lazer irradiasyonunun çıkış gücü debonding işleminin süresini etkilemeyecektir.
3. Er, Cr: YSGG lazer irradiasyonunun çıkış gücü zirkonya hibrit abutment kronların kırılma direncini etkilemeyecektir.

4. Lazer irradiasyonu ve ısıl işlem zirkonya hibrit abutment kronların kırılma direncini etkilemeyecektir.

Araştırmanın Önemi

Bu çalışmanın bulguları, yaygın olarak kullanılan hibrit abutment kronlarda karşılaşılabilecek bir durum olan titanyum altyapı ve zirkonya kronun debonding işlemi için uygun yöntemin belirlenmesini sağlayacaktır. Ayrıca debonding işleminin zirkonya kronun mekanik direncini üzerindeki etkisini değerlendirilerek, işlem sonrası zirkonya kronun tekrar kullanılabilmesi konusunda klinisyenlere ve laboratuvar teknisyenlerine yol gösterecektir.

BÖLÜM II

Kuramsal Çerçeve ve İlgili Araştırmalar

Bu bölümde tez araştırmasının kuramsal temelini oluşturan genel bilgilere ve ilgili araştırmalara yer verilmekte; kuramsal çerçeve bağlamında kullanılan test ve analiz yöntemleri anlatılmaktadır.

İmplant Destekli Sabit Protetik Restorasyonlar

Diş eksikliğinde fonksiyon ve estetiğin restore edilmesi için implant destekli sabit restorasyonlar ideal tedavi yöntemi haline gelmiştir. İmplantların yüksek klinik sağkalım oranları osseointegrasyon fenomenine dayanmaktadır. İmplantların yüzey teknolojilerindeki ve cerrahi tekniklerdeki gelişmeler, implant komponentlerinin arayüzlerindeki stabilitenin artırılması, biyolojik komplikasyonları engellemek için alınan profilaktik önlemler gibi faktörler, implant tedavisinin başarısının artmasını sağlamıştır (Jung vd., 2012; Wittneben vd., 2017).

İmplant destekli tedavilerin başarısı osseointegrasyon ve yüksek sağkalım oranları ile sınırlandırılmamalıdır. Dentogingival estetiğin sağlanması, özellikle maksiller ve mandibular anterior bölge restorasyonlarının başarısında rol oynayan en önemli faktördür. Optimum mekanik, biyolojik ve estetik tedavi sonuçlarını elde etmek amacıyla, birçok farklı implant, abutment ve restoratif materyal geliştirilmiştir (Bidra & Rungruanunt, 2013). Günümüzde protetik diş hekimliği alanındaki araştırmalar, daha iyi biyomekanik özelliklere sahip, estetik, dijital iş akışına uygun materyallerin geliştirilmesine odaklanmaktadır (Wittneben vd., 2017).

İmplant destekli sabit protetik restorasyonların estetik açıdan değerlendirilmesinde restorasyonun rengi, şekli, yüzey dokusu ve implant çevresindeki dokular ile uyumu göz önünde bulundurulmaktadır (Naveau vd.,2019). Dental implantların protetik komponentleri, biyoyumluluğu sağlamak, çevre yumuşak ve sert dokuları uyumu sağlamak, estetik ve biyomekanik beklentileri karşılamak için geliştirilmektedir (Sailer vd., 2009). İmplant ile protetik restorasyon arasında bağlantıyı sağlayan abutmentların üretimi için birçok farklı materyal ve teknik tanıtılmıştır (Pereira vd., 2022).

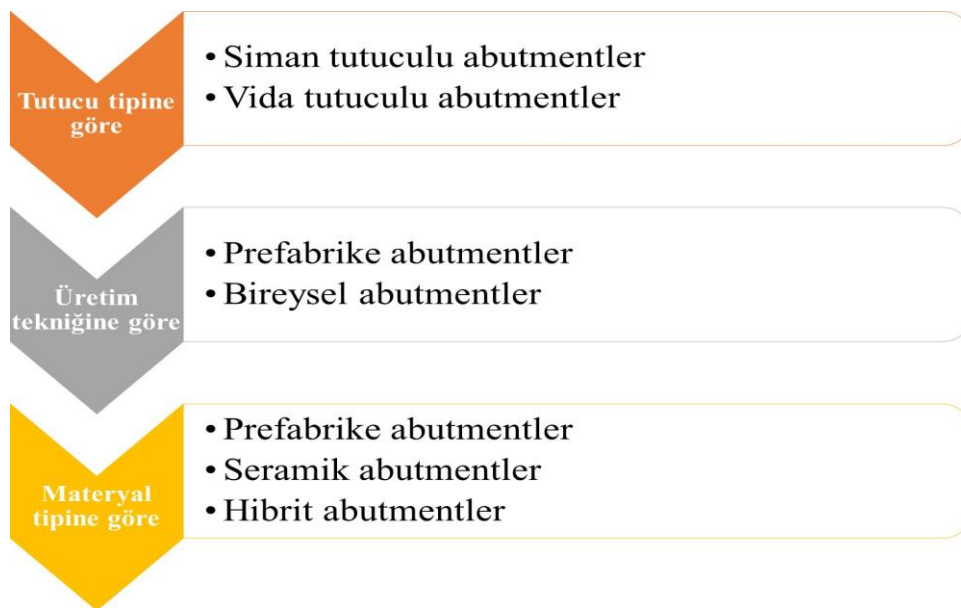
İmplant Destekli Sabit Protetik Restorasyonlarda Abutment Tipleri

Abutment, implant ile restorasyonun arasındaki bağlantıyı destekleyen ve restorasyonun tutuculuğunu sağlayan parçadır (Nakamura vd., 2010). En iyi yumuşak doku konturunun elde edilmesi abutmentin uygun çıkış profiline ve prepare edilmiş diş şekline sahip olmasına bağlıdır (Blatz vd., 2009). Kullanılan abutment çeşitleri, yapılacak protezin tipine ve tedavi planlamasına göre değişiklik gösterebilmektedir. Bu nedenle klinisyen, implant cerrahisi öncesinde, planlama aşamasında, kullanacağı abutment tipini belirlemeli ve gerekirse cerrahi prosedürü yönlendirmelidir. Abutment seçiminde, abutmentin üretim şeklinin, materyalinin ve buna bağlı olarak maliyetin de göz önünde bulundurulması gereklidir (Rathee vd., 2014).

Abutmentler tutucu tipine, materyal tipine ve üretim tekniğine göre sınıflandırılabilirler (Bidra & Rungruanganunt, 2013) (Şekil 1). Abutment seçimini; implantların konumu ve açısı, peri-implant mukozanın kalınlığı, hastanın gülme hattı ve gülme genişliği, kron materyali, restoratif alanın vertikal mesafesi, mukogingival estetik, klinisyenin tercihi ve tedavinin maliyeti etkilemektedir (Bidra & Rungruanganunt, 2013; Christensen, 2008).

Şekil 1.

İmplant Destekli Sabit Restorasyonlarda Kullanılan Abutmentlerin Sınıflandırılması (Bidra & Rungruanganunt, 2013)



Tutucu Tipine Göre Abutmentler. Tutucu tipine göre abutmentlar vida tutuculu ve siman tutuculu olmak üzere ikiye ayrılmaktadır. Tutucu tipinin belirlenmesinde; estetik, retansiyon, endikasyon, çıkarılabilirlik, tutucu tipinin avantaj ve dezavantajlarını dikkate alınmaktadır (Wittneben vd., 2017).

Dental implantların kullanılmaya başlandığı ilk yıllarda vida tutuculu restorasyonlar üretilmiştir. Özellikle tam dişsiz hastalara uygulanan Branemark protokolünde, vida tutuculu tam ark sabit restorasyonlar fabrike edilmiştir (Adel vd., 1981). İlk kez 1988 yılında altından üretilen kişisel abutmentin (UCLA abutment) kullanılmaya başlanması ve restorasyonun implant üzerine vidalanması ile kolay bir iş akışı sağlanmıştır (Lewis vd., 1988). Ancak o yıllarda, vida tutuculu restorasyonların üretim maliyetinin, siman tutuculu restorasyonlara göre yaklaşık olarak 4 kat daha fazla olduğu rapor edilmiştir (Taylor & Agar, 2002). Günümüzde protetik bileşenlerinin tasarımlarının ve dijital iş akışının gelişmesiyle birlikte vida tutuculu restorasyonların üretim maliyetleri düşmüştür (Wittneben vd., 2017) ancak hala siman tutuculu restorasyonlara göre yüksektir (Hamed vd., 2020).

Her iki tutucu tipi de tek veya çok üyeli restorasyonlarda kullanılmaktadır. Uzun restorasyonlarda komplikasyon riski daha fazla olduğundan, vida tutuculu abutmentların kullanımı önerilmektedir (Salvi & Bragger, 2009; Shadid & Sadaqa, 2012). Bu şekilde uzun restorasyonların üzerine gelebilecek kaldırma kuvvetlerinin önüne geçilmektedir (Shadid & Sadaqa, 2012). Fakat anatomik oluşumların sınırlamaları sebebiyle implant istenilen konumda yerleştirilmemişse, vida tutuculu restorasyonlarının sahip olduğu vida deliğinin restorasyonun labial veya bukkal yüzeyinde yer alması nedeniyle estetik problemler oluşturabilmektedir (Chee & Jivraj, 2006; Wittneben & Weber, 2012). İmplant cerrahisi öncesinde planlama yapılırken, tutucu tipi belirlenmeli ve implantın konumu ona göre planlanmalıdır. Eğer vida tutuculu restorasyonların yapılması planlanıyorsa, vida deliği restorasyonun singulum bölgesinde bulunacağından, anterior bölgeye yerleştirilecek olan implantlar normalden daha linguale yerleştirilmelidirler (Misch, 2015; Modi vd., 2014).

Vida tutuculu restorasyonlar minimum miktarda interoklüzal boşluk (4 mm) durumunda kullanılabilen ve hijyen kontrolü, tamir veya cerrahi müdahale gerektiren bir komplikasyon varlığında rahatça yerinden çıkarılabilmektedirler. Dezavantajları ise uyumlu bir restorasyon oluşturabilmek için hem hekim hem de

laboratuvarın daha hassas çalışmasının gerekmesi, özellikle çok üyeli restorasyonlarda gereken üretim süresinin ve maliyetinin fazla olması, okluzal bölgede bulunan ve posterior bölgelerde oklüzyonu engelleyebilecek vida deliğinin olmasıdır. Bununla birlikte anterior bölgede oklüzyonda aktif bir rol oynamadığından, palatinal yüzeydeki vida deliği sorun oluşturmamaktadır (Chee & Jivraj, 2006).

Siman tutuculu abutmentler, implant üstü restorasyonlarda en sık tercih edilen tutucu tipidir (Vindasiute vd., 2015). Açılı yerleştirilmiş implant varlığında kullanılabilirliği, abutment ile restorasyon arasındaki pasif uyumun sağlanmasının daha kolay olması, vida deliğine bağlı oklüzyon ve estetik problemlerinin bulunmaması ve ağız açıklığının sınırlı olduğu vakalarda uygulamanın mümkün olması gibi avantajları bulunmaktadır. Aynı zamanda üretimleri daha az teknik hassasiyet gerektirmektedir ve düşük maliyetlidir (Hebel & Gajjar, 1997; Michalakis vd., 2003; Misch, 2015). Siman tutuculu abutmentlerin en büyük dezavantajı, artık simanın temizlenemediği durumlarda periimplantitis görülmesidir (Linkevicius vd., 2013a; Linkevicius vd., 2013b; Ramer vd., 2014). Wittneben vd. (2014) siman tutuculu restorasyonlarda periimplantitis, fistül oluşumu ve dişeti çekilmesi gibi komplikasyonların görülme ihtimalinin, vida tutuculu restorasyonlara oranla daha fazla olduğunu bildirmişlerdir. Vida tutuculu restorasyonlarda siman artığı riski bulunmadığından, implant çevresindeki doku sağlığının korunması bakımından daha güvenlidir (Penarrocha-Oltra vd., 2016).

Siman tutuculu abutmentler için restorasyonda siman aralığı bulunmalıdır. Bu aralık laboratuvar aşamasında veya CAD-CAM cihazı ile restorasyon tasarlanırken mutlaka oluşturulmalıdır. Eğer yerleştirilen restorasyon yanlış konumlandırılır veya kısa / uzun dönemde bir komplikasyon ortaya çıkar ise restorasyonun çıkarılması esnasında implanta veya restorasyona zarar verilebilir. Özellikle birden fazla üyeli restorasyonlarda komplikasyon görülme ihtimali daha fazladır. Bu anlamda vida tutuculu restorasyonların en belirgin avantajı, kron veya köprünün abutment üzerinden ayrılma işleminin daha kolay olmasıdır. Vida tutuculu restorasyonların, abutmente veya restorasyona herhangi bir zarar verilmeden yerinden çıkarılması mümkündür (Ma & Fenton 2015; Misch, 2015).

Eğer sabit protetik restorasyonun immediyat yüklenmesi planlanıyorsa vida tutuculu restorasyonların kullanılması önerilmektedir (Shadid & Sadaqa, 2012).

Vida ve siman tutuculu restorasyonlarda görülen vida gevşemesi veya desimantasyon, seramik kırığı gibi komplikasyon oranlarının değerlendirildiği bir sistematik derlemede, her iki tutucu tipi arasında bir fark bulunamamıştır (Sherif vd., 2014). Crespi vd. (2014) vida tutuculu restorasyonlarda 1 yıl içerisinde siman-tutuculu restorasyonlara oranla daha düşük kemik kaybına rastlamışlardır. Fakat aynı çalışmada, 3 senenin sonunda kortikal kemik ölçümleri kontrol edildiğinde, 2 grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemiş olduğunu bildirmişlerdir (Crespi vd., 2014). Tutucu tipinin seçimi noktasında, implant sayısı fazla ise ve interark mesafe yetersiz ise vida tutuculu restorasyonların; açılı yerleştirilmiş implantlar ve estetik kaygılar mevcutsa, pasif uyumun elde edilmesi konusunda kaygılar varsa siman tutuculu restorasyonların tercih edilmesi önerilmektedir (Hamed vd., 2020).

Üretim Tekniklerine Göre Abutmentler. Üretim tekniklerine göre abutmentler prefabrike ve bireysel olmak üzere ikiye ayrılmaktadır.

Prefabrike Abutmentler. Prefabrike abutmentler uzun yıllardır implant destekli restorasyonların yapımında kullanılmaktadır. Prefabrike abutmentler hem titanyumdan, hem de estetiğin önemli olduğu anterior bölgede kullanılmak üzere seramik materyalinden üretilebilmektedir. Prefabrike abutmentler arkın farklı bölgelerinde kullanılmak üzere farklı şekilde, açıda ve büyüklükte bulunabilmektedir (Von Maltzahn vd., 2016). Prefabrike abutmentler, dişeti seviyesine uygun bir basamak ve marjinal uyum oluşturulması, dişetinden daha iyi çıkış profili yaratmak, gelen yüklerin ve streslerin daha homojen dağıtılması amacıyla prepare edilebilmektedir (Kourtis, 2002; Yüzügüllü & Avcı, 2008). Bu işlem klinikte, laboratuvar ortamında veya ağız içerisinde gerçekleştirilebilmektedir (Priest, 2005).

Seramik prefabrike abutmentler uniform yapıda, biyouyumlu ve kullanımları kolaydır (Bressan vd., 2011). Bireysel abutmentlere göre maliyetlerinin düşük olması en önemli avantajlarından. Silindirik tarzda üretilmeleri ve antirotasyonel özelliklerinin çok fazla bulunmaması prefabrike abutmentlerin en büyük

dezavantajlarındandır. Bu rotasyonun engellenebilmesi amacıyla, prefabrike abutment üzerine teknisyen veya hekim tarafından dik oluklar açılabilir. Ancak açılacak bu dik oluklar, seramiğin titanyuma göre daha kırılabilir yapıda ve ince olmasından dolayı kırıklara neden olabilmektedir (Priest, 2005).

Prefabrike abutmentlerin bir başka dezavantajı ise abutmentin marjinal uyumuyla alakalıdır. Dikey düzlemde abutmentin sahip olduğu çıkış profili, implant platformu nedeniyle prefabrike abutment üzerinde yapılan bitiş çizgisinden başlamaktadır (Priest, 2005). Ayrıca prefabrike abutmentler yalnızca siman tutuculu restorasyonlarda kullanılabilir (Al-Thiobity, 2022). Prefabrike abutmentlerin farklı dişeti yüksekliğine ve açılı implantlar için 15-35° açı seçeneklerine sahip çeşitleri bulunmaktadır (Cavallaro & Greenstein, 2011). Ancak implantın pozisyonu ve açısı, yumuşak doku yüksekliği eğer prefabrike abutmentlerin kullanımına uygun değilse biyomekanik ve estetik açıdan istenilen başarı sağlanamamaktadır (Bressan vd., 2011). Bu durumlarda, vakaya özel tasarlanan ve üretilen bireysel abutmentlerin kullanması önerilmektedir (Bertolini vd., 2014).

Bireysel Abutmentler. Kişiyeye özel olarak, implant çevresi dokulara göre tasarlanan ve üretilen abutmentlere bireysel abutment adı verilmektedir. Bireysel abutmentler farklı yöntemlerle, seramik veya titanyum materyallerinden üretilebilir (Heydecke vd., 2002). Bireysel abutmentler hastanın oklüzyonuna, implantın arktaki pozisyonuna ve hastanın dişeti konturuna göre hazırlanabilir; özellikle estetik bölgelerde başarılı sonuçlar elde edilmesi sağlanmaktadır. Bireysel abutmentler, prefabrike abutmentler ile karşılaştırıldıklarında, arkın herhangi bir bölgesinde tercih edilen kalınlıkta üretilebilir ve özellikle posterior bölgelerde daha hacimli abutmentler üretilerek dirençleri artırılabilir. Abutmentin uyumlama sorunu, yapılan uygulama sonrasında yok denilecek kadar azdır. Bireysel abutmentlerin kullanımı, uyumlama sırasında seramiklerin yapısında oluşabilecek mikro çatlakları en aza indirmektedir (Vanlıoğlu vd., 2012; Yüzüğüllü & Avcı, 2008).

Estetik nedenlerden dolayı, implant destekli kronun marjini subgingival bölgede konumlanmaktadır. Siman tutuculu restorasyonlarda, fazla siman dikkatli bir şekilde temizlense bile bir miktar simanın peri-implant sulkusta kalabildiği ve implantın subgingival derinliği arttıkça artık siman miktarının da arttığı bildirilmiştir

(Linkevicius vd., 2013b). Subgingival olarak derin yerleştirilmiş implantların varlığında bireysel abutment kullanımı önerilmektedir. Bireysel abutmentta kron marjini her yüzeyde eşit bir şekilde ve doğru seviyede şekillendirilmekte ve artık simanların temizlenmesini kolaylaştırmaktadır (Raee vd., 2021). Ayrıca, özellikle açılı yerleştirilmiş implantlar olduğunda, bireysel abutmentlarla restorasyonun çıkış profilinin dişeti ile daha uyumlu olması, peri-implant kemik kaybı ve dişeti çekilmesine yol açan aşırı konturlu restorasyonların yapılmasını önlemektedir (Lopes vd., 2019).

Bireysel abutmentler geleneksel döküm yöntemi veya CAD-CAM teknolojisiyle üretilmektedirler. Geleneksel mum modelasyon, döküm, frezeleme ve bitirme işlemleri ile yapılan bireysel abutmentlarda bir takım dezavantajlar oluşabilmektedir. Bunlardan ilki, implant parçalarının maliyetinin çok yüksek olması ve döküm işlemlerinin yapılışı ile bitim işlemlerinin normalden fazla zaman alması ve yoğun emek harcanmasıdır. Restorasyonla birlikte oluşan yüksek maliyet nedeni ile bazı diş hekimleri tarafından bu abutmentler tercih edilmemektedir (Priest, 2005). Diğer bir dezavantaj ise döküm yoluyla elde edilen bireysel abutmentin uyumu, kullanılan materyalinin kalitesine, abutmentin üretimini gerçekleştiren teknisyenin tecrübesine ve bilgisine bağlıdır (Priest, 2005).

CAD-CAM sistemiyle üretilen bireysel abutmentler, hem döküm hem de prefabrike abutmentlerin sahip olduğu avantajları bir arada bulundurmaktadır (Priest, 2005). Gelişen teknoloji sayesinde, dentisyonla ve yumuşak dokularla uyumlu, doğala yakın bir abutment tasarımı yapılarak abutmentin üretimi gerçekleştirilebilmektedir (Kutkut vd., 2015). CAD-CAM cihazı ile üretilen bireysel abutmentların maliyeti daha düşük olmakta, üretim süresi kısalmakta ve geleneksel döküm işleminde oluşabilecek hatalar da en aza indirgenmektedir. Özellikle, bireysel abutment üretiminde titanyum materyali tercih edildiğinde döküm işlemi oldukça zor olmaktadır. Ancak, titanyum abutmentler, CAD-CAM ile frezelendiğinde, homojen bir yapı elde edilmekte ve ideal özelliklerde üretilmektedir (Priest, 2005). Bireysel abutmentler CAD-CAM teknolojisi kullanılarak üretildiklerinde, optimal marjinal kontur ve uyum ile implant destekli protezler de uzun dönem başarılı olabilmektedirler (Apicella vd., 2010).

Materyal Seçimine Göre Abutmentler.

Titanyum Abutmentler. Diş hekimliğinde kullanılan implant abutmentler, ilk zamanlarda tamamen metalden üretilmişlerdir. Titanyum abutmentler distorsiyona direnci, mükemmel materyal stabilitesi özelliğine sahip olması ve uzun dönem takip çalışmalarındaki başarı oranı ile yakın döneme kadar, implant üstü restorasyonların klinik ömürleri bakımından abutment materyalleri arasında en iyisi olarak gösterilmekte ve kabul edilmekteydi (Linkevicius & Vaitelis, 2015; Yılmaz & Kurtulmuş-Yılmaz, 2011). Titanyum abutmentlerin tercih edilmesi, implant-abutment yüzeyinde korozyon ve galvanik reaksiyonların oluşumunu önlemekte olup, yumuşak doku sağlığını daha iyi bir şekilde desteklemektedir (Scarano vd., 2004). Fakat titanyum abutment, implantın etrafında bulunan yumuşak ve sert dokuların sağlığı bakımından incelendiğinde, alümina, zirkonya ve altın abutmentlere oranla bariz bir üstünlük göstermemektedir (Yılmaz & Kurtulmuş-Yılmaz, 2011).

Günümüz koşullarında estetik gereksinimler daha ön planda olduğundan, titanyum abutmentlerin implant etrafındaki mukozada meydana getirdiği gri renk yansıması sebebiyle, özellikle ince dişeti varlığında, implantın bukkale yerleştirilmek zorunda kalındığı durumlarda ve yüksek gülme hattı olan hastalarda, estetik olarak yetersiz kalmaktadır (Elsayed vd., 2017; Gomes & Montero, 2011; Sailer vd., 2009). Titanyum abutment tercih edileceği durumlarda, hastanın dişeti kalınlığının artırılması ile gri metalik görüntünün yansıması engellenebilmektedir. Fakat, bunu başarabilmek için ekstra bir cerrahi müdahale yapılması gerekmektedir ve bu nedenle hasta tarafından kabul görmeyebilmektedir. Ayrıca her vakada hedeflenen başarıya ulaşılamamaktadır (Vanlıoğlu vd., 2012).

Estetik açıdan titanyum abutmentlerin yetersiz kaldığı diğer bir durum ise, implantın istenilen derinlikte yerleştirilemediği ve supragingival bir abutment kenar sonlanmasının olduğu durumlardır. Çünkü prefabrike titanyum abutmentlerin servikal alanları genellikle düz bir şekilde tasarlanıp üretilmektedir. Bu sebeple servikal bölgede abutment, metal bant şeklinde açığa çıkmaktadır. Böyle durumlarda estetik olarak başarıyı elde edebilmek için titanyum abutmentlere alternatif olarak, tam seramik abutmentlerin tercih edilmesi önerilmektedir (Vanlıoğlu vd., 2012).

Seramik Abutmentler. Günümüzde estetik ihtiyaçların artmasıyla birlikte diş hekimliğinde de daha estetik restorasyonlar olan tam seramik restorasyonların kullanımı giderek yaygınlaşmıştır. İmplant destekli sabit protezlerde, iyi bir dişeti uyumuyla birlikte istenilen estetiğin ve renk uyumunun sağlanabilmesi için seramik abutmentler kullanılmaya başlanmıştır (Bidra & Rungruanganunt, 2013).

İlk kez 1993 yılında üretilen seramik abutmentler implant destekli restorasyonlarda estetik açıdan önemli bir atılım olmuştur. İlk seramik abutmentlerde tercih edilen materyal, metal destekli seramik restorasyonların makaslama kuvveti direncine neredeyse en yakın olan alümina (Al_2O_3) içerikli seramiktir (Vanlıoğlu vd., 2012). Seramik abutmentler titanyum abutmentlerle kıyaslandığında; biyouyumludurlar, düşük ısı iletimine sahiptirler ve korozyona daha az uğrarlar. Ancak metal destekli seramik restorasyonlar ile karşılaştırıldıklarında, mekanik dirençleri daha düşüktür (Knode & Sorensen, 1992). Bu sebeple seramik abutmentler için daha farklı materyal arayışına girilmiştir. Kopya freze sistemlerinin (Celay, Mikrona, İsviçre) geliştirilmesi ile alümina infiltre seramik olan In-Ceram Alumina bloklar (Vita, Säckingen, Almanya) kullanılarak bireysel abutmentler üretilmiştir (Tripodakis vd., 1995).

Seramik abutmentlerin tarihinde önemli adımlardan biri de uyumlandırılabilir CerAdapt (Nobel Biocare) abutmentlerin geliştirilmesidir. Yüksek derecede saf ve sinterlenmiş alüminyum oksit içeriğine sahip olan bu abutment daha önceki abutment materyallerine göre daha iyi mekanik özellikler göstermektedir. CerAdapt anterior ve premolar bölgede endikedir ve tek kronlar ve az üyeli sabit bölümlü protezlerde kullanılabilir. İmplant seviyesinde ölçü ile elde edilen model üzerinde, laboratuvarında döner aletler ile prepare edilen abutment, daha sonra implanta altın vidalar ile bağlanmaktadır. Bu abutment sisteminin uzun dönemde yüksek başarı oranı gösterdiği bildirilmiştir (Andersson vd., 2001).

Alümina abutmentler ile titanyum abutmentler karşılaştırıldıklarında, alümina abutmentler estetik açıdan avantajlıdır (Gehrke vd., 2014). Fakat yapılan çalışmalar sonucunda alümina abutmentler mekanik olarak titanyum abutmentlere göre daha düşük bükülme direnci gösterdikleri için, kırılma ihtimallerinin daha fazla olduğu bildirilmiştir (Sailer vd., 2009; Yılmaz & Kurtulmuş-Yılmaz, 2011). Günümüzde yeni materyallerin de gelişmesiyle birlikte, alümina materyalinden üretilen

abutmentlar istenilen estetik ve dayanıklılık özelliklerini karşılayamaması nedeniyle artık tercih edilmemektedir (Fırındıoğlu, 2009; Vanlıoğlu vd., 2012).

Alümina abutmentların sahip oldukları düşük kırılma dirençleri nedeniyle Wohlwend ve Schaerer (1997) çalışmada itriyum ile stabilize zirkonyadan üretilmiş prefabrike abutmentleri; Glauser vd. (2004) ise yoğun sinterlenmiş itriyum ile stabilize zirkonyadan bireysel abutmentları alternatif seramik abutmentı olarak tanımlamışlardır (Glauser vd., 2004; Wohlwend & Schaerer, 1997). Zirkonyum ve alüminyum oksit içerikli abutmentler karşılaştırıldıklarında, birbirlerine göre farklı dezavantaj ve avantajları bulunmaktadır. Zirkonyum oksit materyali daha radyopak özellikte olup, radyografik olarak bu abutmentler daha kolay tespit edilmektedirler. Zirkonyum oksit materyalinden yapılan abutmentler, mukozanın veya dişetin ince olduğu vakalarda, beyaz opak renklere sahip olduğundan estetik bakımından dezavantaj oluştururken, böyle bir dezavantaj alüminyum abutmentlerde bulunmamaktadır. Alüminyum oksit abutmentların sahip oldukları mekanik direnç özellikleri, zirkonya abutmentlara oranla daha düşük olduğu için yerleştirme veya preparasyon sırasında meydana gelebilecek stresler karşısında mikro çatlak oluşma ihtimali daha fazladır (Yıldırım vd., 2003).

Biyomekanik ve optik özelliklerindeki avantajlar nedeniyle zirkonya abutmentlar siman ve vida tutuculu restorasyonlarda, prefabrike ve bireysel üretilerek kullanılmaktadırlar (Amorfini vd., 2018; Heierle vd., 2019; Kraus vd., 2019). Zirkonya abutmentların üzerine camsı seramik kron üretildiğinde, estetik açıdan çok başarılı sonuçlar alınmaktadır (Edelhoff vd., 2019a). Zirkonya abutmentlar tek parça halinde ve internal bağlantı kısmı dahil zirkonyadan üretilmektedir. Ancak zirkonya abutmentların tek kronlarda kullanıldığı ve 12 yıl takip edildiği uzun dönemli çalışma (Passos vd., 2016), tek parça zirkonya abutmentlarda, implant boyun bölgesinde ve vida deliğinin etrafındaki duvarlarda kırık olduğunu rapor etmiştir. Titanyum ve tek-parça zirkonya abutmentların, implant ile bağlantıda oldukları alanda oluşturdukları aşınmayı değerlendiren Stimmelmayr vd. (2012), zirkonya abutmentların implant arayüzünde daha fazla aşınmaya neden olduğunu tespit etmişlerdir. Tek parça zirkonya abutmentlarda vida boşluğunun tasarımı daha fazla vida gevşemesine neden olmaktadır. İmplant ile abutment arasında oluşan mikrohareketler de implant komponentlerin ve geometrilerinin zarar

görmesine yol açmaktadır. (Stimmelmayer vd. (2012). Tek parça zirkonya abutmentlarda görülen bu sorunların üstesinden gelmek ve implantın titanyum yüzeyi ile yüksek sertliğe sahip zirkonya seramiğin direkt temasından kaçınmak için titanyum alt yapılar üzerine hazırlanan ve iki yapının adeziv bir bağlantı ile birleştirdiği hibrit abutment sistemleri geliştirilmiştir (Edelhoff vd., 2019b).

Hibrit Abutment Sistemleri.

Hibrit Abutment. Hibrit abutmentler, seramik materyalinin kırılabilirliğinin minimuma indirilmesi ve implant-abutment ara yüzeyinde seramiğin oluşturabileceği titanyum deformasyon riskini önlemek için geliştirilmiştir (Kim & Shin, 2013; Sailer vd., 2009). Bu sistem prefabrikte titanyum altyapı (*ti-base*) ve bu titanyum altyapıya rezin simanlarla simante edilen seramik abutmenttan oluşmaktadır. Titanyum altyapıların farklı implant sistemlerine göre değişiklik gösterebilen spesifik bir geometrisi vardır ve CAD-CAM sisteminin kütüphanesinde tanımlanmıştır. Seramik abutment bu geometriye şekilde freze edilir ve sinterleme veya kristalizasyon işlemlerinden sonra titanyum altyapıya ağız dışında simante edilir. Sonrasında bu hibrit yapı implanta vidalanır. Hibrit abutment üzerine ise simante bir seramik kron tasarlanmaktadır (Al-Thiobity, 2022).

Titanyum altyapı ile seramik abutment arasında, rotasyon hareketini engellemek ve abutmentin doğru yerleştirilmesi sağlamak için anti-rotasyon özellik sağlayan bir kısım bulunmaktadır. Hibrit abutment üretimi için özel olarak üretilen seramik bloklar (*meso blocks*) bulunmaktadır. Bu bloklarda, titanyum altyapıya uygun şekilde bir boşluk bulunmaktadır ve boşluk kısmı freze edilmemektedir. Abutmentin dış geometrisi CAD-CAM cihazında şekillendirilmektedir. Böylece, titanyum altyapı ile daha uyumlu ve hassas bir bağlantı sağlanabilmektedir (Edelhoff vd., 2019). Titanyum altyapıların restoratif alanın vertikal mesafesine göre kullanılacak farklı yükseklikleri mevcuttur (Al-Thiobity, 2022).

Hibrit abutmentlar, tek-parça zirkonya abutmentlar ile kıyaslandıklarında; daha düşük vida gevşemesi, titanyum-titanyum teması sağlanması ve implant ile seramiğin direkt teması olmaması nedeniyle seramikte daha az internal stres, implantta daha az aşınma gibi avantajlara sahiptirler. Ancak, titanyum altyapının ve

simantasyon işleminin ekstra bir maliyeti bulunmakta ve simantasyon işlemindeki hatalara bağlı olarak başarısızlıklar görülebilmektedir (Edelhoff vd., 2019b).

Sınırlı restoratif alan olduğunda hibrit abutmentlerin kalınlıklarının azalması, hem abutmentta hem de krona kırıklara yol açabilmektedir. Ayrıca hibrit abutment üzerine siman tutuculu bir kron yapılması, siman tutuculu restorasyonlarda olduğu gibi artık siman riskinin devamına yol açmakta ve gerektiğinde restorasyonun çıkarılabilmesini zorlaştırmaktadır. Bu yetersizliklerden dolayı hibrit abutment kron sistemi geliştirilmiştir (Conejo vd., 2017).

Hibrit Abutment Kron. Seramik abutment ile kronun tek parça halinde, monolitik olarak aynı seramik materyalinden üretilmesine hibrit abutment kron denilmektedir. Hibrit abutment kron, laboratuvar ortamında titanyum altyapı üzerine simante edilmekte, bu yapı ağız içerisinde implant üzerine tek parça halinde vidalanmaktadır. Hibrit abutment kron sisteminde, simantasyon işleminin laboratuvarda gerçekleştirilmesi ile abutment etrafındaki artık siman kalma riski ve buna bağlı biyolojik komplikasyonlar elimine edilmektedir (Yazigi vd 2020).

Hibrit abutment kronlar vida tutuculu oldukları için özellikle anterior bölgede implantın doğru konumlandırılması ve vida deliğinin estetik alan içerisinde yer almaması önemlidir. Bu nedenle posterior bölgelerde uygulanması önerilmektedir (Yazigi vd 2020). Ancak, son yıllarda geliştirilen açılı vida kanalına sahip titanyum altyapılar ile bu sorunun üstesinden gelinmektedir. Açılı vida kanalı konsepti ile bukkal/labial yüzde konumlanan vida deliği linguale yönlendirilmekte ve implantın açılma sapması 30°'ye kadar düzenlenebilmektedir (Berroeta vd., 2015; Hu vd., 2019). Bu konseptte kullanılan vida ve implant anahtarları sisteme özel şekilde üretilmiştir (Al-Thiobity, 2022).

Hibrit abutment kron tek bir materyalden üretildiğinden, abutment ve kron seramiğinin ayrı ayrı frezelenmesi gerekmemekte ve bu da hibrit abutmentlere göre maliyeti düşürerek bir avantaj sağlamaktadır (Elsayed vd., 2018; Nouh vd., 2019; Pitta vd., 2018; Reich, 2015).

Hibrit Abutment Kron Yapımında Tercih Edilen Materyaller. Hibrit abutment kronlarda lityum disilikat, zirkonya, polimer infiltre seramik ağız, zirkonya ile

güçlendirilmiş lityum silikat ve rezin matriks seramikler kullanılmaktadır (Conejo vd., 2017). Ancak estetik ve direnç özellikleri açısından en tercih edilen materyaller lityum disilikat ve zirkonya seramiklerdir.

Lityum Disilikat ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler. Lityum disilikat seramikler, partikül doldurucu cam seramikler grubunda yer almaktadır. Bu materyal, 1998 yılında “IPS Empress 2” (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ticari ismi ile dental markete tanıtılmıştır. Hacimce %70 oranında lityum disilikat içeren materyalin mikroyapısında, iğne şeklinde kristaller (3–6 μm \times 0.8 μm) cam matriks içine gömülmüş ve çok yönlü dağılmış bir şekilde bulunmaktadır (Denry & Holloway, 2010; Kelly, 2004; Zarone vd., 2016). İlk geliştirilen lityum disilikat seramikler ingot şeklinde bulunmaktadır ve üretimi yüksek ısı ve basınç altında bu ingotların kayıp-mum tekniğine benzer şekilde revetman içine sevk edilmesiyle gerçekleştirilmektedir. Altyapı şeklinde hazırlanan seramik, translusent ve florapatit yapısındaki bir veneer seramiği ile veneerlenmektedir (Guess vd., 2011; Zarone vd., 2019).

2005 yılında, daha küçük boyutlarda ve materyal içinde homojen bir şekilde dağılan kristal yapısına sahip yeni bir lityum disilikat formüle edilmiş ve “IPS e.max Press” tanıtılmıştır. Bu seramik materyalinin mekanik özellikleri (bükülme direnci 370-460 MPa) ve optik özellikleri daha gelişmiştir. Bu gelişmiş özellikler bir yandan disilikat kristallerin sıkıca kenetlenmiş dağılımına bağlı olarak kırığın ilerlemesine engel olmasından; diğer yandan lityum disilikat kristaller ile cam matriks arasındaki termal genişleme katsayısı uyumsuzluğunun kristaller etrafında baskı stresi oluşturmasından kaynaklanmaktadır (Denry & Holloway, 2010). IPS e.max Press’in artırılmış direnci ve sertliği, veneerlenerek kullanımının yanı sıra, monolitik kullanımına da olanak sağlamıştır. Monolitik restorasyonların estetik görünümleri yüzey boya ile karakterize edilerek estetik iyileştirilebilmekte ve tam anatomik formda hazırlanan bu restorasyonlar, veneerlenen-iki tabakalı kullanımına göre daha yüksek yorulma direnci göstermektedir (Zarone vd., 2019).

CAD-CAM sistemlerinin kullanımının yaygınlaşması ile bu sistemlerde freze edilebilen bloklar (IPS e.max CAD) geliştirilmiş ve *chairside* üretim de mümkün hale gelmiştir. Kısmen, pre-kristalize bloklar, “*blue state*” adı verilen bir formda ve

%40 oranında metasilikatın lityum disilikat kristal çekirdeklerine eklenmesi ile üretilmişlerdir. Materyal pre-kristalize safhada iken orta derecede bükülme direncine (130 MPa) sahiptir ve CAD-CAM cihazlarında daha kolay ve hızlı freze edilmekte; freze aletlerinin daha az aşınmasını sağlamaktadır (Denry & Holloway, 2010; Zarone vd., 2016). Freze işleminden sonra restorasyon seramik fırını içinde ısıl işleme (840-850°, 10 dk) tabi tutulmaktadır. Böylece metasilikat kristalleri lityum disilikata dönüşerek (hacimce %70) materyalin bükülme direncini (450-500 MPa) ve kırılma sertliğini arttırmaktadır. CAD-CAM bloklarının farklı renk, translusensi ve opasite seçenekleri bulunmaktadır (Zarone vd., 2019).

Lityum disilikat seramikler, inley, onley, overley, laminate veneer, tek kronlar, premolar bölgesini içine alan üç üyeli köprüler için endikedirler. “IPS e.max CAD Abutment Solutions”, implant destekli tek diş restorasyonlarda hibrit abutment veya hibrit abutment kron üretimi için geliştirilmiştir, farklı translusensi ve renk seçeneklerine sahiptir (Bhat vd., 2016).

Lityum disilikat seramik yüzeyi uygun şekilde parlatıldığında, mine tabakasına yakın aşınma özelliği sergilemektedir. Florapatit seramik ile veneerlendiğinde veya glaze seramiği uygulandığında, zamanla karşıt dişte aşındırıcı özelliği artmaktadır (Mörmann vd., 2013). Bu nedenlerden dolayı özellikle posterior bölgede monolitik bir restorasyon yapıldığında, glaze işleminden kaçınılması ve yüzeyin parlatılması önerilmektedir (Zarone vd., 2019). Lityum disilikat restorasyonlar yüksek derecede biyoyumluluk, düşük plak tutulumu, yüksek epitelyal hücre adezyonu ve profilerasyonu göstermektedir (Forster vd., 2014). Lityum disilikat seramiklerin içeriğindeki silikanın asite duyarlı olması, simantasyon aşamasında hem mikromekanik hem de kimyasal bağlanma mekanizmasına olanak sağlamakta, ayrıca silan bağlanma ajanları ile adeziv bağlanmasının güçlü olması, rezin simanlar ile bağlanma direncini arttırmaktadır (Zarone vd., 2019).

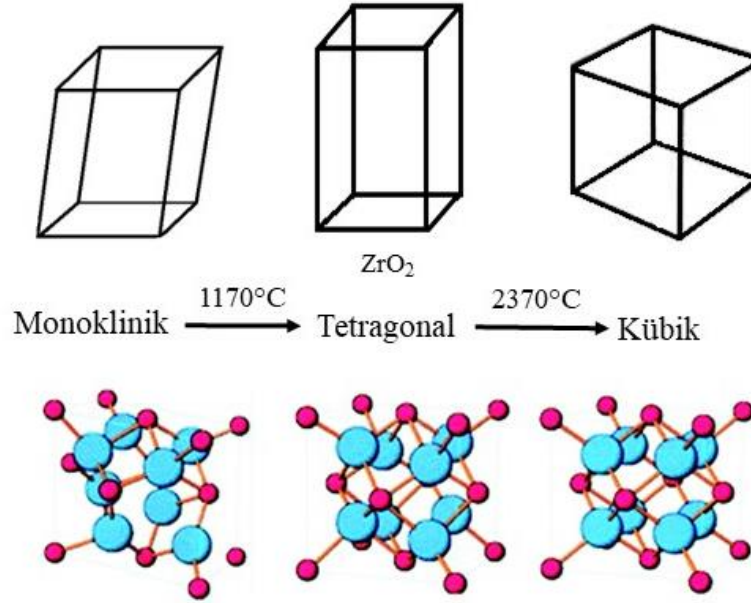
Zirkonya Seramikler. Zirkonyum, periyodik tablonun 4B grubunda bulunmaktadır ve bu tabloda Zr sembolü ile gösterilmektedir. Atom numarası 40 olup atom kütlesi ise 91.22'dir (Piconi & Maccauro, 1999). Oda şartlarında beyaz renktedir ve tebeşirimsi bir dokuya sahiptir. Zirkonyum silikat ($ZrSiO_4$) ve zirkonyum oksit (ZrO_2) mineralleri zirkonyum materyalinin en çok bilinen

mineralleridir. ZrO_2 , zirkonya, baddeleyit ve zirkonyum dioksit olarak da bilinmektedir. Bu minerallerin diş hekimliğinde kullanılabilmesi için saf zirkonya tozu haline getirilmesi gerekmektedir. Ayrıntılı ve yoğun maliyetli üretim ve saflaştırma sürecinden sonra, beyaz, yüksek oranda kaynaştırıcı, kristal toz haline gelmektedir. 1960'ların sonunda biyomateryal olarak kullanılması gündeme gelen zirkonyum, 1969 yılında tıp alanında titanyumun ve alüminyumun yerine kullanılmaya başlanmıştır (Piconi & Maccauro, 1999; Denry & Kelly, 2008).

Saf zirkonya, ortamın sıcaklığa bağlı olarak 3 farklı fazda bulunan polimorfik bir materyaldir: oda sıcaklığında monoklinik, $1170^{\circ}C$ 'nin üzerinde tetragonal ve $2370^{\circ}C$ 'nin üzerinde kübik. Zirkonya, sinterleme işlemlerinden sonra oda sıcaklığına tekrar soğutulduğunda, tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşmektedir (Piconi & Maccauro, 1999; Denry & Kelly, 2008) (Şekil 2). Bu faz değişimine martensitik transformasyon adı verilmekte ve zirkonyada %3-5 oranında hacim artışına, internal streslerin ve kırıkların oluşmasına sebep olmaktadır (Stawarczyk vd., 2017). Bu nedenle, zirkonyayı oda sıcaklığında da tetragonal fazda tutmak için yapısına kalsiyum oksit, magnezyum oksit, seryum oksit, itriyum oksit (itriya) gibi stabilize edici oksitler eklenmektedir. Bu zirkonya materyaline tetragonal zirkonya polikristal (TZP) adı verilmektedir. En yaygın olarak kullanılan ve en etkili bulunan oksit olan itriyanın (Y_2O_3) %3 mol oranında (ağırlıkça %5.2) eklenmesi ile elde edilen itriya stabilize tetragonal zirkonya polikristal (3Y-TZP), protetik restorasyonlarda kullanılan seramikler açısından yüksek mekanik direnci, kimyasal ve boyutsal stabilitesi ile ön plana çıkmaktadır (Denry & Kelly, 2008; Stawarczyk vd., 2017; Zhang & Lawn, 2018).

Şekil 2.

Y-TZP'nin Kristalin Formları (Asadikiya vd., 2016).

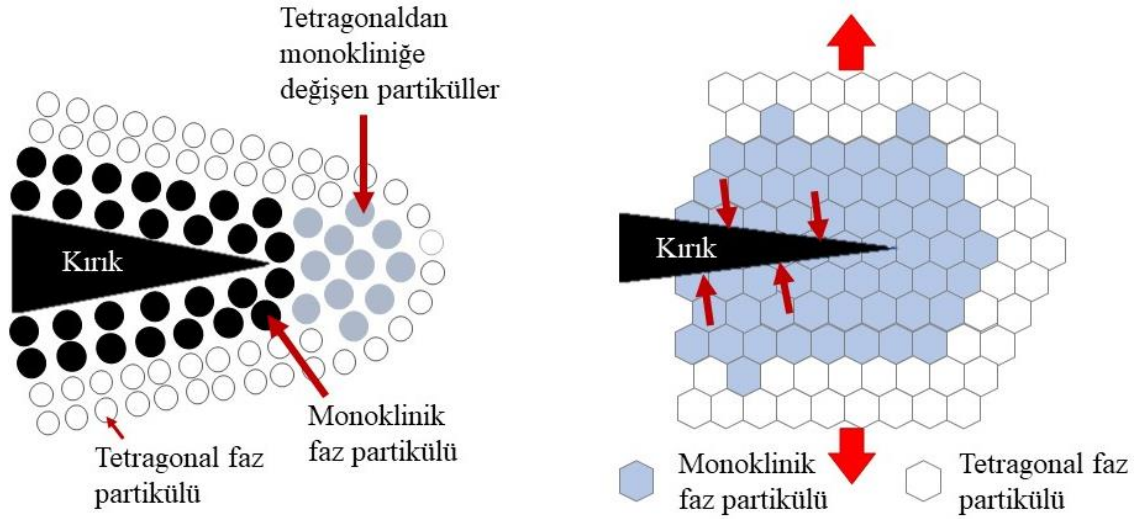


Zirkonya seramiğe eklenen itriya miktarı %3-8 mol oranında olduğunda, oda sıcaklığında materyalin yapısında tetragonal ve kübik fazlar bir arada bulunmakta ve parsiyel stabilize zirkonya (PSZ) olarak isimlendirilmektedir. Eğer itriya miktarı %8 molden fazla ise, oda sıcaklığında kübik faz stabilize olmakta ve materyale kübik stabilize zirkonya (CSZ) adı verilmektedir (Miyazaki vd., 2013).

TZP ve PSZ kısmen stabilize olduğu için, oda sıcaklığında tetragonal fazda olduğu halde, iç yapısında monoklinik faza dönüşmek için bir enerji bulunmaktadır. Zirkonya gerilim streslerine veya herhangi bir kuvvete maruz kalır ve yapısında çatlak oluşmaya başlarsa, tetragonal kristaller monoklinik faza dönüşmeye başlamakta ve materyalin yapısında %3-5 oranında bir hacim artışı oluşmaktadır. Hacim artışı nedeniyle ortaya çıkan sıkıştırıcı stresler, çatlağın ilerlemesini engellemektedir. Y-TZP'ye üstün ve eşsiz mekanik özellik sağlayan bu duruma dönüşüm sertleşmesi (*transformation toughening*) denilmektedir (Piconi & Maccauro, 1999; Ban, 2021) (Şekil 3).

Şekil 3.

Dönüşüm Sertleşmesi (Coric vd., 2017).



Zirkonya Seramiklerin Sınıflandırılması. Zirkonya seramikler dental seramikler içerisinde en yüksek mekanik dirence sahip olmalarına rağmen, cam faz içermemelerine bağlı olarak, ilk geliştirilen zirkonya seramiklerin optik özellikleri camsı seramiklere ve partikül doldurucu cam seramiklere kıyasla yetersiz kalmıştır. Bu nedenle, zirkonya seramiklerin mikroyapısı yıllar içerisinde geliştirilmiş ve farklı jenerasyonlarda zirkonya seramikler ortaya çıkmıştır (Pizzolatto & Borba, 2021; Stawarczyk vd., 2017).

Birinci Nesil Geleneksel (3Y-TZP) Zirkonya Seramikler. Diş hekimliğinde kullanılmaya başlanılan 1. nesil zirkonya (3Y-TZP) %0.25 oranında alümina içermektedir. Ancak bu materyalin içeriğindeki kübik olmayan fazların çift kırınımı, tanecik sınırlarından ve porlarda ışık saçılmasına neden olmakta ve materyal yüksek opasite göstermektedir. Bu nedenle ilk jenerasyon zirkonya altyapı seramiği olarak kullanılmakta ve zirkonya altyapı camsı seramikler ile veneerlenmektedir (Zhang & Lawn, 2018). Veneerlenmiş zirkonya restorasyonlarda, zirkonya ve veneer seramikleri arasında görülen adeziv bağlanma hataları ve veneer seramiğinin kırılarak altyapıdan ayrılması (*chipping*) başarısızlığa yol açmıştır. Bu nedenle, zirkonyanın translusensi özelliğinin geliştirilerek monolitik kullanımına olanak

sağlamak amaçlanmıştır. Konuyla ilgili ilk girişim sinterleme sıcaklıklarının değiştirilmesi olmuştur (Stawarczyk vd., 2017).

Kontrolsüz sinterleme prosedürleri sonucu meydana gelen oksijen boşlukları, yapı içerisinde ışık saçılma merkezleri olarak davranmakta ve materyalin ışık geçirgenliğini azaltmaktadır. Bu sebeple oksijen boşluklarının ve porözitenin en aza indirgenmesi için ısı prosedürünün optimize edilmesi gerekmektedir (Ghodsi & Jafarian, 2018). Sinterleme sıcaklığı arttıkça tanecik boyutları büyümekte ve translusensi artmaktadır. Ancak araştırmalar, 1600°C'in üzerindeki sinterleme sıcaklıklarının, bükülme direncinde ciddi bir şekilde azalmaya yol açtığı tespit edilmiştir. Bu nedenle zirkonyanın sinterleme sıcaklığının 1600°C'nin altında olması gerektiği rapor edilmiştir. Sinterleme sıcaklığı dışında sinterleme fırının için bekleme süresi, sıcaklık artış süresi ve soğutmanın da ışık geçirgenliği özelliğini etkilediği belirlenmiştir (Stawarczyk vd., 2013; Stawarczyk vd., 2017).

İkinci Nesil Zirkonya Seramikler. Yıllar geçtikçe üretilen farklı nesiller ve gerçekleştirilen çalışmalar, zirkonya gibi kırılma direnci yüksek materyalin, bu mekanik özelliklerini kaybetmeden, daha iyi bir ışık geçirgenliği ve estetik özelliklere sahip bir materyal üretilmesi amacıyla yapılmıştır (Kim, 2020). Geleneksel 3Y-TZP'nin mekanik özelliklerini arttıran alümina, zirkonyanın tanecik sınırlarında birikmekte ve ışık saçılımına neden olarak materyale yüksek opasite özelliği de vermektedir. Birinci nesil 3Y-TZP ile tamamen aynı itriya miktarı içeren ve 2012-2013 yıllarında tanıtılan ikinci nesil zirkonya seramiklerde alümina oranı ağırlıkça %0.25'ten %0.05'e indirilmiştir (Ban, 2021; Stawarczyk vd., 2017). Ayrıca alümina partikül boyutları daha da küçültülerek, zirkonya tanecik sınırlarında yeniden konumlandırılmıştır (Stawarczyk vd., 2017). Bu değişikliklerle birlikte translusensi seviyesi artmış ikinci nesil zirkonyaya internal veya eksternal boyama yapılarak posterior bölgede monolitik restorasyonlar uygulanmıştır (Ban, 2021; Erdelt vd., 2019; Jerman vd., 2021; Stawarczyk vd., 2017; Zhang & Lawn, 2018). Ancak elde edilen translusensi seviyesi, ikinci nesil zirkonyanın anterior bölgede kullanımı için yeterli değildir ve nedenle zirkonyanın optik özelliklerinin iyileştirilmesi için araştırmalar devam etmiştir (Ban, 2021; Burgess, 2018; Zhang & Lawn, 2018).

Üçüncü Nesil Zirkonya Seramikler. İlk iki nesil zirkonyanın tetragonal fazdaki yapısı, zirkonyanın optik özellik olarak anizotropik karakterde olmasına; ışığın tanecik sınırlarında yansımaya; ışık saçılmasına neden olmaktadır (Zhang, 2014; Zhang vd., 2020). 2015 yılında geliştirilen üçüncü nesil zirkonya, ilk ikinesilden farklı olarak, yalnızca tetragonal fazda yarı kararlı olmakta kalmamakta, aynı zamanda %53 oranında kübik faz içermektedir. Hem kübik hem tetragonal faz içeren materyalin yapısında %5 mol itriya (5Y-TZP / 5Y-PSZ) bulunmaktadır (Stawarczyk vd., 2017), alümina miktarı ise %0.05'te sabit tutulmuştur (Burgess, 2018; Jerman vd., 2020).

Üçüncü nesil zirkonya ile birlikte istenilen translusensi özelliği de elde edilmiştir (Stawarczyk vd., 2017; Zhang vd., 2020). Yeni nesil zirkonyanın translusensi özelliğinin artmasının ana nedeni, optik saçılma katsayısını azaltan ve mevcut tetragonal fazın çift kırınımını engelleyen kübik fazın izotropik özelliğidir (Jerman vd., 2020; Zhang vd., 2019). Zirkonyanın yapısında bulunan tanecik boyutu translusensiyi etkilemektedir (Jansen vd., 2019). Kübik kristaller, tetragonal kristallere göre daha büyük bir hacme sahiptirler (Stawarczyk vd., 2017). Zirkonya seramik içerisindeki kübik faz oranı, materyalin itriya içeriği ve sinterleme sıcaklığının yüksekliği ile doğru orantılıdır (Jerman vd., 2020).

Üçüncü nesil zirkonyanın tatmin edici bir estetik özellik sağlasa da materyalin yapısında kübik zirkonyanın daha yüksek oranda bulunması, dönüşüm sertleşmesi özelliğini zayıflatmakta veya hiç olmamasına neden olmaktadır. Bunun sonucunda, materyalin bükülme ve kırılma direnci önemli ölçüde azalmıştır (Pizzolatto & Borba, 2021; Zhang & Lawn, 2018). Bükülme direnci açısından %3 mol itriya içeren opak zirkonya 1200 MPa dayanıklılık gösterirken, %5 mol itriya içeren translusent zirkonya 650 MPa bükülme direnci göstermektedir (Tysowsky, 2018). Bu nedenle 5Y-TZP'nin endikasyonu tek kron ile anterior bölge 3 üyeli sabit bölümlü protez ile sınırlı kalmıştır (Rinke vd., 2022).

Dördüncü Nesil Zirkonya Seramikler. Uzun dişsiz boşlukların bulunduğu posterior bölgedeki restorasyonlarda, istenilen mekanik direnci karşılayamayan üçüncü nesil zirkonya seramiklerin mekanik özelliklerini geliştirmek için %30 oranında kübik faza sahip, %4 mol itriya ile stabilize edilmiş 4Y-TZP materyalleri olan dördüncü nesil zirkonya seramiği geliştirilmiştir (Jansen vd., 2019; Mayinger vd., 2021; Rinke vd., 2022). İkinci ve üçüncü nesil zirkonya arasında estetik ve mekanik özelliklere sahip 4Y-TZP'nin translusensi özelliği 3Y-TZP'den daha iyidir (Turgut, 2020); tetragonal faz miktarı 5Y-TZP'ye göre arttırıldığı için dönüşüm sertleşmesi özelliği güçlenmiştir; materyal 850 MPa bükülme direnci göstermektedir. Dördüncü nesil zirkonya seramikler ile posterior bölgede 3 üyeye kadar sabit bölümlü protez yapılabilmektedir (Tysowsky, 2018).

Güncel olarak zirkonya seramiklerin yapısına %6-8 mol itriya eklenerek elde edilen ultratransludent zirkonya seramikler üzerine araştırmalar devam etmektedir. Ayrıca, monolitik restorasyonlarda estetik görünümü geliştirmek için renk ve translusensi geçişi olan multikromatik bloklar (Pizzolatto & Borba, 2021) ve farklı nesil zirkonya seramiklerin katmanlı şekilde bir araya geldiği hibrit kompozisyonlu bloklar da üretilmektedir (Ban, 2021).

Zirkonya Bloklar ve Üretim Teknikleri. Yeni aditif üretim teknikleri farklı dental materyaller için kullanıma girmiş olsa da zirkonya seramikler için halen yaygın olarak CAD-CAM sistemleri ile frezeleme tekniği kullanılmaktadır. CAD-CAM sistemlerinde kullanılan zirkonya bloklar pre-sinterize veya tam sinterlenmiş olabilmektedir. Blokların frezeleme işlemi endüstriyel freze cihazlarında, dental laboratuvarlardaki CAD-CAM sistemlerinde veya chairside cihazlarda gerçekleştirilebilmektedir (Ferrari vd., 2015; Zarone vd., 2019).

Pre-sinterize zirkonya bloklar kullanılarak yapılan yumuşak frezeleme işlemi en çok tercih edilen yöntemdir. Pre-sinterize bloklara yarı sinterlenmiş blok adı da verilmektedir ve zirkonya tozu, stabilize edici oksitler, bağlanma ajanlarının soğuk izostatik basınç altında sıkıştırma ile üretilmektedir. Bu teknik ile üretilen bloklar yüksek derecede homojen, frezelenmesi kolay ve az zaman alıcı olmakta; freze cihazının ve ekipmanların daha az aşınmasını sağlamakta, daha az yüzey hatası oluşturmaktadır. Dezavantajı, pre-sinterize blokların sinterleme işlemi sırasında

%25-30 oranında sinterleme büzülmesine uğramasıdır. Bu nedenle restorasyonun tasarımı bloğun büzülme miktarı oranı kadar büyük hacimde yapılır. Ancak sinterleme büzülmesi, özellikle kompleks geometrideki restorasyonlarda boyutsal uyumsuzluklara yol açabilmektedir (Denry & Kelly, 2008; Miyazaki vd., 2013).

Tam sinterlenmiş bloklar, 1400°-1500°'de sıcak izostatik basınç altında sıkıştırma ile elde edilmektedir. Bu yaklaşımda frezeleme sonrası büzülme elimine edilmektedir, daha büyük boyutta tasarım yapılması gerekmemektedir. Ancak, sert frezeleme daha uzun işlem süresi, daha karmaşık üretim ve ekipmanların aşınmasına ve cihazların yorulmasına bağlı olarak daha yüksek maliyet gerektirmektedir. Ayrıca freze edilmiş restorasyon yüzeyinde aşınmaya bağlı hata ve çatlak oluşma riski bulunmaktadır. Sert frezeleme sırasında oluşan mekanik stres, frezlerin sürtünmesi ve materyalin aşırı ısınmasına bağlı olarak zirkonya materyalinde monoklinik faza dönüş ihtimali bulunmaktadır (Denry & Kelly, 2008; Miyazaki vd., 2013).

Zirkonya Seramiklerin Monolitik Kullanımı. Yüzey üzerinde madde kaybı anlamına gelmekte olan aşınma; yüzey pürüzlülüğü, mekanik kontak, kırılma tokluğu, oklüzal kuvvetler, kimyasal reaksiyonlar, ortamın lubrikasyonu ve sıcaklık gibi birçok faktörden etkilenmektedir (Sripetchdanond & Leevailoj, 2014; Stawarczyk vd., 2013). Restorasyonların karşıt tarafında yer alan ve oklüzal temaslar sırasında doğal dişlerin zarar görmesini engellemek için kullanılan materyalin yüzey özellikleri ve türü çok önemlidir (Stawarczyk vd., 2013). Monolitik zirkonya restorasyonlarda pürüzsüz yüzey elde etmek ve estetik görünümü iyileştirmek için glaze ya da polisajlama işlemi uygulanır (Kim vd., 2013). Restorasyonun karşıt dişin mine yüzeyinde yarattığı aşındırmanın değerlendirildiği çalışmalarda, monolitik zirkonyaya polisaj işleminin uygulanmasının glaze işlemine göre, diş yüzeyinde daha az aşınmaya sebep olduğu tespit edilmiştir (Amer vd., 2014; Kontos vd., 2013; Luanguangrong vd., 2014; Preis vd., 2011; Sabrah vd., 2013; Sripetchdanond & Leevailoj, 2014; Stawarczyk vd., 2013). Glaze seramiği uygulanmadan önce önce polisaj yapılmadığında, zamanla restorasyonun yüzeyindeki glaze tabakası aşınmakta altta bulunan pürüzlü kısım ortaya çıkarak ve antagonist doğal dişte aşınmaya neden olmaktadır (Kontos vd., 2013). Farklı restoratif materyallerin mine yüzeyindeki aşındırıcı etkileri değerlendirilmiş, monolitik zirkonyanın mine yüzeyinde minimum

aşındırmaya neden olduğu, cam seramiklerin ise maksimum aşınmaya sebep olduğu bildirilmiştir. Monolitik zirkonya restorasyonlarda veneer seramiği bulunmamasına bağlı olarak mine yüzeyindeki aşınmanın minimum miktarda olması, bu restorasyonların klinik avantajlarından en önemlisidir (Stawarczyk vd., 2013; Stober vd., 2014).

Monolitik zirkonya restorasyonlar, maksimum ağız içi ısırma kuvvetlerine karşı iyi bir dirence sahiptirler (Beuer vd., 2012; Sun vd., 2014). Veneerlenmiş zirkonyaya göre monolitik zirkonya daha yüksek kırılma direncine sahip olduğu bildirilmiştir (Beuer vd., 2012). Yapılan bir çalışmada 1 mm kalınlığındaki monolitik zirkonya restorasyonların, metal-seramik restorasyonlarla aynı kırılma dayanımına sahip olduğu bildirilmiştir (Sun vd., 2014). Monolitik zirkonya restorasyonlarda 0.5 mm oklüzal yüz kalınlığının, molar bölgede yeterli kırılma direnci gösterdiği rapor edilmiştir (Nakamura vd., 2015; Sorrentino vd., 2016).

Monolitik zirkonya seramik restorasyonlarda renk uyumunu elde edebilmek için spesifik metal oksitler ile yüzey boyaması yapılabilir veya freze edilmiş pre-sinterize zirkonya seramik metalik tuz solüsyonlarına daldırılabilir; çok katmanlı ve polikromatik bloklar kullanılabilir (Denry & Kelly, 2008; Miyazaki vd., 2013). Literatürde renklendirme prosedürünün tetragonal zirkonyanın mekanik direncine bir etkisi olmadığı rapor edilmiştir ancak kübik zirkonyaya etkisi üzerine bir sonuca varılamamıştır (Mota vd., 2017; Wille vd., 2018; Zarone vd., 2019).

Hibrit Abutment Kronların Simantasyonu.

Temel olarak simantasyon, tam seramik restorasyonlarda seramiğin yapısına bağlıdır ve preparasyonun dayanıklılığı, izolasyonu ve tutuculuğun sağlanabilmesi de simantasyonun başarısını etkileyen faktörlerdendir (Diaz-Arnold vd., 1999; Irie vd., 2004). Hibrit abutment ve hibrit abutment kronlarda kullanılan titanyum altyapılar bir süredir implant destekli restorasyonlarda kullanılmasına rağmen, simantasyon prosedürü ve kronların tutuculuğu ile ilgili literatürdeki bilgi sınırlıdır (Lopes vd., 2019; Silva vd., 2018). İndirekt restorasyonlarda simantasyon işlemleri daimi ve geçici simantasyon olarak iki kategoriye ayrılmaktadır. Daimi simantasyonda çinko fosfat, polikarboksilat, cam iyonomer ve rezin simanlar tercih edilmektedir (Zahoui vd., 2020). Doğal diş üzerine hazırlanan restorasyonların simantasyonunda tercih

edilen simanların tamamı implant üstü restorasyonlar için uygun olmayabilmektedir. Örneğin bazı polikarboksilat simanlar titanyum yüzeyinde korozyona sebep olabilmektedir veya florür içeren simanlar, titanyum yüzeyinde olumsuz etki oluşturabilmektedir (Wadhvani & Pineyro, 2012). Titanyum altyapılar üzerine kronların simantasyonu için farklı simanlar kullanan ve bağlanma direncini değerlendiren araştırmalar, kron materyalinden bağımsız olarak rezin simanların geçici simantasyon ajanları ve cam iyonomer simana göre anlamlı derecede daha yüksek retansiyon özelliği gösterdiğini rapor etmişlerdir (Lopes vd., 2019; Silva vd., 2018). Bu nedenle hibrit abutment kronların simantasyonunda rezin simanlar yaygın olarak tercih edilmektedir.

Rezin Simanlar. Günümüzde diş hekimliğindeki estetik çalışmaların hızla artması ve var olan adeziv sistemlerdeki gelişmelerle kompozit rezin esaslı materyallerin simantasyonda kullanımı artmıştır. Kompozit rezin esaslı simanlar, bisfeno-A-glisidil metakrilat (Bis-GMA) ya da üretan dimetakrilat (UDMA) rezinlerinin farklı sayılarda inorganik doldurucu ile güçlendirildiği akışkan kompozitlerdir (Diaz-Arnold vd.,1999; Irie vd.,2004).

Üç ana fazdan oluşan kompozit rezin esaslı simanlar şunlardır;

Organik polimer matriks faz: UDMA veya Bis-GMA'dan oluşur. UDMA'ın renklenmeye karşı dayanıklılığı ve daha kuvvetli adezyon özelliklerine sahip olmasına rağmen bu iki rezin de iyi bir viskoziteye sahiptirler. Bu sebeple trietilenglikol dimetakrilat (TEG-DMA) eklenmesi ile viskozite özellikleri azaltılır (Dietschi & Spreafico, 1997).

İnorganik faz: Doldurucu partiküllerin kompozit rezin esaslı simanlara eklenmesi ile mekanik ve fiziksel özellikleri belirlenmekte ve bu doldurucu partiküllerin büyüklükleri ve miktarları bu şekilde belirlenmektedir. Matriks içerisindeki insidansı %20-75 olup çeşitli büyüklükte kuartz (kristalin-silika), baryum alüminyum silikat ve stronsiyum alüminyum silikat gibi doldurucu partiküller içerisinde bulunur (Crispin vd., 1994). Partikül büyüklüğünün artmasıyla içerisindeki organik matriks insidansı düşer ve bu şekilde su emilimi, polimerizasyon büzülmesi, ısıl genişleme katsayısı azalır, ısı iletkenliği ve yapının dayanıklılığı artar (Dietschi & Spreafico, 1997; White vd., 1992).

Ara faz: Yüzeyinin silan ile kaplı olmasından ötürü inorganik faz ile organik polimer matris fazları arasında iyi bir adezyon sağlayan evredir. Silan molekülünün, bir kısmı doldurucuya bir kısmı ise polimer matris bağlanır (Macorra & Pradies, 2002). Monomerlerin birleşmesiyle büyük bir molekül olan polimer meydana gelmekte ve bu yapılar diş hekimliğinde kullanılan rezinler polimer yapısındadır (Özel vd., 2005; Zaimoğlu vd., 1993).

Polimerizasyonlarına Göre Rezin Simanların Sınıflandırılması

Polimerizasyon mekanizmasına göre adeziv rezin simanlar; kimyasal, ışık ve hem kimyasal hem de ışıkla polimerize olarak sınıflandırılmaktadırlar (Anusavice, 2003; Rueggeberg & Caughman, 1993).

Kimyasal Polimerize Rezin Simanlar: Kimyasal ile polimerizasyon, benzoil peroksit ya da benzer bir peroksitin, akselatör bir tersiyer aminle reaksiyona girmesi sonucuyla meydana gelen radikaller ile başlar. Bu materyal 2 pat şeklinde bulunur. Bu bileşenlerin karışmasıyla polimerizasyon başlar ve başarılı bir polimerizasyonun tamamlanabilmesi için yeterli süre gerekmektedir. Kalınlığı 2.5 mm'yi aşan, ışık geçirgenliğini engelleyen restorasyonlar ile postların simantasyonunda endikedir (Myers vd., 1994; Rueggeberg & Caughman, 1993). Özellikle kimyasal ve dual polimerize rezin siman materyalleri içerisinde bulunan amin hızlandırıcılar ile inhibitörlerde bulunan reaktif grupların oksidasyonları simanda renklenmeye neden olabilmektedir. Bu sebeple kullanılan simanların renk stabiliteleri yeterince iyi değildir (Braga vd., 1999; Dietschi & Spreafico, 1997; Kilinc vd., 2011).

Işık ile Polimerize Rezin Simanlar: Tek pat sistemi şeklinde bulunan ışıkla polimerize rezin simanlar, reaksiyonun başlaması için kamforokinon ve işlemi hızlandırmak için alifatikamin içermektedirler. Polimerizasyon; plazma ark, halojen, LED veya lazer gibi ışık kaynaklarının yardımı ile aktive edilerek ışığa duyarlı kamforokinonun reaksiyonu başlatması ile birlikte serbest radikaller oluşarak polimerizasyon işlemi başlar (Barghi & McAlister, 2003; Dietschi & Spreafico, 1997; Hackman vd., 2002). Laminate veneer restorasyonlar gibi restorasyon kalınlığı fazla olmayan, ışık geçirgenliği özelliği yüksek olan materyallerden yapılan restorasyonların diş ile simantasyonunda genellikle tercih edilmektedir. Bu simanlar, kimyasal polimerize rezin simanlarla karşılaştırıldığında en önemli avantajlarından

biri uzun çalışma imkanına olanak sağlamasıdır. Fazla simanın polimerizasyon işleminden önce temizlenebilmesi işlemi yapacak olan hekim için kolaylık sağlamaktadır. Aynı zamanda, ışık ile polimerize simanların renk stabilitesi kimyasal polimerize simanlarla kıyaslandığında daha iyidir (Moraes vd., 2008). Yapılan araştırmalarda 1,5 mm'den kalın tam seramik restorasyonlarda, polimerizasyonun ışıkla polimerize rezin ile yeterli derecede sağlanmadığı belirtilmiştir (Peumans vd., 2000; Radovic vd., 2008). Bu rezin simanın özellikleri üretici firmaya göre değişebilmekte ve farklı kıvam, renk, ışık geçirgenliği seçenekleri olabilmektedir. Bu farklı seçenek olanakları restorasyonun son rengini belirlemede kolaylık sağlamaktadır (Alghazali vd., 2010).

Dual Polimerize Resin Simanlar: Dual polimerize rezin simanlar, yeterli ışığın sağlanamamasından ve arzu edilen polimerizasyonun oluşmamasından dolayı, ışık ile polimerize rezin simanların yerine geliştirilmişlerdir. Geliştirilen bu rezin simanlar katalizör ve baz olmak üzere 2 ana kısımdan oluşur. Baz içerisinde ışıkla polimerizasyon reaksiyonunun aktive olmasını sağlayan komforokinon, katalizör içerisinde ise aminperoksit bulunmaktadır. Işık cihazı ile polimerizasyon başlatılır, ardından kimyasal tepkime ile de polimerizasyon tamamlanır (Blatz vd., 2003). İnley, Onley, kron ve köprülerde kullanılır. Restorasyonun duvar kalınlığı 2-2,5 mm'den kalın ise yetersiz polimerizasyon riski vardır. Estetik ve yüksek mekanik dayanım özellikleri bulunmasından ötürü restorasyonun kırılma direncini artırmaktadırlar. Ancak dikkatli bir şekilde çalışma gerektirmektedirler. Dikkatli çalışılmamasından ötürü artık simanın temizlenmesi zor olmakta ve pulpa hassasiyetine de neden olabilmektedirler (Li & White, 1999; Zaimoğlu vd., 1993).

Lityum disilikat ve monolitik zirkonya kronların titanyum altyapılara simantasyonunda, ışık geçirgenliği özelliğine sahip oldukları için self adeziv veya dual polimerize rezin simanların kullanılması önerilmektedir (Subaşı & İnan, 2014). Multilink Hybrid Abutment (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein), üretici firmalar tarafından önerilen, titanyum altyapı üzerine lityum disilikat cam seramiklerin veya zirkonya seramiklerin simantasyonunda kullanılan otopolimerize, self adeziv rezin siman materyalidir. Kimyasal içeriğinde dimetilmetakrilat ve 2-hidroksietil metakrilat bulunmaktadır (Bankoğlu Güngör & Karakoca Nemli, 2017). Araştırmalar, rezin siman tipinden çok, titanyum altyapı ve seramik yüzeyine

simantasyon öncesi uygulanan yüzey işlemlerinin tutuculukta etkisinin olduğunu bildirmişlerdir (Gehrke vd., 2014; von Maltzahn vd., 2016).

Titanyum Altyapı Yüzeyine Uygulanan İşlemler.

Literatürde simantasyon prosedüründe uygulanan farklı mekanik ve kimyasal yüzey işlemlerinin titanyum üzerindeki etkisinin incelendiği birçok çalışma bulunmaktadır. Mekanik yüzey işlemlerinin incelendiği çalışmaların çoğunluğunda Al_2O_3 ile kumlama ve tribokimyasal silika kaplama işlemleri kullanılmaktadır. Titanyum yüzeyinin pürüzlendirilmesi ile retansiyon özelliği artmaktadır (Kemarly vd., 2020).

Ebert vd. (2007), kontrol grubu ile karşılaştırıldığında, yüzeyine Al_2O_3 ile kumlama işlemi yapılan titanyum örnekler ile zirkonya kopingler arasındaki bağlanma direncinin istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde arttığını tespit etmişlerdir. Von Maltzahn vd. (2016) ise titanyum yüzeyinin Al_2O_3 ile kumlanması ve tribokimyasal silika kaplama işlemini karşılaştırmışlardır. Tribokimyasal silika kaplama, silika partiküllerinin materyal yüzeyine yüksek basınç altında püskürtülmesi ile gerçekleşmektedir. Çalışma sonucunda tribokimyasal yüzey işleminin, Al_2O_3 ile kumlama işlemine göre daha az retansiyon sağladığını bildirmişlerdir.

Mekanik yüzey işlemlerine ek olarak, titanyum ile rezin siman arasındaki bağlantıyı kuvvetlendirmek için kimyasal ajanların ve 10-metakriloiloksidesil dihidrojen fosfat (10-MDP), tiofosforik asit metakrilat (MEPS), 4-metakriloksietil trimetil anhidrit (4-META) gibi fosfat monomerleri içeren simanların kullanılması önerilmektedir (Salgıncı vd., 2021). Hem primer (Monobond Plus, Ivoclar Vivadent, Amherst, NY, Amerika) hem de alıştırma primerinin (Alloy Primer, Kuraray, Houston, TX, Amerika) titanyum yüzeyinde retansiyonu artırdığını öne sürülmektedir. Her iki materyal içerisinde titanyum ile siman arasındaki kimyasal bağlantıyı kuvvetlendirmek için, 10-MDP gibi fonksiyonel monomer bulunmaktadır (Veljee vd., 2015). Monobond Plus içerisinde spesifik olarak etanol, trimetilpropil metakrilat (silan), 10-MDP ve disülfid akrilat bulunmaktadır. Alıştırma primeri, aseton içinde 10-MDP ve 6-(4-vinilbenzil-n-propil) amino-1,3,5-triazin-2,4-ditiol (VBATDT) bulunmaktadır. Monobond Plus'ın, titanyum yüzey ile rezin siman arasındaki

bağlanma gücüne etkisinin incelendiği yeterli sayıda araştırma bulunmamaktadır (Kemarly vd., 2020). Veljee vd. (2015), alaşım primeri kullanımının rezin simanın titanyum yüzeye tutunmasını istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde artırdığını bildirmişlerdir. Alaşım primerinin ıslanabilirliği artırdığını ve böylece yüzeyde tutuculuğu maksimuma çıkardığını tespit etmişlerdir. Yanagida vd. (2017) ise sadece alaşım primeri kullanımının, titanyum yüzeyinin sadece Al_2O_3 ile kumlanmasına veya sadece tribokimyasal ile kaplanmasına göre, titanyum ile rezin siman bağlantısının güçlendirilmesinde daha iyi olduğunu bildirmişlerdir. Ateş vd. (2017) titanyum yüzeyine uygulanan işlemler sonrası rezin simana bağlanma kuvvetlerini incelemiştir. Bu çalışmada 60 titanyum disk kullanılmış ve 6 gruba bölünmüştür. Bu gruplar; kontrol grubu, elmas bir frez ile pürüzlendirme, ultra hızlı bir lazer uygulaması, RBM (Resorbable Blast Media) yüzey işlemi, bakır ile elektro-erozyon ve kumlama işlemleridir. Yapılan çalışma sonucunda, rezin siman ile titanyum arasında bağlanma kuvveti, lazer uygulaması ve kumlama işlemleri sonrasında en yüksek; elmas frez ile pürüzlendirme işleminde ise en düşük olan tespit edilmiştir.

Seramik Yüzeyine Uygulanan İşlemler.

Rezin ile seramik arasında güçlü bir bağlantı oluşturmak için mekanik ve kimyasal yöntemlerle retansiyonun artırılması gerekmektedir. Seramik yüzeyinin, rezin simana daha güçlü bağlanabilmesi için, seramik materyali tipine bağlı olarak Al_2O_3 ile kumlama, tribokimyasal silika kaplama, hidroflorik asit uygulaması ve lazer uygulaması olmak üzere çeşitli yöntemler uygulanabilmektedir (Gomes vd., 2015).

Hidroflorik asitle pürüzlendirme cam içerikli seramiklerde etkili bir yüzey işlemi olurken, yüksek kristal içeriği nedeniyle zirkonya seramiklerde rezin siman ile yeterli derecede kuvvetli bir bağlantı sağlanamamaktadır (Altan vd., 2019).

Al_2O_3 ile kumlama işlemi uygulanarak seramik yüzey pürüzlendirilebilmekte ve siman ile kuvvetli bir mekanik bağlantı sağlanabilmektedir (Zhang vd., 2004). Tribokimyasal silika kaplama işlemi ise seramiklerin yüzeylerini sadece mekanik olarak pürüzlendirmek ile kalmayıp, aynı zamanda kimyasal olarak da siman ile reaksiyona girerek retansiyonu artırmaktadır (Altan vd., 2019).

Son yıllarda tercih edilen bir diğer yüzey tutuculuğunu artırma yöntemi ise lazer uygulamasıdır (Gomes vd., 2015). Zirkonya seramiklerinin yüzeyini modifiye

etmek için lazerler önerilmiştir. Er:YAG ve Er,Cr:YSGG uygun parametrelerle seramik yüzeyini pürüzlendirerek mikromekanik retansiyonu artırmaktadır (Cavalcanti vd., 2009; Dundar & Guzel, 2011).

Yapılan çalışmalar sonucunda hiçbir işleme tabi tutulmayan seramik materyallerinin, titanyum altyapılara tutunmada başarısız olduğu tespit edilmiştir (Almehmedi vd., 2019; İnokoshi vd., 2014; Khan vd., 2017; Özcan & Bernasconi, 2015). Zahoui vd. (2020) hem titanyum altyapı yüzeyinin hem de zirkonya yüzeyine uygulanan işlemler sonrası retansiyon seviyesini değerlendirmiştir. Titanyum yüzeyine kumlama, zirkonya yüzeyine silika kaplı alüminyum partiküllerle pürüzlendirme yapıldığında, en yüksek bağlanma direnci olduğu tespit edilmiştir. Yüzey işlemleri uygulamaları ile rezin simanın birlikte kullanımının tutuculuğu en yüksek düzeye çıkardığını bildirilmiştir.

Lazerler

Lazer Fiziği

Foton, stabil harekete sahip elektromanyetik enerji olarak isimlendirilen ışığın temel yapısıdır. Üretimi ışık olan araçlarda örneğin, televizyon ekranı, floresan ve gaz lambaları bu mekanizmayı elektronlar aracılığı ile gerçekleştirirler. ‘Uyarılmış Işıma Teorisi’ ve ‘Quantum Teorileri’ lazer ışığı oluşumunu açıklamaktadır. ‘Uyarılmış Işıma Teorisinde’ elektronların yüksek enerji seviyesi ile birlikte oluşan renk, yön ve faz açısından uyumlu olmasıdır (Akgün, 2004; Coluzzi, 2000). Atom temel olarak çekirdek çevresinde belli yönde ilerleyen elektron bulutları olarak düşünülmektedir. Buna bağlı olarak atomun düşük enerjili elektronları, gelişen enerji ile birlikte yüksek enerji yörüngelerine geçiş yaparlar. Bu uyarılmış elektronlar düşük enerji yörüngelerine dönüş yapmak isterler, çünkü bu düşük enerji yörüngeleri kararlılık halindedir. Elektronların kendi kararlılık durumuna geçerlerken daha önceden absorbe ettikleri enerjiyi foton şeklinde dışarıya yansıtırlar. İletilen foton, başka bir fotonu oluşturabilen elektronun uyarılması ile birlikte fotonların kendi aralarında oluşturduğu bir reaksiyon oluşur (Coluzzi, 2000). Foton dalgalarından oluşan ışık 3 önemli özelliğe sahiptir. Bu özellikler dalga hızı, dalga boyu ve dalga yüksekliğidir. Hız değeri ışığın belli bir süre içerisinde aldığı yol miktarıdır. Bu süre lazer ışığında saniyede 300.000 km olarak tespit edilmiştir. Dalga yüksekliği değeri ise dalganın

başladığı en düşük ve en yüksek nokta arasındaki mesafedir. Bu değer ‘genlik’ yada ‘amplitut’ olarak adlandırılmaktadır. Enerji miktarının fazla olması genlik genişliği ile belli edilmektedir. Joule (J) lazer cihazlarında kullanılan enerji birimidir. Diş hekimliğinde kullanılan lazer cihazları atım başına 1 J’den daha az enerji oluşturduğu için birim olarak milijoule (mJ) kullanılabilir (1J=1000mJ). Dalga boyu birbirini takip eden 2 dalganın en tepe noktaları arasındaki horizontal mesafe olarak bilinmektedir. Bu değer metre ile ölçülebilmektedir. Diş hekimliğinde bu birim nanometre (nm) (10^{-9} m) yada mikrometre (μm) (10^{-6} m) şeklinde kullanılmaktadır. Günümüzde dalga boyu, 0.1-10 μm arasındaki lazer cihazları kullanılmaktadır. Elektromanyetik enerji spektrumundaki ışığın dalga boyuna göre kızılötesi, görünür ışık, morötesi, mikrodalga yada ultraviyole gibi sınıflandırılması yapılmaktadır. Dalga hızının frekansa bölünmesi dalga boyunu göstermektedir (Coluzzi & Goldstein, 2004; Coluzzi, 2008).

$$(\text{dalga boyu}) \lambda = c (\text{hız}) / f (\text{frekans})$$

Frekans, dalganın bir saniyede yapmış olduğu salınım miktarıdır. Frekans birimi dalga boyu ile ters orantılı olup hertz (hz) yada pulse per second (pps) şeklinde gösterilmektedir. Her bir saniyedeki atış sayısı, atış tekrarlama oranıyla veya atış frekansı ile bulunmaktadır. Değerini göstermek için Watt (W) birimi kullanılan güç, birim zamanda yapılan iş şeklinde tanımlanır ve frekans ile enerjinin çarpımı ile belirlenmektedir (Coluzzi & Goldstein, 2004).

$$W (\text{güç}) = J (\text{enerji}) \times f (\text{frekans})$$

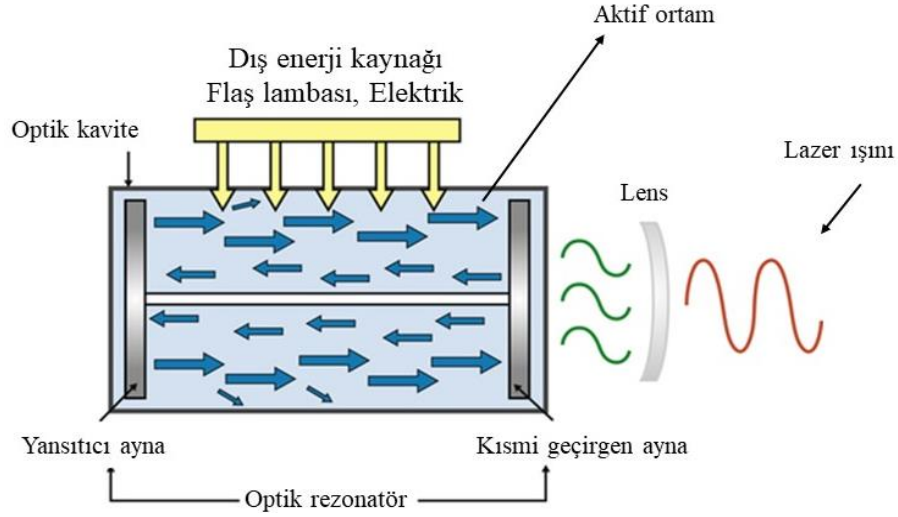
Atım emisyonu için geçen süre atım süresi olarak bilinir ve bu süre ile lazer gücü arasında ters orantı vardır (Coluzzi & Goldstein, 2004).

Lazer Sistemi İçerisindeki Bileşenler

Üç ana bileşenden oluşur. Bunlar; bir enerji kaynağı, aktif bir lazer ortamı ve optik boşluğu veya rezonatörü oluşturan iki veya daha fazla aynadan oluşmaktadır (Şekil 4)

Şekil 4.

Lazer sistemi içerisindeki bileşenler (coluzzi, 2004)



Lazer sistemi birçok kaynak tarafından alınan enerjii içerisindeki atomlar veya moleküller yardımı ile absorbe edip, sonrasında bu absorbe enerjii ışık fotonları şeklinde salınmasını sağlamaktadır. Lazer tüpü içerisine katı, sıvı veya gaz maddelerinden biri doldurulur. Bir ucunda kısmi geçirgen ayna diğer ucunda ise yansıtıcı ayna bulunan lazer tüpüne enerji yüklenmesi için; dışarıdan elektrik akımı verilerek, dışarıdan ışık geçirmeyle veya kimyasal yolla gerçekleştirilmektedir. Atomların bir kısmı kararsız hale gelirken bir kısmı da enerjii emmektedir. Fotonlar, uyarılmış ve kararsız haldeki atomlara çarparak enerji yayılmasına sebep olur, sonrasında ise kararlı hale dönüşmeye çalışırlar. Bu işlem sonrası yayılan fotonlar, lazer tüpü içerisinde bulunan aynalardan yansıyarak döner ve bu reaksiyonu hızlandırır. Atomların büyük bir kısmı foton yaymaya başlaması ile ışığın kuvveti artar ve bu ışık kısmi geçirgen aynadan geçerek dışarı çıkar. Bu şekilde lazer ışını meydana gelir (Akgün , 2004; Baxter, 1994; coluzzi, 2004; Midda & Renton-Harper, 1991; Özcan & Sevimay, 2016).

Lazer Işınının Nitelikleri

Lazer ışığı nitelikleri üçe ayrılır:

Tek Renklilik (Monokromatisite). Lazer ışığının kendine has bir rengi bulunmakta ve buna monokromatizm adı verilir. Lazer ışığında, tek dalga boyu bulunduğundan dolayı tek renge sahiptir. Bu renk her lazerde dalga boyuna bağlı olarak farklılık gösterebilir (Özcan & Sevimay, 2016).

Eş Fazlı Hareket (Kohorentlik). Genlikleri eş zamanda gerçekleşen fotonlar belirli bir dalga boyunda ışık dalgaları ile uzayda aynı hız ve tempoda ilerlemektedir. Bu eş faz hareket özelliği sadece lazer ışığına özgüdür ve istenilen nokta üzerindeki etkileri daha kesin ve güçlü olmaktadır (Özcan & Sevimay, 2016).

Paralellik, Doğrusallık. Lazer yapısındaki rezonans odası paralel yapıdaki aynalar ile birlikte aynı yönlü fotonları kontrollü bir şekilde geçerek enerji hüzmesi oluşturmaktadır. Bu oluşan ışık enerjisi, etrafa yayılmadan ilerleyerek çok ufak yerlere odaklanabilmektedir. Hatta bu oluşan ışık enerjisi, gerek görüldüğünde odak çapını düzenleyebilmektedir. Lazer ışığı, farklı ışık çeşitlerinin aksine yüksek derecede paralellik gösterebilmektedir. Lazer cihazı ışınlarının dağılım miktarı paralellik derecesinden daha önemli sayılabilmektedir. Dağılma açıları 3-10° arasında değişim gösterebilmektedir. Lazer ışığı yüksek derecede paralellik gösterirken yüksek verime ve küçük çapa sahip olabilmektedir. Fakat dağılım miktarı fazla olan lazer ışınlarında hedef çapın artması sebebi ile etkisi daha az olabilmektedir ve bu yüzden düşük yoğunluklu lazer tedavilerinde kullanılmaktadır (Akgün, 2004; Bass & Treat, 1995; Özcan & Sevimay, 2016).

Lazer Işığının Dokuya Aktarılması

Üretimi farklı aktif maddelerden olan, farklı penetrasyon niteliğine ve dalga boyuna sahip lazer ışığının; kaynaktan çıkıp ilgili bölgeye aktarılması gerekmektedir. Dış hekimliğinde kullanılan lazer cihazlarında ışık enerjisi iki farklı şekilde iletilmektedir. Birinci sistemde, yansıtıcı niteliği olan boş tüpler mevcuttur ve aynı aynalar yardımı ile gerçekleştirilen dönüşler bulunmaktadır. Bu lazer uygulamalarında lazer ucunun dokulara teması yoktur. Fakat diğer lazer uygulamasında, lazer ışığı iletimi fiber optik kablo sayesinde olmaktadır. Bu sistem esnek, hafif ve fazla hareket kabiliyetine sahip bir sistemdir. 200-600 µm arasında

değişen fiber optik uç çapları ile lazer ışığı hedeflenen alana temassız "non-contact" veya temaslı "contact" şeklinde kullanılabilir (Akgün, 2004).

Lazer Işığının Aktarılma Modelleri

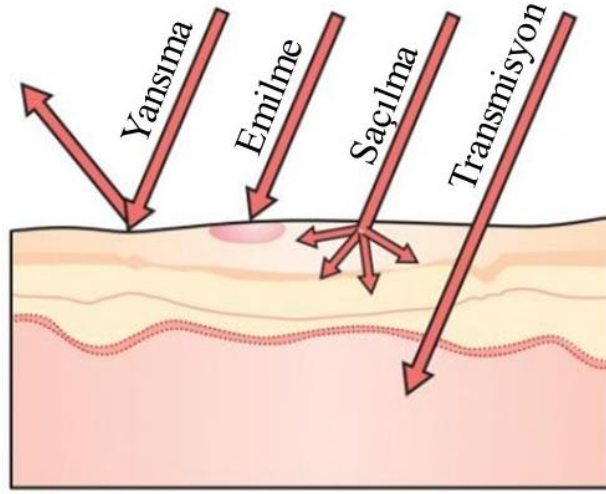
Çalışma alanına aktarılan ışık 3 farklı şekilde dokulara ulaştırılabilir:

- Sürekli iletim (continuous mode) modelinde; ışık pedala basıldığı zaman sürekli ve kesintisiz bir şekilde iletilmektedir.
- Mekanik atımlı iletiminde (gated-pulse mode); ışık belli bir periyotta belli kesintiler şeklinde gerçekleşmektedir. Engel, mekanik bir şekilde sürekli devam eden ışığı engelleyerek pulsatif akıma neden olur. Kesinti ve akım çok kısa bir süre içerisinde gerçekleşir. Bu mekanik pulsatif iletim, sürekli iletimin alt grubu olarak da bilinmektedir.
- Serbest atımlı iletimde ise (free-running pulsed mode); kesintiler, lazer cihazının aktif halden, tekrar tekrar pasif hale geçmesi ile oluşur. Bu iletimde yüksek enerjili lazer ışığı μs seviyesindeki zaman aralıkları ile ulaştırılmaktadır. Zaman ayarlamaları bilgisayar tarafından yapılan serbest pulsatif iletime sahip lazer cihazlarında, uyarı aralıklarında aktif durumda olmamaktadır. Lazer ışınlarının iletim çeşitlerindeki hassas nokta, dokuya uygulanan ışık enerjisinin oluşturduğu ısı etkisidir. Serbest atımlı yada mekanik atımlı iletimdeki lazer cihazlarında, enerjinin tekrar dokulara uygulanmadan önce soğuması için zamana ihtiyaç duyulmaktadır. Buna karşın dokulara kesintisiz uygulanan enerjinin olduğu lazer cihazlarında bu soğuma zamanı operatör sayesinde yapılmaktadır (Akgün, 2004; Dederich, 1993; Özcan & Sevimay, 2016).

Dokular Üzerinde Lazerlerin Etkisi

Dokuya uygulanan lazer, emilebilir (absorbsiyon), yansiyabilir (yansıma), ilgili alanda dağılır (saçılma) veya ilgili bölge tarafından derin seviyelere ulaştırılabilir (transmisyon)(şekil 5).

Şekil 5.

Lazerin Doku Üzerindeki Etkisi

Emilme ya da absorpsiyon derecesi, hedef doku ve lazer ışığının nitelikleri tarafından etkilenmektedir. Doku yüzeyinde termal enerjiye dönüşen lazer enerjisi, buharlaşmaya (vaporizasyon) ve dokuda zarara neden olabilmektedir. Bu yüzden kaynağa yakın bölgedeki dokularda etkilenmenin fazla olduğu ve doku derinliği arttıkça aynı derecede etkinin de azaldığı bildirilmiştir. Emilim derinliği, lazer ışığının etkisi azalarak biyolojik etkiye neden olmadığı nokta olarak bilinmektedir (Kutsch, 1993; Özcan & Sevimay, 2016; Pick, 1993).

Doku yüzeyindeki diğer bir etki ise, lazer uygulandığında ortaya çıkan enerjinin doku yüzeyinden geri yansmasıdır. Bu yansıyan ışık çevredeki dokularda hasara neden olabilmektedir. Lazer ışığının yansması ve hedef bölgede etkisiz olması çevre dokularda istenmeyen etkilere sebep olmaktadır. Bu durum lazer güvenliğinde hassas bir noktadır. Parlak ve sert yüzeylerde bu yansıma daha fazla olabileceği bildirilmiştir (Kutsch, 1993; Özcan & Sevimay, 2016; Pick, 1993). Saçılma, ışık enerjisinin tamamen absorbe edilmeksizin yayılıp dokulara daha az geçişi olarak bilinir ve enerjinin doku içerisinde zayıf hale gelmesine sebep olur. Lazer enerjisinin hedef alandaki derinleştiği uzaklığa, 'penetrasyon derinliği' yada 'transmisyon' denir. Bu etki lazer ışınlarının dalga boyu ile ilişkilendirilip, uzun dalga boyuna sahip ışınlar hedef dokularca emilirken, kısa dalga boyundaki ışınlar daha derin tabakalara ulaşır (Kutsch, 1993; Özcan & Sevimay, 2016; Pick, 1993).

Lazer ışık enerjisinin hedeflenen yüzey üzerindeki etkisini belirleyen bazı faktörler vardır. Bunlar:

- Hedeflenen dokunun biyolojik nitelikleri
 - Emilim gücü
 - Mineral ve içerdiği su oranları
 - Dokunun yoğunluğu
 - Kan sirkülasyonu
- Lazer ışığının nitelikleri
- Işınlama zamanı
- Dalga boyu
- İletim türü
- Enerji yoğunluğu
- Yüksek atım enerjisi
- Temaslı ya da temassız uygulanması
- Uygulanan atım sayısının ortalaması gibi faktörler bulunmaktadır (Convissar, 2004; Dederich, 1993; Miserandino & Pick, 1995; Vogel & Venugopalan, 2003).

Farklı veya aynı lazer cihazları dokular üzerinde farklı etkiler oluşturabilmektedir (Coluzzi & Goldstein, 2004; Coluzzi, 2005). Dokular tarafından emilen ışık enerjisi, farklı dalga boyu ve enerjiye sahip fotonlara bağlı olarak, farklı doku cevabı veya etkileşimi oluşturabilmektedir. Termal reaksiyon olarak belirtilen fotokoagülasyon ve fotovaporizasyon üç reaksiyon şeklinde sınıflandırılabilir. Bu reaksiyonlar; fotokimyasal, fotomekanik ve termal olmayan reaksiyonlar şeklindedir (Coluzzi & Goldstein, 2004; Özcan & Sevimay, 2016).

Fototermal Etki. Dokularda sıcaklık artışı, emilen lazer ışınının ışık enerjisinden ısı enerjisine dönüşmesiyle oluşmaktadır. Dokunun termal özellikleri ile ışının uygulanma süresi, tekniği, termal iletkenlik katsayısı ve dalga boyu sıcaklık artışının seviyesini belirlemektedir. Dokuda ulaşan sıcaklık artışı birçok olaya sebep olmaktadır. Örneğin; 40°C üstü protein denatürasyonu, 60°C üstü protein koagülasyonu, 250°C üzeri karbonizasyon ve son olarakta 300°C üzeri doku

buharlaşmasının meydana geldiği bildirilmektedir. Lazer ışını sonucunda dokularda oluşan sıcaklık artışı, yüzey sterilizasyonuna etki edebilmektedir. Bu etki artışı mikroorganizmaların parçalanmasını sağlayarak oluşturulur. Vaporizasyon, ışınlama sonrası doku sıcaklığının 100°C'nin üstüne çıkmasıyla oluşmaktadır. Hücre proteinleri yıkılarak, hücre içerisinde bulunan su ortaya çıkarak buharlaşma gerçekleşmektedir. Bu buharlaşma nedeni ile hücre içerisinde bazı küçük patlamalar meydana gelir. Bu patlamalar dokuların ablasyonuna sebep olur. Bu etki ile birlikte Mine ve dentin yapılarındaki yüzeyler başarılı bir şekilde uzaklaştırılabilmektedir (Coluzzi, 2004; Coluzzi & Goldstein, 2004; Coluzzi, 2008; Özcan & Sevimay, 2016).

Karbonizasyon ve buharlaşmanın olduğu dokularda, kızılötesi ışınlarının sahip olduğu dalga boylarında yer alan lazer enerjisi (örneğin CO₂ lazer, 10600 nm) tümüyle absorbe edilmektedir. Fakat absorpsiyon seviyesinin az olduğu, penetrasyon seviyesinin fazla olduğu kızılötesi bölgesine yakın lazer enerjisinin (örneğin Nd:YAG lazer, 1060 nm), derin dokularda koagülasyona neden olduğu gözlenmiştir (Floratos & Rosette, 1999).

Lazer cerrahi uygulamalarında yararlı etkiler gösteren fototermal doku etkileşimi, sert dokularda zararlı etkilere neden olduğu bildirilmiştir. Kanama kontrolünün sağlanması, yüzey sıcaklığının artışı ile yara dezenfeksiyonu ve buharlaşma ile dokuların uzaklaştırılması bu etkileşime örnektir (Convissar, 2004; Dederich, 1993; Miserandino & Pick, 1995; Vogel & Venugopalan, 2003).

Fotokimyasal Etki. Lazer ışınlarının termal etki olmaksızın hedef dokuda oluşturduğu değişiklikler, doku içerisinde bulunan fotosensitif moleküller ve maddelerce emilimi sonucunda oluşmaktadır. Buna bağlı olarak molekül bağları, yüksek foton etkisi ile çözünürken kimyasal reaksiyon başlayabilmektedir. Fotodinamik tedavi, ışığa hassas maddelerin kullanılması ile sağlanır ve bu doku etkileşimi sonucu tümör gibi patolojik dokuların tedavileri yapılabilir. Dokuya verilen fotosensitif ilaçların fotoaktivasyon özelliği ve verilen ilacın toksisitesi bu etkinin seviyesini belirlemektedir (Coluzzi & Goldstein, 2004; Schuller, 1990).

Fotomekanik Etki. Çevre dokularda ısı oluşmaksızın hedef dokuda ani ısınma ve plazma formasyonu kısa atımlı yüksek enerjili lazer ışınlarının oluşturduğu fotomekanik etkiden sağlanmaktadır. Dokularda fotodistrüptif ve fotoablatif etki oluşabilmektedir. Şok dalgalar ile birlikte dokudaki moleküller arasında ve atomdaki elektriksel çekim bağlarının çevre dokulara zarar vermeksizin ayrılması ile birlikte mikro düzeyde parçalanma oluşturarak uzaklaştırılması işlemine fotoablasyon denir. Bu etkiye dental kavitasyon işlemi örnek verilebilmektedir. (Miserandino & Pick, 1995; Pick, 1993).

Fotodistrüpsiyon ise, hedef dokuların lazer ışığı ile parçalanması işlemidir. Bu işlemde enerji yoğunluğu yüksek ve ultra kısa lazer atımı ile birlikte lazer ışığının hedefindeki materyal çok yüksek elektriksel alan sayesinde iyonlaştırılabilir. Dokunun verdiği tepki, yoğunluk, dalga boyu, frekans, güç ve süre gibi lazer parametreleri ile birlikte dokunun sahip olduğu optik özelliklerden de etkilenebilmektedir. Diş hekimleri yukarıda verilen uygun parametrelili kullanarak ideal lazer dozunu kontrollü bir şekilde sağlamaktadır. Meydana gelen bu etkileşim, alan başına verilen süre ile ve gücün yoğunluğu ile ilişkili olmaktadır (Kınsın & Aktören, 2004; Vogel & Venugopalan, 2003).

Dalga boyu, hedef dokudaki lazer emilimini belirlemektedir. Örneğin çoğu madde tarafından doku yüzeyinde 100 µm boyunca emilen CO₂ lazer ışınıdır. Erbiyum İttriyum Alüminyum Garnet (Er:YAG) lazer ışını su içerisinde emilimi fazladır. Er:YAG lazerin aksine Neodmiyum İttriyum Alüminyum Garnet (Nd:YAG) lazer ışını suda düşük emilim özelliği gösterirken, hemoglobin ve melanin gibi doku pigmentlerinde yüksek emilim göstermektedir (Carruth, 1986; Wigdor vd., 1993).

Lazer Sistemlerinin Sınıflandırılması

Lazer sistemleri sınıflandırması, lazer ışığının hareketi, dalga boyu, enerjisi, uygulanış şekli ve içerdiği aktif maddeye bağlı olarak yapılabilmektedir (Şekil 6) (Coluzzi, 2004; Coluzzi & Goldstein, 2004; Özcan & Sevimay, 2016)

Şekil 6.

Lazer Sistemlerinin Sınıflandırılması

Lazer aktif maddesine göre	Katı madde içerenler Ruby, granit, alexandrite, Nd:YAG, Er:YAG Gaz madde içerenler Argon, CO ₂ , He-Ne Uyarılmış asalgaz halojenleri içeren lazerler Excimer,ksenon-flor, argon-klor Boya tanecikleri içeren lazerler Dye, VIS Yarı iletken maddeler içeren lazerler Diyot
Lazer ışığının hareketine göre	Sürekli (continuous) ışın verenler Atımlı (pulse) ışın verenler Dalgalı akım (choop) ışın verenler
Lazer ışığının dalga boyuna göre	Ultraviyole enerji spektrumundaki ışınlar (140-400 nm) Görünür ışık spektrumundaki ışınlar (400-700 nm) Kıızıl ötesi enerji spektrumundaki ışınlar (700 nm ve üzeri)
Lazer ışığının enerjisine göre	Yumuşak doku lazeri GaAlAs, Ga-As, He-Ne Mid lazer Sert doku lazeri Argon, CO ₂ , excimer, Ho:YAG, Nd:YAG, Er:YAG, Er,Cr:YSGG
Lazer ışığının uygulanış şekline göre	Kontakt Non-kontakt

Lazer ışığının enerjisine göre yapılan sınıflandırma günümüzde en çok kullanılan sınıflandırmadır. Yumuşak doku lazerleri, dolaşımı ve hücresel aktiviteyi artırmaktadır. Literatürde yumuşak doku lazerleri düşük doz lazer terapisi (Low Level Laser Therapy- LLLT) olarakta bilinmektedir. Bu lazerlerde, yarı iletken diyotlar aktif ortam maddesi olarak tercih edilmektedir. Galyum-Alüminyum-Arsenit (Ga-Al-As) (750-905 nm), Galyum-Arsenit (Ga-As) (820 nm) ve Helyum-Neon (He-

Ne) (632,8 nm) lazerler klinik uygulamalarda kullanılan soft lazerler olarak yer almaktadırlar. Bu lazerlerin amaçları arasında ödem, inflamasyon ve ağrının azaltılması, dokunun iyileşmesi ve yenilenmesinin sağlanması sayılabilmektedir (Midda & Renton-Harper, 1991; Myers, 1991; Sun & Tunér, 2004).

Diş hekimliğinde kullanılan yumuşak doku lazerleri:

- Diagnostik prosedürler
- Pulpektomi sonrası sekonder dentin yapımı
- Temporomandibular eklem bozukluklarının tedavisi
- Aftöz ülser, herpetik ülser, lokalize osteotit, dentin hassasiyeti, gingivitis, çekim bölgelerinde mukozanın iyileşmesi gibi durumlarda tercih edilmektedir (Asnaashari & Safavi, 2013; Midda & Renton-Harper, 1991; Myers, 1991; Özcan & Sevimay, 2016).

Yüksek enerji seviyelerine sahip sert doku lazerleri ısı açığa çıkarması sebebi ile termik lazer olarak bilinmektedirler. Bu lazerler Nd:Yag, Er,Cr:YSGG, Er:YAG, ARGON, excimer lazer ve Ho:YAG lazerler olup, koagülasyonu sağlama, buharlaştırma, kesme ve dezenfeksiyon gibi işlemler için tercih edilmektedir (Green vd., 2011; Sulieman, 2005).

Diş Hekimliğinde Tercih Edilen Lazer Sistemleri. Diş hekimliğinde tercih edilen lazerler görülebilir ışık ve kızılötesi (infrered) lazerler olarak 2'ye ayrılmaktadır. Bu lazerler ise kendi içerisinde; Lazer tipi, dalga boyu ve kullanım yerine göre ayrılmaktadırlar (Tablo 1).

Tablo 1.

Diş Hekimliğinde Kullanılan Lazer Sistemleri (Duymuş ve ark., 2015)

	Lazer Tipi	Dalga Boyu	Kullanım Yeri
Görülebilir Işık Lazerleri	Argon	488-514 nm	Yumuşak doku
	Diyot	980 nm	Yumuşak doku
	Diyot	810 nm	Yumuşak doku
Kızıl Ötesi (Infrared) lazerler	Neodmiyum: İttriyum Alüminyum Garnet (Nd:YAG)	1064 nm	Sert ve Yumuşak doku
	Karbondiyoksit (CO ₂)	10600 nm	Yumuşak doku
	Erbium: İttriyum Alüminyum Garnet (Er:YAG)	2940 nm	Sert doku
	Erbiyum, krom: İttriyum Skandiyum Galyum Garnet (Er:Cr:YSGG)	2970 nm	Sert doku

Argon Lazerler. Bu lazerler görülebilir iki emisyon dalga boyuna sahiptir. Birincisi; mavi renktedir ve 488 nm dalga boyunda olmaktadır. İkincisi, mavi-yeşil renktedir ve 514 nm dalga boyunda olmaktadır. Beş yüz on dört nanometre dalga boyunda olanlar yumuşak doku tarafından çok emilir. Dört yüz seksen sekiz nanometre dalga boyunda olanlar kamforokinon için ihtiyaç olan dalga boyudur. Polimerizasyon süresini azaltmaktadır ve kompozit rezinlerin daha az sıvı absorbe etmesini sağlar. Lazer, diş ile temas ettiği zaman eğer orada çürük var ise kırmızı ve koyu turuncu rengini almaktadır ve bunun sayesinde çürüğün bulunması kolaylaşır. Hemoglobinin tarafından absorbe edilen bir dalga boyuna sahip olmasıyla etkili bir biçimde hemostaz sağlar. Dental sert dokularda fazla absorbe olmaz. Yumuşak doku insizyonu, vasküler anomalilerin giderilmesi, rezin polimerizasyonu, pigment lezyonların uzaklaştırılması, çürüğün teşhisi, diş beyazlatması, dentin hassasiyetinin giderilmesi, çürüğe karşı direncin artırılmasında kullanılır (Miserandino & Pick, 1995).

CO₂ Lazerler. Yumuşak dokuda etkilidir ve aktif maddesi gazdır. Hidroksitapatitte en fazla absorbe olabilen lazerdir. Son derece kontrollü olması ile birlikte hücresel tabakaları uzaklaştırarak ve iletici ucu yüzeyle temas yapmadan işlem yapabilir. Lazer uygulandığında kapiller damarlarda pıhtılaşma oluşur ve buharlaşmanın meydana geldiği alanın çevresindeki dokuda 0,5 mm'lik derinlikte nekrotik alan oluşur. Dokudaki kanama eğilimi azdır (Dederich vd., 2004; Miserandino & Pick, 1995). Preparasyon işlemi mekanik bir aletle yapılmadığından, klinisyen doku dayanıklılığını hissedememekte ve lazerin kontrolü zorlaşmaktadır. Yumuşak dokuda işlem yaparken istenmeyen doku yaralanmalarına neden olabilir. Skar iyileşmesi 3-4 gün gecikebilir. Sert ve yumuşak dokular karbon artıkları nedeni ile siyah-kahverengi renkte bir görünüm alırlar. Bu görünüm 1-2 gün içerisinde su ile gargara yapılarak eski rengine döner. İşlem yapılmış dokunun rengi 1-2 hafta içerisinde sağlıklı ve normal rengine döner. Yumuşak doku insizyonu, dişeti işlemlerinde, frenektomi, preprotetik cerrahi, oral ülserlerin tedavisi, yumuşak ve sert doku cerrahisi, dentin ve mine pürüzlendirilmesi, submuköz apselerin tedavisi, periodontal tedavi ve diş beyazlatmasında kullanılır (Dederich, 1993; Pick, 1993).

Nd:YAG (Neodmiyum: İttriyum Alüminyum Garnet) Lazerler. Hemostatik özelliği iyi olan bir lazerdir. Pigmente dokuda çok yüksek düzeyde emilim olur, hızlı şekilde insizyon yapar, ancak açık renkli dokularda insizyon daha yavaş olmaktadır. Diş hekimliğinde enfeksiyona neden olan bakterilerin renkleri (açık kahverengi ve buna yakın renkler) tarafından absorbe olmakta, bu nedenle hızlı iyileşme etkisi sağlamaktadır. Diş hekimliğinde, maksillofasiyal cerrahide kullanılan lazer sistemleri arasında en çok penetrasyon derinliğine sahip olduğundan cerrahi yüzey altında bulunan dokular da lazer gücüne ve enerjisine maruz kalırlar. Bundan kaynaklı istenmeyen çevre zararlarının oluşmasına neden olur. Lazer ışığı kök ya da krona yönlendirilirse pulpa ve pulpa odası direkt olarak etkilenir. Bu da, hassasiyet gibi pulpadaki fonksiyonların azalmasına neden olur. Nd:YAG lazerler; oral ülserlerin tedavisi, yumuşak doku cerrahisi, frenektomi, gingival cerrahide ve periodontal tedavilerde kullanılmaktadırlar (Parker, 2007).

Er:YAG (Erbium: İttriyum Alüminyum Garnet) Lazerler. Nd:YAG ile CO₂ tür lazerlerin sert dokuları buharlaştırabilmeleri için gerekli olan yüksek enerji nedeni ile oluşan yan etkiler, Er:YAG lazerlerin geliştirilmesini sağlamıştır. Hem hidroksiapatit hem de suda iyi absorbe olduğundan dolayı mevcut lazer sistemlerine göre diş preparasyonlarında daha fazla etkilidir ve geleneksel ekipmanlarla kıyaslanabilecek durumdadır. Er:YAG lazerlerin çalışması sırasında su spreyinden yararlanarak ısı değişimi 3°C'nin altına inmiştir. Er:YAG lazerlerin avantajları içerisinde diş preparasyonu sonrasında düzgün bir yüzey elde edilmesi, işlem sırasında var olan ağrıyı minimuma indirdiği için herhangi bir anesteziye gerek olmaması, hastayı irrite edici seslerin ve titreşimin olmaması sayılabilir. Seramik yüzeyinin pürüzlendirilmesinde, çürüğün uzaklaştırılmasında, dentinde ve minede kavite hazırlanmasında, periodontal tedavide, yumuşak ve sert doku cerrahisinde kullanılırlar (Miserandino & Pick, 1995; Ural vd., 2010; Visuri vd., 1996).

Er,Cr:YSGG (Erbium, Krom: İttriyum Skandiyum Galyum Garnet) Lazerler. Bu lazer sistemi içerisinde, 2.78 µm dalga boyunda ve 0.4-0.6 mm çapında safir uçlu fiber kablo ile çalışan su buharı-hava bileşiminden ve atış-ışınlanma düzeneğinden oluşan bir soğutma sistemi barındırır. Er,Cr:YSGG lazerler erbium ve krom ile çevrelenmiş ittriyum, galyum, garnet kristalleri, skandiyum içeren 2780 nm dalga boyuna sahip katı hal lazeridir. Er,Cr:YSGG lazerin dalga boyu cam molekülleri boyunca rahatça geçemeyeceğinden, sadece fiber optik iletim sistemlerince lazer enerjisine iletilirler. Bu lazer sistemi büyük fiber uca sahip olduğu için, hava-su soğutmasına ihtiyaç duymaktadır. Bu lazerlerin 0,5 µm'lik etki derinliği, frezle çalışmaya oranla sert dokularda kontrollü çalışılmasına imkan verir. Erbium lazerler bu derinlikte etkin olduğu için derin dokularda herhangi bir zararları yoktur. Bu boyuttaki lazer enerjisi, su molekülleri tarafından maksimum derecede absorbe edilirler. Bu nedenle kesme işlemi hidroksil grupları hedef alınarak suyun hidrokinetik etkisi ile yapılmaktadır. Lazerin kesme etkinliğini artıran diğer bir faktör ise, su spreyi ile birlikte çalışılmasıdır. Sert dokuya uygulanan lazer, diş dokusunda bulunan suyun buharlaşmasına neden olur ve bu olayda hacim artışına neden olduğu için mikropatlamalar oluşturur. Bu olayların sonucunda kavitasyon doku yüzeyinde oluşmuş olur (Kukul, 2013).

Bu lazer cihazında bulunan hava-su spreyi, diş dokusundaki yapılara zarar vermeden rahatca kesim yapılmasına olanak verir. Er:Yag lazerler, Er,Cr:YSGG lazerlere göre diş dokusunu uzaklaştırmak için daha az enerji yoğunluğuna ihtiyaç duyar. Er,Cr:YSGG lazerler, birçok sert doku uygulamalarında kullanılmaktadır. Bu işlemler arasında çürük kaldırılması, minenin asitlenmesi, kemik cerrahisi, kök kanal tedavisi ve kavite hazırlanması sayılabilmektedir. Günümüzde daha da gelişen Er,Cr:YSGG lazerler, birden fazla işlemi tek bir ekipman ile aynı zamanda yapabilme olanağı sağlamaktadır (Atas, 2015).

Taşar vd. (2014), Er,Cr:YSGG lazerin simantasyon işleminin tekrarlanması durumunda diş yüzeyinden siman kalıntılarının temizlenmesinde ve yeniden yapılan simantasyon sonrasında dentin ve rezin siman arasındaki bağlanma kuvvetine etkisini değerlendirmişlerdir. Farklı dentin yüzeyi temizleme prosedürlerinin farklı çıkış güçlerinde (1.25, 2 ve 3 W) lazer irradiasyonu ile kıyaslandığı çalışmada, 2 ve 3W Er,Cr:YSGG lazer uygulamasının dentin yüzeyinin temizlenmesinde ve bağlanma direncinin artırılmasında iyi bir alternatif olduğu tespit edilmiştir (Taşar vd., 2014).

Kurtulmuş-Yılmaz vd. (2014), Er,Cr:YSGG lazer ile yüzey işleminin, cam ve kuartz fiber postlar ile kompozit rezin kor materyali arasındaki bağlanma direncine etkisini incelemişlerdir. Er,Cr:YSGG lazerin farklı çıkış güçlerinin (1, 1.5 ve 2W) etkisinin, Al₂O₃ ile kumlama, hidroflorik asit ile pürüzlendirme, metilen oksit ile pürüzlendirme gibi farklı yüzey işlemleri ile karşılaştırılması sonucunda, fiber post tipinin ve yüzey işlemlerinin bağlanma direnci üzerinde anlamlı etkiye sahip olduğu bulunmuştur. Araştırmacılar 1 W ve 1.5 W lazer irradiasyonunun hem cam hem de kuartz fiberin bağlanma direncini artırdığını; 2 W lazerin ise fiber postun yapısına zarar verebileceğini öne sürmüşlerdir (Kurtulmuş-Yılmaz vd., 2014).

Diyot Lazerler. Bu, 800-980 nm dalga boyu aralığındaki lazerlere verilen genel isimdir. Diyot lazerlerin içeriğine (galyum arsenit, galyum alüminyum arsenit gibi) farklı maddeler eklenerek benzer özellik sergileyen dalga boyları üretilmesine imkan sağlamaktadır. Bu dalga boyunun en bilinen özelliği biyostimülasyon anlamında güçlü bir etkiye sahip olduklarıdır. GaAlAs yüksek doku penetrasyonuna sahiptir çünkü bu lazerin hemoglobin ve su tarafından absorpsiyonu iyi değildir. Deriye ve oral mukozaya uygulanan GaAlAs lazer dalgaları, dokulara penetre olur ve oral

mukozanın 4-8 mm altına kemiğe ve sinir dokusuna kadar ulaşır (Miserandino vd., 1995). Yüksek penetrasyon gücünden dolayı trigeminal sinir parestezilerinin tedavisinde, doku rejenerasyonunu stimüle etmek amacı ile kullanılabilir (Ferreira vd., 2009).

Galyum arsenit ise deri pigmentlerindeki ve sudaki düşük absorpsiyonundan dolayı derin dokulara kadar penetre olabilen 904 nm dalga boyunda bir ışıktır. Galyum arsenit (GaAs) ve GaAlAs lazerlerin yüksek güç yoğunluğuna sahip olmaları; oldukça güvenilir ve düşük maliyetli olmaları nedeniyle kullanımları yaygındır (Kreisler vd., 2003). Bu tip lazerler fiber taşıma sistemi ile çalışmaktadır ve derin penetrasyon özellikleri sebebi ile yumuşak doku cerrahisinde kullanılabilirler. Bu lazerler beyazlatma işlemlerinde de kullanılmaktadır (Souza-Gabriel vd., 2011).

Lazerlerin Seramik Restorasyonlarda Kullanımı

Seramik Yüzeylerin Pürüzlendirilmesinde Kullanılması. Restoratif materyal ile rezin siman arasındaki kuvvetli bir bağlantı sağlanması, indirekt restorasyonların ömrünü ve klinik başarısını etkileyen en önemli faktörlerden biridir. Bu bağlantıyı güçlendirmek ve restorasyonun iç yüzeyini modifiye ederek pürüzlülüğü ve mikromekanik retansiyonu arttırmak amacıyla birçok yüzey işleme yöntemi geliştirilmiştir. Hidroflorik asit ile pürüzlendirme, alüminyum oksit partikülleri ile kumlama, tribokimyasal silika kaplama gibi yüzey işlemleri, farklı seramik ve rezin materyallerin yüzeylerinin pürüzlendirilmesinde sıklıkla kullanılmaktadır (Soares vd., 2005; Spitznagel vd., 2014).

Lazer ile yüzey pürüzlendirmesinin bağlanma direncine etkisi de birçok araştırmaya konu olmuştur (Akyıl vd., 2011; Gökçe vd., 2007; Kara vd., 2011; Kursoğlu vd., 2013; Shiu vd., 2007). Akyıl vd. (2011), Er:YAG, Nd:YAG lazerler ile hidroflorik asit ve alüminyum oksit ile kumlama işleminin feldspatik seramiklerin rezin bağlantısı üzerine etkisini değerlendirmişler; hidroflorik asit ile pürüzlendirmenin en başarılı sonuçları verdiğini, lazerlerin tek başına uygulamalarının ise yeterli bağlanma direncini sağlayamadığını rapor etmişlerdir (Akyıl vd., 2011). Gökçe vd. (2007), farklı parametrelerde uygulanan Er:YAG lazer ve hidroflorik asit ile yüzey işleminin, lityum disilikat seramikler ile rezin siman

arasındaki bağlantı direnci üzerine etkilerini kıyaslamışlar ve 300 mJ çıkış gücünde uygulanan lazerin en yüksek bağlanma direncini sağladığını belirtmişlerdir (Gökçe vd., 2007). Kursoğlu vd. (2013), Er,Cr:YSGG lazeri ile birlikte lityum disilikat yüzeyinin pürüzlendirilmesinde hidroflorik asite göre, daha düşük ancak yüzey işlemi uygulanmayan kontrol grubuna göre daha yüksek rezin bağlanma değerleri ortaya koyduğunu bildirmişlerdir. Daha yüksek çıkış gücünde (6 W) uygulanan lazer ise en düşük bağlanma direnci değerlerine neden olmuştur. Bu araştırmaların bulguları değerlendirildiğinde, restoratif materyalin tipinin, uygulanan lazerin ve lazerin parametrelerinin bağlanma direncini etkileyen faktörler olduğu sonucuna varılabilir (Kursuoğlu vd., 2013).

Simantasyon öncesi, yüzey pürüzlülüğünün artırılması amacıyla uygulanan yüzey işlemlerinin, restoratif materyallerin fiziksel ve mekanik özelliklerini etkileyebileceği de göz önünde bulundurulmalıdır. Kurtulmuş-Yılmaz vd. (2019), farklı CAD-CAM materyallerine (lityum disilikat seramik, rezin nanoseramik ve polimer infiltre seramik) hidroflorik asit, alüminyum oksit partikülleri ile kumlama ve Er,Cr:YSGG lazer (2W ile 3W) ile yüzey işlemi uygulamışlar ve yüzey işlemlerinin materyallerin mekanik ve optik özellikleri üzerine etkilerini değerlendirmişlerdir. Yüzey işlemi yöntemlerinin tüm restoratif materyallerin bükülme direncini, translusensini etkilediğini ve renk değişimine neden olduğunu tespit eden araştırmacılar, 2W çıkış gücündeki bu lazer irradiasyonunun incelenen materyallere alternatif bir yüzey işlemi olabileceğini öne sürmüşlerdir (Kurtulmuş-Yılmaz vd., 2019).

Uygulanan yüzey işlemi yönteminin seçiminde restoratif materyalin bileşimi oldukça önemlidir. Zirkonya seramik yüzeylerinin pürüzlendirilmesi hem rezin siman bağlantısını hem de zirkonya alt yapı üzerine uygulanan veneer seramiği bağlantısı arttırmak için önerilmektedir. Zirkonya seramiklerin silika yapısı içermemesi, asit ile pürüzlendirmeye karşı materyalin dirençli olmasına neden olmakta (Hallmann vd., 2016) ve araştırmacıları alternatif yüzey işlemleri arayışına yönlendirmektedir. Lazer sistemlerinin zirkonya seramiklerinin pürüzlendirilmesindeki etkinliği birçok çalışmada incelenmiş ve CO₂ (Ahrari vd., 2016; Akyıl vd., 2011; Kasraei vd., 2015; Ural vd., 2010), Nd:YAG (Asadzadeh vd., 2019, Sağır vd., 2013), Er:YAG (Akin vd., 2012; Akyıl vd., 2011) ve Er,Cr:YSGG

(Kırmalı vd., 2015; Saade vd., 2019) lazerlerin zirkonya-rezin siman bağlanma kuvvetini artırdığı rapor edilmiştir. Bununla birlikte, zirkonya seramiğe uygulanan yüzey işlemlerinin, kullanılan lazer türüne ve lazer parametrelerine bağlı olarak çatlak ve kırık oluşumuna neden olduğu, materyalin mekanik direncini azalttığı (Noda ve ark., 2010), faz değişimini indüklediği (Kurtulmuş-Yılmaz ve Aktöre, 2018) veya optik özelliklerini etkilediği (Kurtulmuş-Yılmaz vd., 2020) de araştırmalarda rapor edilmiştir. Bu nedenle, zirkonya seramiklerde yüzey işlemi yöntemi seçimi ve lazer irradiasyonu parametreleri oldukça önemlidir.

Debonding Amacıyla Kullanımı. Estetik avantajları ve biyouyumlulukları nedeniyle anterior ve posterior bölgelerde sıklıkla tercih edilen tam seramik restorasyonların uzun dönem başarısı ve klinik ömrü, çürük oluşumu, marjinal uyum, renk değişimi ve kırık gibi faktörlere bağlıdır. Kısa dönemde ise simantasyon sırasında restorasyonun hatalı konumlandırılması, estetik memnuniyetsizlik, simantasyon sonucu gelişen pulpitis, restore edilen dişte gelişen hassasiyet ve dişeti reaksiyonu gibi komplikasyonlar ortaya çıkabilmektedir. Hem kısa hem de uzun dönem başarısızlıklar restorasyonun sökülmesini gerektirmekte; ancak, tam seramik restorasyonların adeziv bağlantılarının kuvvetli olması ve materyalin kırılabilirliği bu işlemi komplike bir hale getirmektedir. Restorasyonun kesilerek veya aşındırılarak uzaklaştırılması ise hem restorasyona zarar vermekte ve tekrar kullanılabilmesini engellemekte hem de zaman kaybına neden olmaktadır. Bu sorunların üstesinden gelinmesi amacıyla son yıllarda lazerler, seramik restorasyonların diş dokusundan uzaklaştırılmaları (debonding) amacıyla kullanılmaktadır (Alikhasi vd., 2019; Iseri vd., 2014; Zhang vd., 2018).

Lazer ile debonding prosedüründe yüzeye uygulanan lazer ışınları seramik tarafından emilirken uygulanan ışınların bir çoğu transmisyona uğrayarak rezin simana ulaşır. Bu rezin siman ulaştırılan tüm enerjiyi emerek ablasyona neden olur. Yeterli ablasyon meydana geldiğinde seramik-diş bağlanma kuvveti azalır ve kolaylıkla birbirlerinden ayrılırlar. Bu olay neticesinde diş yüzeyinde oluşan zarar minimuma indirgenir (Tocchio vd., 1993). Lazer ile debonding prosedürünün hem diş hem de restoratif materyal için güvenilir olduğu, işlem sonrası yapılan mikroskopik incelemelerde tespit edilmiştir. Resin siman ayrılmasının seramik/siman

arayüzünde oluştuğu ve diş dokusuna zarar vermediği bildirilmiştir (Morford vd., 2011). Ayrıca bu işlemin, seramiklerin bileşimleri değiştirmedeği ve zarar vermediği öne sürülmektedir (Pich vd., 2013).

Tocchio vd. (1993) lazer ile debonding işlemi sonucu termal ablasyon, fotoablasyon veya termal yumuşama meydana gelebileceğini bildirmişlerdir (Tocchio vd., 1993). Lazer enerjisi adeziv rezin yumuşayana kadar uygulandığında termal yumuşama sağlanmaktadır. Bu yumuşama gerçekleştiğinde aynı zamanda çekim gücü azalarak diş doku yüzeyinde kopmalar gerçekleşir (Rechmann vd., 2014). Lazer ışığının emilme derecesine bağlı olarak simanda, diş dokusunda veya seramikte ısı artışı meydana gelmektedir. Krona ısısal artışın fazla olabileceği düşünülmesinin sebebi, ısısal yumuşama ile debonding mekanizmasında geçen zamanın diğer uygulamalara göre daha yavaş meydana gelmesinden kaynaklanmaktadır. ısısal ablasyonda, üzerinde durulması gereken noktalar yüksek güçte ve kısa sürede ışıma işlemi yapılmasıdır. Bunun nedeni lazer ışıma işlemi gerekli hızda yapıldığında adezivde oluşan sıcaklık artışıdır. Bu sıcaklık artışı sonucunda adeziv buharlaşarak seramik mine yüzeyinden kolayca ayrılmaktadır. Rezin atomları arasındaki bağların enerji seviyelerini yükselterek kopması, ışıkla ablasyon işlemi tarafından sağlanmaktadır. Işıklı ablasyon ve ısısal ablasyon hızlı ilerleyen mekanizmalardır. Bu nedenle diş yüzeyi ve rezin siman arasındaki ısı fizyolojik seviyede kalmaktadır (Tocchio vd., 1993).

Lazer ışınının rezin simana yaratacağı etki lazer cihazına, lazer cihazının dalga boyuna, lazer cihazının gücüne ve uygulama süresine göre değişiklik göstermektedir. CO₂ lazer çalışmalarında (Strobl vd., 1992; Rickabaugh vd., 1996; Obata vd., 1999) debonding işleminin pulpada hasara neden olabileceği bildirilmiştir. Er,Cr:YSGG (2780nm) ve Er:YAG (2940nm) oluşan erbiyum lazerin dalga boyları hidroksiapatit ve suda iyi bir şekilde absorbe olduğundan dolayı kısmen yumuşak dokulara ve sert doku bileşenlerine etkili olabilmektedir. Fried vd. (2002) erbiyum lazerlerin etki mekanizmasının, lazer dalga boylarının su moleküllerinde emilmesine ve hızlı bir şekilde genişleyen moleküllere sebep olmasına diğer bir deyişle ablasyona bağlı olduğunu öne sürmüşlerdir. Bu hızlı genişleme mikropatlaklara neden olarak sert dokuda 30 ile 50 µ arasında derinliğe sahip ablasyon krateri oluşturur (Fried vd., 2002).

Debonding prosedüründe kullanılan seramik çeşidi ve seramiğin kalınlığı, kullanılan lazer tipleri kadar öneme sahiptir. Morford vd. (2011) lösit ile güçlendirilmiş cam seramik ve lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramikler ile üretilen laminate veneer restorasyonlara debonding işlemini Er:YAG lazer ile yapmışlardır. Aynı kalınlıktaki lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramik veneerlerin transmisyon oranı (%27-44), lösitle güçlendirilmiş veneerlere (%12-21) oranla iki kat daha fazla olduğu bildirilmiştir. Bu bulguların kaynaklarının farklı kimyasal içerikten olduğu bildirilmiştir. Lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramik veneerler debonding işleminde kırılmazken, lösit ile güçlendirilmiş seramik veneerlerin kırılma oranı %36 civarında olduğu bildirilmiştir. Bu durum ise, lityum disilikat seramiklerin daha yüksek bükülme dayanımına sahip olduklarından ablasyon sırasındaki basınç artışını daha kolay kompanse edebilmeleri ile açıklamışlardır. Debonding uygulama süresi lösitle güçlendirilmiş veneerlerde 113 ± 76 sn iken, bu süre lityum disilikat ile güçlendirilmiş veneerlerde 100 ± 42 sn olarak tespit edilmiştir. Uzun sürede olan debonding prosedürü ortalamanın üzerindedir ve bu oluşan prosedürün düşük enerji ayarlarından oluştuğu düşünülmektedir. Altaki diş yapısına bakıldığı zaman herhangi bir hasar, ablasyon ve kırık tespit edilmemiştir. Bu durum kullanılan enerjinin mine ve dentinde ablasyona neden olabilecek enerjiden 20 kat daha az olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir (Morford vd., 2011).

Farklı lazerler ile ölçülen transmisyon oranları aynı materyallerde benzer olduğu tespit edilmiştir ve lazer kaynağının materyal geçirgenliğinde herhangi bir etkisinin olmadığı düşünülmektedir. Pigmentasyon ve kalınlık çoğaldıkça transmisyon insidansının düştüğü bildirilmiştir (Pich vd., 2013). Zirkonya altyapısına sahip seramiklerde bu insidansın lityum disilikat ve lösit materyaline oranla daha az olduğu tespit edilmiştir. Bu durum materyalin daha opak olması, yüksek kristal oranı ve translusensinin düşük olması ile ilişkilendirilmiştir (Rechmann vd., 2014). Bununla birlikte, Sarı vd. (2014) 5 farklı seramik materyalinin (feldspatik, lösit, lityum disilikat, zirkonya altyapı seramiği, monolitik zirkonya) iki farklı kalınlığındaki örneklerinden Er:YAG lazer transmisyonunu kıyasladıkları çalışmada, en yüksek transmisyon oranı (%88) 0.5 mm kalınlıkta hazırlanan lityum disilikat örneklerde; en düşük değeri (%44) ise 1 mm kalınlıkta hazırlanan feldspatik seramik örneklerde ölçmüşlerdir. Materyalin kalınlığının lazer transmisyonu ile ters orantılı

olduğu tespit edilirken, opasitesi yüksek olan materyal olan zirkonya feldspatik seramiğe göre daha yüksek transmisyona sağlamıştır. Aynı materyalin orta opasite ve yüksek translusensi özellikteki bloklarından üretilen örneklerde, Er,Cr:YSGG lazer ile debonding sürelerinin kıyaslandığı başka bir çalışmada da iki grup arasında anlamlı fark bulunamamıştır (Alikhasi vd., 2019). Mevcut literatür bilgisine göre, materyallerin translusensi özellikleri ile lazer transmisyonu arasında bir ilişki kurulamamaktadır.

Lazer uygulama süresinin farklı seramik materyallerinin rezin siman bağlantısına etkisi literatürde değerlendirilmiştir. Öztoprak vd. (2012) porselen laminate veneerlerin kırılmadan çıkarılabilmesi için gerekli Er:YAG lazer kullanım süresini araştırmışlardır. Lityum disilikat seramik üzerine rezin siman uygulanmış ve elde edilen örneklere Er:YAG lazer (50 Hz frekans, 100mJ, 5W) 2 mm mesafeden, farklı sürelerde (3 sn, 6 sn, 9 sn) uygulanmıştır. Lazer irradiasyonunun rezin simanın bağlanma direnci üzerine etkisi değerlendirildiğinde, lazer uygulanmayan kontrol grubuna göre bağlanma kuvvetinin anlamlı derecede azaldığı tespit edilmiştir. Ayrıca, lazer uygulama süresi ve bağlanma kuvveti değerleri ile ters orantılı olduğu ve tam seramik restorasyon sökümünde Er:YAG lazerin etkin olduğu tespit edilmiştir. .

Farklı seramik materyallerine Er:YAG lazer uygulanmasının debonding süresine etkisini değerlendiren Rechmann vd. (2014) lityum disilikat seramik kronların zirkonyum oksit kronlara kıyasla daha kısa sürede diş dokusundan uzaklaştırıldığını, bu işlemin monolitik kronlara veya dentine herhangi bir zarar vermediğini rapor etmişlerdir. Alikhasi vd. (2019) ise feldspatik ve lityum disilikat seramiklere debonding amacıyla uygulanan Er,Cr:YSGG lazerin etkili olduğunu ancak seramik tipinin uygulama süresi üzerinde etkili olmadığını belirtmişlerdir.

Rechmann vd (2015) Er:YAG lazer (10 hz frekans, 560 mJ enerji) ile debonding prosedürü uygulanırken pulpada yükselen ısıyı gözlemlemişlerdir. Bu çalışmada 20 kronun 8'inde ısı 5.5C°'yi geçmiş ve bir örnekte bu sıcaklığın 11.5 C°'ye ulaştığı görülmüştür. Kullanılan 12 kronunda ise ısı artışının 5.5C°'ye ulaşmadığı bildirilmiştir. Pulpa odası çevresinde görülen ısı artışı ortalama 5.4 ± 2.2 C° olduğu bildirilmiştir. Oluşan ısının miktarının bir çok parametreye bağlı olduğu öne

sürülmüştür. Bu parametreler arasında seramiğin veya kalan dentinin kalınlığı, lazerin tipi ve ayrıca uygulamada kullanılan hava-su soğutması olduğu belirtilmiştir.

Albalkhi vd. (2018) lityum disilikat laminate veneerlerin debonding işleminde çeşitli Er:YAG lazer parametrelerinin kullanımı, kontakt ve non kontakt lazer uygulama modlarının etkinliğini değerlendirmişlerdir. Çalışmada aynı lazer parametreleri kullanılarak kontakt ve non-kontakt mod kıyaslanmış; non-kontakt mod ayrıca kendi içinde farklı lazer parametreleri (enerji, sıklık ve güç) açısından karşılaştırılmıştır. Çalışmanın sonucunda, non-kontakt modun kontakt moddan daha etkili olduğu; non-kontakt modda etkinliğin artırılması için enerjiden ziyade frekansın artırılmasının daha güvenli olacağı bildirilmiştir.

Dental Seramiklerin Mekanik Direncinin Değerlendirilmesinde Kullanılan Test ve Analiz Yöntemleri

Diş hekimliği literatüründe materyallerin değerlendirilmesi için yapılan in-vitro çalışmalar büyük bir yer kaplamaktadırlar. Fakat bu çalışmalar, ağız ortamında yapılmadığı için restorasyon üzerinde oluşabilecek farklı streslerin varlığı sağlıklı bir şekilde değerlendirilemeyebilir. Diğer parametreler sabit tutularak, laboratuvar testleri ile yalnızca bir etkenin değerlendirilmesi mümkündür (Eliades, 1994).

Bükülme Direnci Testleri

Biaksiyel ve uniaksiyel (3 nokta, 4 nokta) olacak şekilde 2 türde de yapılabilmektedir. Uniaksiyel bükülme direnci testinde basma, makaslama ve gerilme kuvvetlerinin aynı anda uygulanması testin güvenilirliğini artırmaktadır ve bu testin sonuçları tekrarlanma imkanı sağlamaktadır. Bu bükülme direnci uygulamalarında iki dayanak üzerine konumlandırılan, dikdörtgen şekilli materyalin merkezine güç uygulanabilmekte veya bu şekilde hazırlanan örneğe 2 noktadan güç uygulanmaktadır.

Bu 3 nokta bükülme direnci uygulamasında ise, eşit dağılmayan stres dağılımı meydana gelirken, 4 nokta bükülme direnci uygulamasında eşit dağılan stres dağılımı meydana gelmektedir (Quinn & Quinn, 2010; Shetty vd., 1983). Üç nokta bükülme uygulaması, 4 nokta bükülme metoduna göre %30 ile 40 daha yüksek sonuçlar çıkarmaktadır (Giardano vd., 1995). Uniaksiyel testlere bir alternatif olarak

geliştirilen biaksiyel testler, restorasyonun bükülme direncini ölçmekte yardımcı olmaktadır. Biaksiyel testler, halka üzerinde piston, 3 top üzerinde piston, halka üzerinde halka ve halka üzerinde top test yöntemlerini bulundurmaktadırlar. Bu tür testlerde, kullanılan örnekler disk şeklinde tasarlanıp hazırlanır ve örneğin yüzeyi bir halka yardımı ile desteklenir, diğer yüzeyin tam ortasına güç uygulanır (Xu vd., 2015).

Biaksiyel bükülme direnci metodunda kuvvet tam ortadan uygulandığı için stres kuvveti ortada meydana gelir ve bu şekilde kenar bölgelerde meydana gelebilecek kırılmalar minimuma indirgenmiş olur (Pittayachawan vd., 2007). Dört nokta bükülme direnci metodu 2 noktadan güç uygulandığı için geniş bir yüzey uygulanan bu güçten etkilenmekte ve kullanılan örnekte çatlak meydana gelme ihtimali oluşmaktadır (Quinn & Morrell, 1991).

Kırılma Direnci Testi

Seramik restorasyonlarının klinikte uygulama sınırlarını ve alanlarını belirleyen en önemli mekanik özellik dayanıklılıktır (Wang, 2008). Dayanıklılık, plastik deformasyon ve materyalde kırılma oluşmasına sebep olabilecek en yüksek stres olarak tanımlanmaktadır. İşlem uygulanacak materyal üzerinde var olan defekt ve çatlakların tipi, dağılımı ve boyutu, işlemin uygulandığı ortam ve orada bulunan su varlığı dayanıklılığı en çok etkileyen faktörlerdir (guazzato, 2002). Her uygulama değişkeninde (materyalin kalınlığı, çeşidi, örneklerin geometrisi, elastik modülüsü, termal siklus uygulaması, yükleme koşulları, yüzey işlemi uygulamaları) uygulanacak olan test çeşitlerindeki materyalin direnç değerleri karşısında önemli etkileri olduğu gösterilmiştir (Reich, 2008; Scherrer, 2010; Zesewitz, 2014).

Anatomik konfigürasyondaki örneklere (abutment, kron, köprü) kuvvet uygulanırken kırıldığı zamandaki gerilim miktarı değerine kırılma direnci denilmektedir. Restoratif materyallerin standart olarak uygulandığı, kırılma direncinin değerlendirildiği bir prosedür yoktur. Kırılma direnci uygulamasında oklüzal kuvvetleri taklit etmesi için uygulanan kuvvete açı verilerek uygulanabildiği gibi, örneğe dik açı ile de kuvvet uygulanabilmektedir. İn vitro çalışmalar sayesinde kırılma direnci testleri ile materyallerin kuvvetlere karşı dayanma kapasiteleri ile ilgili bilgiler verilerek, ağız ortamında kullanılacak olan materyaller için temel

oluşturulmaktadır (Sadighpour, 2006). Materyallerden elde edilen sayısal veriler sonucunda restorasyon üzerinde kullanılacak materyalin performansı hakkında detaylı bilgiler vermektedir. ISO standartları, diş hekimliği araştırmalarında olmazsa olmazlardandır ve özellikle kırılma testleri için tercih edilmektedir. Test edilen abutment veya kronun ağız içerisindeki yerine göre kuvvetler farklı açılarda uygulanabilmektedir. Bu uygulamaların seramik materyaller için kullanılan yöntemler olduğu ve karşılaştırma yapılacak olan materyaller için güvenilir, hassas ve basit bir metot olduğu aktarılmıştır (Kelly, 1999; Sadighpour, 2006).

Fraktografik Analiz

Kırılma yüzeylerini inceleme bilimi olarak tanımlanan "fraktografi" terimi, kırık yüzeyinde meydana gelen çatlağın başlama ve yayılma mekanizmaları arasındaki ilişkiyi ve buna bağlı olarak oluşan kırılmanın temel nedeninin araştırılması olarak ifade edilmektedir. Yirminci yüzyılın ortalarında fraktografi üzerine yapılan çalışmaların çoğu metaller, seramikler ve cam materyaller ile ilgili yapılmıştır. Fraktografi incelemesi TEM altında yapılarak güvenilir sonuçlara ulaşılmaktadır (Lynch & Moutsos, 2013).

Taramalı Elektron Mikroskobu (TEM). Katı cisimlerin mikro yapılarını araştırmak amacı ile tercih edilen bir yöntem olarak bilinen taramalı elektron mikroskobu, dşuk ve yüksek enerjili elektronlar yardımı ile kk bir alanın mümkün olabildiğince odaklayarak topografik yapısını araştırılması esasına dayanmaktadır. Çalışma prensibi basitçe; incelenecek maddenin enerji yüklü ışın parçacıklarıyla bombardımana uğratılması ve maddenin molekülleri ile elastik çarpışma sonucu yüzeyinden geri saçılmış elektronların (*backscattered electrons*) ve elastik olmayan çarpışma sonucu saçılan ikincil elektronların (*secondary electrons*), cihaz üzerinde bulunan elektrostatik lens tarafından tutularak floresan ekranına 45° aı ile çarpması ve sintilatörde (photomultiplier tube, PMT) toplanarak sinyale çevrilmesi ile maddenin yüzey topografik yapısının üç boyutlu olarak görüntüsünün elde edilmesi şeklinde dir (Pawley, 1997)

Fraktografik Analizde Seramik Yüzeylerde Gözlemlenen Oluşumlar.

Fraktografi, camlar ve metallerde gözlemlenen başarısızlık nedenlerinin tespitinde yardımcı olmaktadır. Seramiklerde meydana gelen kırıkların incelenmesinde fraktografi yöntemi ile yaklaşık olarak 30 yıldır başarı sağlanmaktadır (Morrell & Murray, 2001). Meydana gelen kırığın yüzeyi incelendiğinde görülen pürüzsüz bölgeye ‘fracture mirrors’ denilmekte ve çatlağın, ikincil bir çatlak oluşumunun meydana gelebilmesi için yeterli enerjiye sahip olmadığı bölge ile çevrilidir. İkincil çatlağın meydana gelebilmesi için yeterli enerjisi bulunan, ancak yayılabilmesi için yeterli enerjiyi bulundurmeyen kısım ise ‘mist’ olarak adlandırılmaktadır. ‘Mist’ bölgesi ‘fracture mirrors’ bölgesine göre daha pürüzlü bir yapıya sahiptir. Çatlağın dallanma bölgesinde ve ‘hackle’ bölgesinde ikincil çatlaklar oluşmakta ve büyümektedir (Kelly vd., 1990).

Çatlakların hızlıca ilerlemesinden ‘hackle’ bölgesi meydana gelmektedir (Scherrer vd., 2008). ‘Hackle’ oluşumları yüzey üzerinde farklı düzlemlerde fakat paralel seyretmekte olup, kırık analizinde kaynağın kolayca bulunmasında yardımcı olmaktadır. Kırık seramik yüzeylerde diğer oluşumlar meydana gelmese bile genellikle pöröz veya dayanıklılığı düşük seramiklerde ‘coarse hackle’ oluşumları gözlemlenebilmektedir (Quinn & Bradt, 2007).

Çatlak ilerlerken por gibi bir yapıyla veya yabancı bir cisim ile karşılaştığında ‘wake hackle’ oluşumları meydana gelmektedir. Böyle bir durumda oluşan çatlak ikiye ayrılıp ‘wake hackle’ oluşumlarının etrafından geçerek yoluna devam edebilmekte olup, bu sayede düzensiz bir iz bırakacak şekilde görüntü oluşturmaktadır. Bu yapılara ayrıca küçük rüzgar gülleri adı da verilmektedir. Meydana gelen bu izler çatlağın lokal yayılım yönünü göstermektedir (Quinn & Bradt, 2007). İkiye ayrılan kısımlar çok az farklı düzlemlerde olup, bunların arasında bir basamak meydana gelmektedir. Meydana gelen basamak uzun bir mesafe boyunca gidebileceği gibi çabucak da kaybolabilir. Bu oluşumların tanınması oldukça basittir ve büyüklükleri değişebilmektedir (Quinn & Bradt, 2007).

Genellikle gerilimin meydana geldiği alanda oluşan, gerilimden baskıya geçiş gibi değişiklikten kaynaklanan oluşuma ‘twist hackle’ adı verilmektedir. Kırık anında meydana gelen seramikteki stres dağılımını daha iyi anlamak için önemli bir

oluşumdur. Bununla birlikte çatlağın ilerlediği tarafı gösterecek de kırık kaynağını her zaman işaret etmemektedirler (Quinn & Bradt, 2007).

Kırık yüzeyinde seramiğin aşındırılması sonucunda oluşan çatlaklardaki düzensizliklere '*grinding crack hackles*' veya '*shark's teeth*' adı verilmektedir. Bu oluşumların boyutu ve oluşan çatlakların dayanıklılık üzerindeki etkisi elastisite modülü, sertlik, kırılma sertliği veya dayanımı gibi materyal özelliklerine; kesim derinliği, aşındırıcı tipi, aşındırıcı partikül boyutu, partikül yoğunluğu ve dönme hızı gibi işleme koşullarına bağlıdır (Quinn & Bradt, 2007).

Bir diğer oluşum olan '*wallner lines*' ise ilk kez 1939 yılında Helmut Wallner tarafından keşfedilmiştir (Ravi & Chandar, 2004). *Wallner* çizgileri yayılan çatlakların kesiştiği bölgelerde bulunmaktadır. Çatlak yayılımı ile benzer yönde kavis sergilemeleri nedeniyle yayılım yönünün belirlenmesine yardımcı olmaktadır. Meydana gelen kırık yüzeyinde dar tepelikler meydana getiren *wallner* çizgileri karartılı, ince bir hat şeklinde gözlenmekte ve ışıklandırıldıklarında hafifçe konum değiştirmektedirler. Dar olmaları ve neredeyse hiç kontrast göstermemeleri TEM ile görüntülenmelerini zorlaştırmaktadır (Quinn & Bradt, 2007).

Çatlak durakladığında, tekrar ilerlemesine devam etmeden önce meydana gelen keskin çizgilere '*arrest lines*' adı verilmektedir. Daima çatlak başlangıcı ilk duraklama çizgisinin konkav kenarında konumlandığı için bu çizgiler aynı anda çatlak yayılım yönünü işaret etmektedir (Scherrer vd., 2007). '*Arrest lines*', '*wallner lines*' tan iki önemli farklılığa sahiptir. Genellikle, *wallner* çizgilerinden farklı olarak aydınlatıldıklarında yer değiştirmemektedirler ve keskindirler. Keskin çizgi sıklıkla çatlağın durduğu veya kesintiye uğradığı yerlere karşılık gelmektedir (Quinn & Bradt, 2007).

'*Compression curl*' oluşumu, bükülmenin sebep olduğu gerilim nedeniyle ortaya çıkmaktadır. Seramik yapıda meydana gelen kırıktan hemen önce oluşan kavisli kenar olarak gözlenmektedir. Bu olay, seramiğin esneme sırasında bir kuvvete veya kırılma anında güçlü bir gerilim faktörüne maruz kaldığını göstermektedir.

'*Scraps*' unsurları, kırık yüzeyinde görülen ince kurvatürlü çizgilerdir. Çatlağın sıvıyla etkileşmesi sonucunda veya bulunduğu ortamın gösterdiği tepkiyle

oluşmaktadır. Sıklıkla kuru alandan nemli alana geçiş gibi, çatlak tepesindeki ortam koşullarının değişmesi nedeniyle meydana gelmektedir. Tek kristalli yapılarda ve camlarda sıklıkla görülmektedir. Polikristalin yapıdaki seramiklerde de meydana gelebilmekte, ancak yüzeydeki pürüzlülük fark edilmelerini zorlaştırmaktadır (Quinn & Bradt, 2007).

Seramikte meydana gelen çatlakların özellikle su yada su buharının bulunduğu çevre durumlarında kritik seviyenin altındaki stres değerlerinde bile yavaş ve düzenli büyüme gösterebilme ihtimali bulunmaktadır. Bu duruma yavaş kırık büyümesi (*slow crack growth*) adı verilmektedir ve restorasyonların zaman içinde sahip oldukları dayanıklılık özelliklerinin azalmasına, kullanım ömürlerinin giderek kısılmasına sebep olmaktadır. Strese maruz kalan bir çatlağa su molekülleri temas ettiğinde, seramik ve su arasında, metal oksit bağlarının kırılması ile kimyasal bir reaksiyon meydana gelmektedir. Bu reaksiyon sonucunda ortaya hidroksit açığa çıkmakta ve yavaş kırık büyümesi görülmektedir. Bu şekilde ilerleyen çatlak, kırık meydana getirene kadar ilerlemeye devam etmektedir (Ritter, 1995). Ağız ortamında çiğneme kuvvetleri, tükürük, pH ve ısı değişiklikleri gibi pek çok değişkenler, seramik restorasyonlar da yavaş kırık büyümesine sebep olabilmektedir (Morena vd., 1986; Pinto vd., 2008).

BÖLÜM III

Yöntem

Bu bölümde çalışma gruplarının oluşturulması, araştırmada kullanılan materyaller, test ve analiz yöntemleri, verilerin toplanması ve istatistiksel değerlendirme yöntemleri ele alınacaktır.

Bu tez çalışmasında, iki farklı zirkonya seramik materyali ile üretilen hibrit abutment kronların titanyum alt yapılar üzerine simante edilmesinden sonra, farklı Er,Cr:YSGG lazer güç parametreleri ve ısıl işlem karşısında debonding süreleri ve kırılma direnci değerleri incelenmiştir. Çalışma planı Şekil 7’de, çalışmada kullanılan materyaller ve içerikleri Tablo 2’te gösterilmektedir.

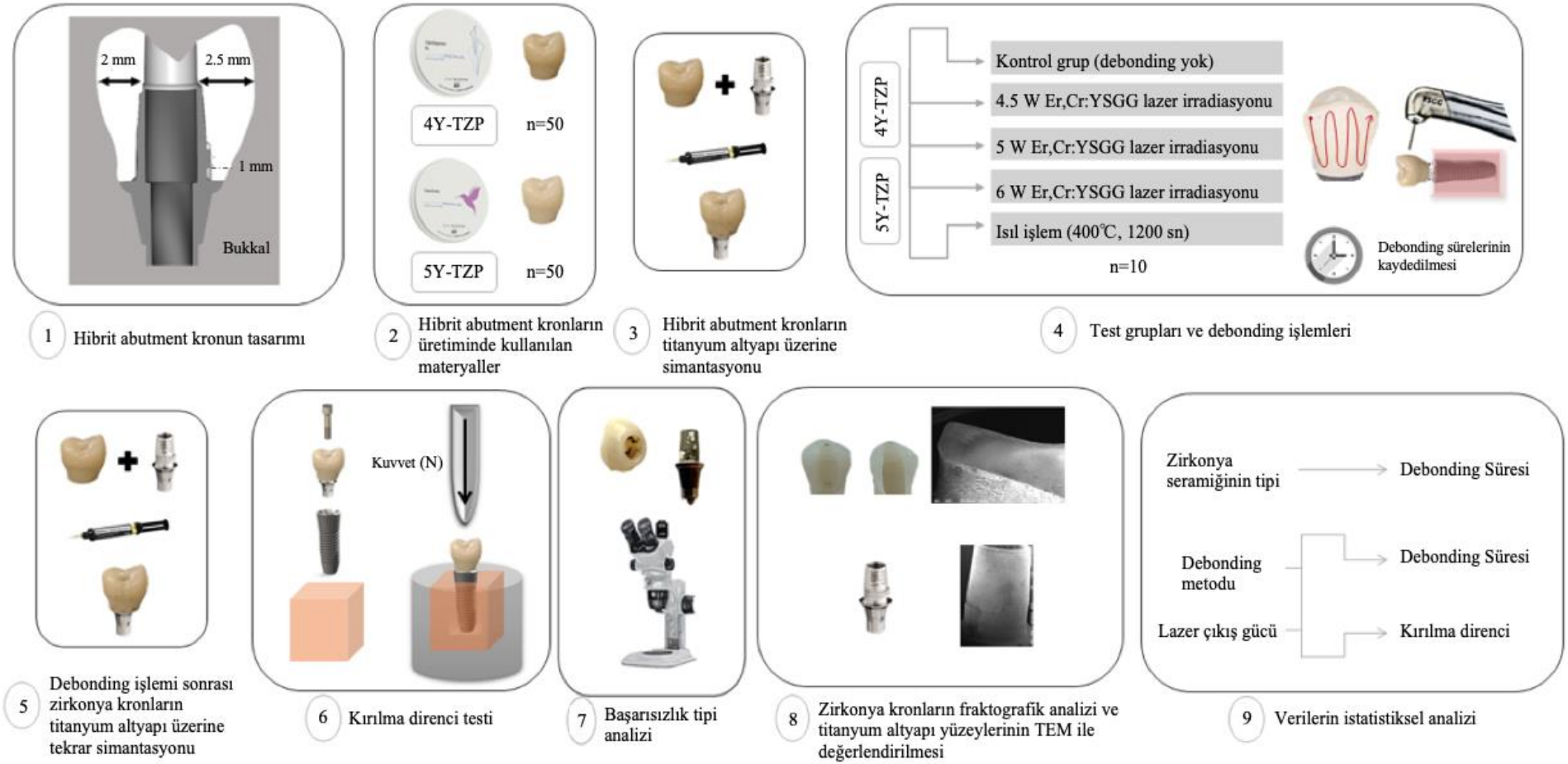
Bu çalışma kullanılan modelin hazırlığı ve dijital verilerin elde edilmesi Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Kliniği’nde; hibrit abutment kronların üretim aşaması ve ısıl işlem uygulaması Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Klinik Laboratuvarı’nda; lazer uygulaması Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Periodontoloji Kliniği’nde gerçekleştirilmiştir. Kırılma direnci testleri Yakın Doğu Üniversitesi Mühendislik Fakültesi’nde gerçekleştirilmiştir. Yüzeylerin topografik analizi, fraktografik analiz ve başarısızlık tiplerinin belirlenmesi için Uluslararası Kıbrıs Üniversitesi bünyesinde bulunan taramalı elektron mikroskobu kullanılmıştır.

Örnek Sayısının Belirlenmesi

Kullanılacak örnek sayısı, G*Power 3.1 (Brunsbüttel) programı kullanılarak istatistiksel güç analizine göre hesaplanmıştır. Analizde etki büyüklüğü 0.40, güven düzeyi %89.5, güç düzeyi %89.2 olarak kabul edilmiş olup (yanılma payı = 0.05); her grupta gerekli olan örnek sayısı 10 olarak belirlenmiştir.

Şekil 7.

Çalışma Planının Şematik Gösterimi (Birand & Kurtulmus-Yılmaz, 2022)



Tablo 2.

Çalışmada Kullanılan Materyallerin Üretici Firmaları ve İçerikleri

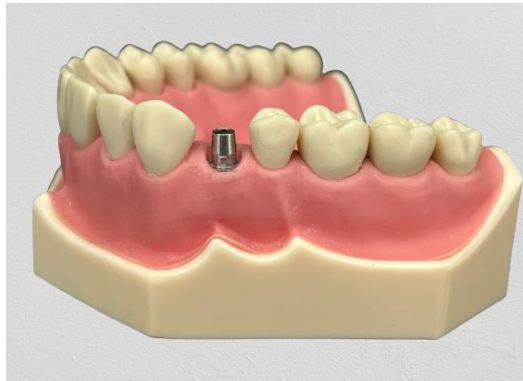
Materyal	Ürün, Üretici Firma	İçeriği
İmplant	OsseoSpeed TX 4.5/5.0, Astra Tech, Dentsply Implants, Mölndal, İsveç	Ticari olarak saf titanyum (grade 4)
Titanyum altyapı	AT OS 4.5/5.0 L; Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya	Ti6-Al-4V, Medical grade 5, ASTM 136
Zirkonya disk	CopraSupreme (Shade: A2), Whitepeaks Dental Solutions GmbH & Company, Almanya	ZrO ₂ , % 6.93–6.97 Y ₂ O ₃ , %0.05 Al ₂ O ₃ , Fe ₂ O ₃ < %0.01, Diğer <%0.02
Zirkonya disk	CopraSmile (Shade: A2), Whitepeaks Dental Solutions GmbH & Company, Almanya	ZrO ₂ , %9.92 Y ₂ O ₃ , %0.15–0.35 Al ₂ O ₃ , Fe ₂ O ₃ < %0.02, Diğer <%0.02
Otopolimer ize rezin siman	Multilink Hybrid Abutment, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	Monomer matriks kompozisyonu dimetakrilat ve HEMA'dan oluşmaktadır. İnorganik doldurucuların kompozisyonu ise baryum camı, iterbiyum triflorür, sferoid karışık oksit ve titanyum oksitten oluşmaktadır.
Primer	Monobond Plus, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	Silan metakrilat, fosforik asit metakrilat ve sülfür metakrilat alkol çözeltisi

Çalışma Modelinin Hazırlanması

Hasta ağızını ve dişleri simüle etmesi için yapay çeneler (AG-3WOK, Frasco GmbH, Tettang, Almanya) kullanılmıştır. Maksiller sağ birinci premolar bölgesindeki yapay diş çıkarılarak, model içine implant (Astra-Tech OsseoSpeed TX 4.5 / 5.0; Astra Tech, Dentsply Implant, İsveç) yerleştirilmiş ve otopolimerize akrilik ile sabitlenmiştir. İmplantın model içerisindeki üç boyutlu konumunun tespiti ve dijital verinin elde edilmesi için ağız içi tarayıcı (Omnicam, Version 4.5, Dentsply Sirona, PA, Amerika) kullanılmıştır. İmplantla öncelikle titanyum alt yapı (TiBase, AT OS 4.5 / 5.0 L; Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya) vidalanmış (Şekil 8), daha sonra tarama parçası (Scanbody for Omnicam, Sirona, Bensheim, Almanya) titanyum alt yapı üzerine yerleştirilmiştir (Şekil 9). Ağız içi tarama prosedüründe tarayıcının üreticisinin önerdiği tarama stratejisi ve işlem basamakları takip edilmiştir. İmplant bölgesinin dijital ölçününün elde edilmesi iki aşamada gerçekleştirilmiştir: önce tarama parçası taranmış (Şekil 10), sonra titanyum altyapı ve tarama parçası implanttan uzaklaştırılmış ve implant çevresindeki yumuşak dokunun kaydı alınmıştır (Şekil 11). Mandibular çene modelinin ve modeller oklüzyonda iken her iki modelin oklüzal ilişkisinin taranması ile dijital ölçü prosedürü tamamlanmıştır. (Şekil 12)

Şekil 8.

İmplant Üzerine Vidalanan Titanyum Altyapının Görüntüsü



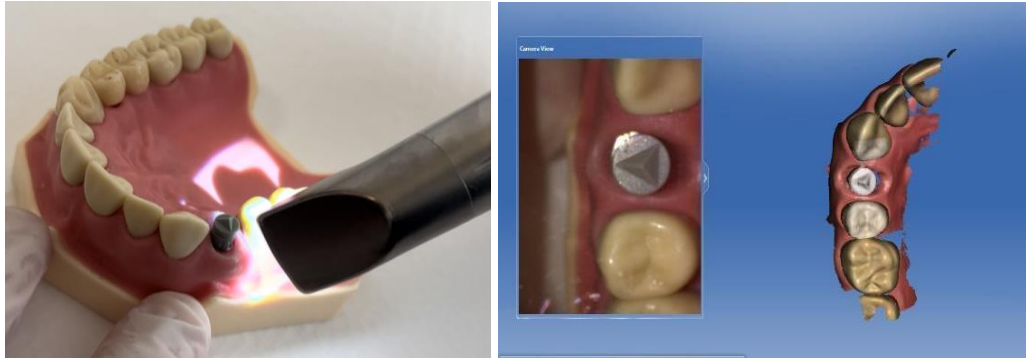
Şekil 9.

Titanyum Altyapı Üzerine Yerleştirilen Tarama Parçasının Oklüzal ve Bukkal Yüzden Görüntüleri



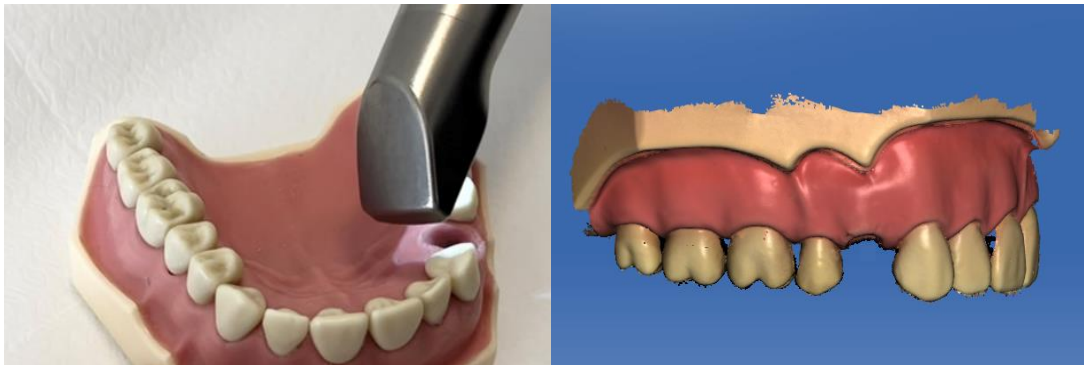
Şekil 10.

Titanyum Altyapı Üzerine Yerleştirilen Tarama Parçasının Ağız içi Tarayıcı ile Taranması ve Dijital Ölçününün Elde Edilmesi



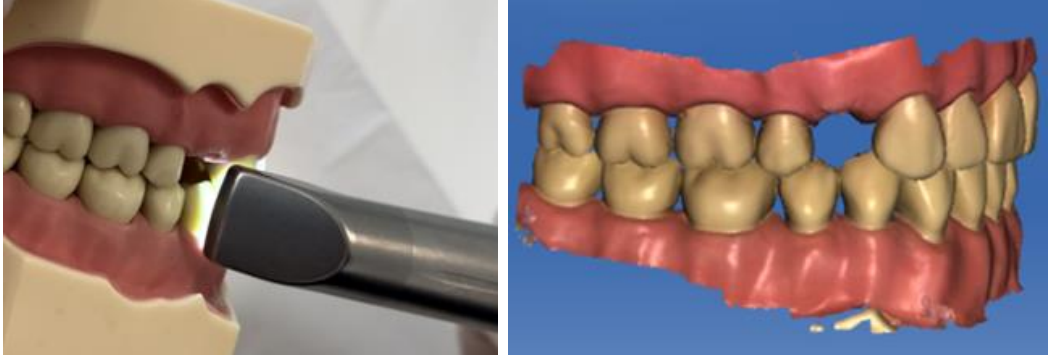
Şekil 11.

İmplant Çevresindeki Yumuşak Dokunun ve Komşu Dişlerin Ağız içi Tarayıcı ile Taranması



Şekil 12.

Oklüzal İlişkini Ağzıçi Tarayıcı ile Kaydedilmesi

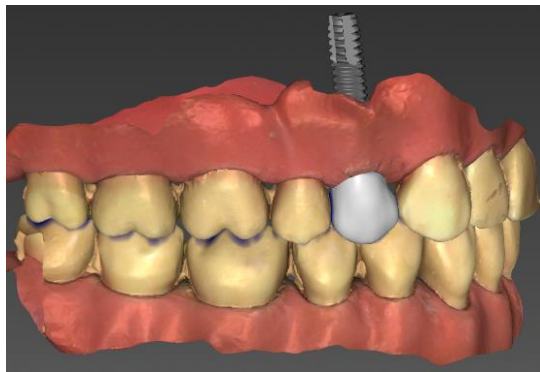


Hibrit Abutment Kron Örneklerin Tasarımı ve Üretimi

Elde edilen dijital ölçü verileri, Protetik Diş Tedavisi Klinik Laboratuvarı'nda bulunan, 5 akslı CAD-CAM (Sirona inLab, MC X5, Dentsply Sirona, Bensheim, Almanya) cihazına transfer edilmiştir. Sistemin CAD bölümünde titanyum altyapı üzerine yapılacak olan zirkonya kronlar komşu ve karşıt arktaki dişler göz önünde bulundurularak tasarlanmıştır (Şekil 13). Vida tutuculu monolitik zirkonya seramik kronun bukkal ve aproksimal yüzlerden görülen kalınlıkları Şekil 14'de verilmiştir.

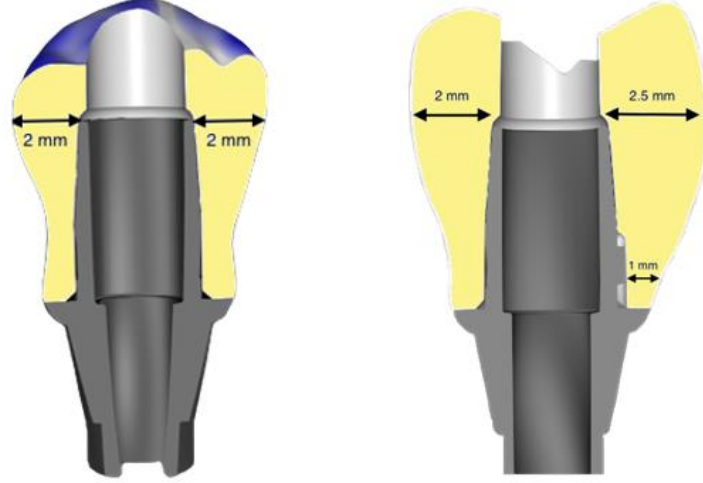
Şekil 13.

Restorasyonun CAD Ünitesinde Komşu ve Karşıt Arktaki Dişlere Göre Tasarımı



Şekil 14.

Tasarlanan Hibrit Abutment Kronun Bukkal ve Aproksimal Yüzlerden Kesitlerde Seramik Kalınlıkları

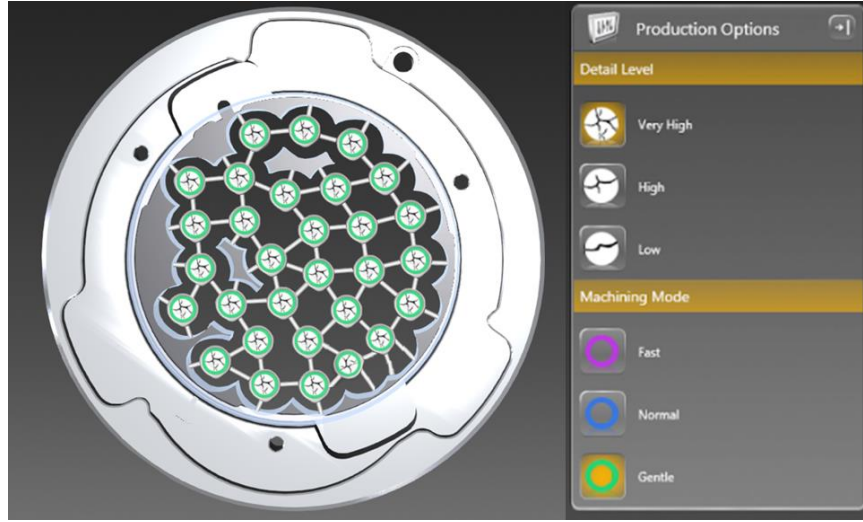


CAD ünitesindeki tasarım işlemi tamamlandıktan sonra, zirkonya seramik kronun fabrike edilebilmesi için veri CAM ünitesine aktarılmıştır. Hibrit abutment kron örneklerinin üretilmesinde iki farklı zirkonya materyali (4Y-TZP ve 5Y-TZP) kullanılmıştır (Tablo 5). Her iki materyal için de Vitapan classical renk skalasına göre A2 renkteki yarı sinterize zirkonya diskler kullanılmıştır. Frezeleme işlemi için detay derecesi çok yüksek; freze modu hassas olarak seçilmiştir (Şekil 15).

Zirkonya seramik materyallerinin her birinden 50 kron örneği olmak üzere toplam 100 adet zirkonya seramik kron freze edilmiştir. Kron örnekleri sinterleme fırınında (Sirona inFire HTC speed, Dentsply Sirona, PA, Amerika), üretici firma talimatları doğrultusunda, 1500°C sıcaklıkta, 5 saat 30 dk süreyle sinterleme işlemine tabi tutulmuşlardır (Şekil 16). Sinterleme işlemi bittikten sonra hibrit abutment kron yüzeyine ince bir glaze (CoproGlaze, Whitepeaks Dental Solutions GmbH & Company, Almanya) tabakası sürülmüştür ve üretici firmanın talimatlarına göre seramik fırınında (Programat 300, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) 900°C sıcaklıkta, 10 dk boyunca bekletilmiştir.

Şekil 15.

Tasarlanan Kronun CAM Ünitesine Aktarılması ve Üretim Detay Ayarlarının Yapılması



Şekil 16.

Sinterleme İşleminin Yapıldığı Sinterleme Fırını



Hibrit Abutment Kronların Simantasyonu

Zirkonya seramik kronların simantasyonu için 100 adet titanyum alt yapı kullanılmıştır. Klinik koşulları simüle etmek için, üretici önerilerini de göz önüne alarak, titanyum alt yapıların bağlanma yüzeylerine simantasyon öncesi kumlama

işlemi yapılmıştır. Bu amaçla, titanyum altyapı implant analoguna (Astra-Tech Osseospeed Tx, 4,5/5,0 Analog; Astra Tech, Dentsply İmplant, İsveç) vidalanmış; 50 µm boyutundaki Al₂O₃ (Korox 110, Bego, Bremen, Almanya) partikülleri, 15 sn süreyle, 5 mm mesafeden, 2 atm basınç ile titanyum altyapı yüzeyine uygulanmıştır (Şekil 17).

Simantasyon, debonding ve tekrar simantasyon işlemlerinin gerçekleştirilebilmesi için akrilik rezin materyalinden 10 adet blok üretilmiştir. Otopolimerize akrilik rezin (Orthocryl, Dantaurum, Ispringen, Almanya) üretici firmanın talimatlarına göre hazırlanıp silikon bir kalıp içerisine dökülmüştür. On adet implant analogu (Astra-Tech Osseospeed Tx, 4,5/5,0 Analog; Astra Tech, Dentsply İmplant, İsveç) blokların içine, standardizasyonu sağlamak için bir rehber yardımı ile yerleştirilmiştir. Titanyum altyapılar implant analoglarına vidalanmışlardır.

Titanyum altyapının kumlanmış yüzeyine ve hibrit abutment kronun iç yüzeyine bir mikro-fırça yardımı ile primer ajanı (Monobond Plus, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) sürülmüş ve üretici firmanın önerisi doğrultusunda 60 sn süreyle reaksiyona bırakılmıştır (Şekil 18). Simantasyon işlemi öncesi vida deliği içerisine teflon bant yerleştirilerek fazla siman artığının implant ve vida içerisine akmasının önüne geçilmiştir. Kullanılan rezin siman (Multilink Hybrid Abutment, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), oto-karıştırma ucu yardımıyla titanyum alt yapının dış yüzeyine ve seramik kronun iç yüzeyine uygulanmış (Şekil 19) ve seramik kron titanyum alt yapı üzerine yerleştirilmiştir ve parçalar 5 sn süreyle basınç uygulanarak sabit tutulmuştur. Polimerizasyon işlemi başladıktan 3 dk sonra bir mikro fırça yardımı ile siman artıkları dikkatlice temizlenmiştir. Yine üretici firmanın talimatları takip edilerek, inhibisyon tabakasını engellemek amacı ile titanyum dayanak ile hibrit abutment kronun bağlantı yerine gliserin jeli (Liquid Strip, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) uygulanmış ve 7 dk süreyle bekletilmiştir. Rezin simanın otopolimerizasyonu sonrasında üzerine uygulanan gliserin jeli, su ile temizlenmiş ve titanyum altyapı ile hibrit abutment kron bağlantı yeri parlatma frezi kullanılarak parlatılmıştır (Şekil 20). Örnekler nemlendirici içerisinde ve oda sıcaklığında 24 saat boyunca bekletilmiştir.

Şekil 17.

Titanyum Altyapı Yüzeylerine Uygulanan Kumlama İşlemi



Şekil 18.

Titanyum Altyapı Yüzeylerine Mikrofirça Yardımı ile Primer Uygulanması



Şekil 19.

Seramik Kron İçerisine Adeziv Rezin Siman Uygulaması



Şekil 20.

Simantasyon İşlemi Tamamlanmış Hibrit Abutment Kronun Görüntüsü



Debonding İşleminin Uygulanması

Her zirkonya materyali grubundaki hibrit abutment kronlar, uygulanacak debonding işlemine göre, rastgele 5 eşit gruba ayrılmışlardır (n=10): kontrol grubu, 4.5 W lazer irradiasyonu, 5 W lazer irradiasyonu, 6 W lazer irradiasyonu, ısıl işlem.

Debonding işlemleri aşağıdaki şekilde gerçekleştirilmiştir:

Kontrol grubu (grup 1): Herhangi bir debonding prosedürü uygulanmamıştır.

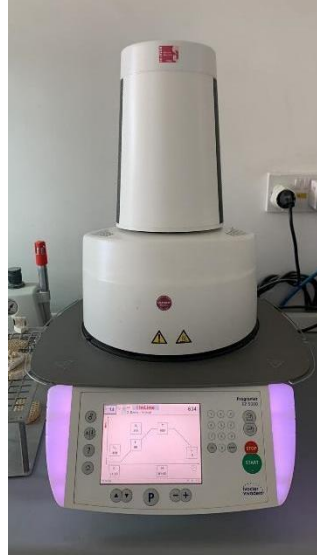
Lazer irradiasyonu grupları (grup 2-4): Debonding işleminde Er,Cr:YSGG lazer (Waterlase MD; Biolase Technology Inc., Irvine, CA, Amerika), MG6 safir

(Biolase Technology Inc.) ucu kullanılarak uygulanmıştır. Lazer; temassız, sert doku modunda, 20 Hz tekrarlama hızı, 140 µs atım hızı ve %50 su ile %50 hava ayarlarında kullanılmıştır. Lazer çıkış gücü test gruplarına göre farklılık göstererek 4.5 W (grup 2), 5 W (grup 3) ve 6 W (grup 4) çıkış güçlerinde uygulanmıştır. Lazer işlemi yapılan gruplarda, lazer boyama (*laser painting*) tekniği kullanılmıştır (Shah vd., 2021). Lazer ışını, hibrit abutment kronun dış yüzeyine 1 mm mesafeden ve 5° açılı ile; kronun her yüzeyine (bukkal, palatinal, mezial, distal) 30 sn süre olacak şekilde uygulanmıştır. Toplam 120 sn süren debonding işlemi sonrasında, seramik kronun altyapıdan ayrılması için kron hafif parmak gücüyle çıkarılmaya çalışılmıştır (Grzech-Lesniak vd., 2019). İlk girişim sonrası titanyum altyapıdan başarılı bir şekilde ayrılmayan örnekler, 30 sn süreyle tüm yüzeylerine olacak şekilde tekrar debonding işlemi uygulanmıştır. Debonding işlemi sirkülasyonu seramik kron titanyum altyapıdan tamamen ayrılana kadar yapılmaya devam edilmiştir. Tüm debonding süreleri her hibrit abutment kron için ayrı ayrı kayıt altına alınmıştır. Standardizasyonun sağlanabilmesi için her debonding prosedürü aynı operatör (C.B.) tarafından gerçekleştirilmiştir.

Isıl işlem grubu (grup 5): Hibrit abutment kronlara debonding işlemi için uygulanacak ısıl işlemde uygun sürenin belirlenebilmesi için bir pilot çalışma yapılmıştır. Bu pilot çalışma için tez çalışmasında kullanılan hibrit abutment kron örneklerinden ayrı olarak, 5 tane 4Y-TZP materyalinden, 5 tane 5Y-TZP materyalinden olmak üzere toplam 10 tane hibrit abutment kron üretilmiştir. Her bir zirkonya kron örneği ısıya maruz kalacakları süreye göre 300, 600, 900, 1200 ve 1500 sn olmak üzere 5 eşit gruba (n=1) ayrılmıştır. Her iki zirkonya materyali için de hibrit abutment kronun titanyum dayanaktan ayrılması işlemi sadece 1200 ve 1500 sn gruplarında gerçekleşmiştir. Bu nedenle, araştırmada ısıl işlem grubunda bulunan kronlara porselen fırınında (Programat 300, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) 1200 sn boyunca 400°C’de ısıl işlem uygulanmıştır (Şekil 21).

Şekil 21.

Isıl İşlem ile Debonding Prosedürü için Kullanılan Fırın



Debonding İşlemi Sonrasında Başarısızlık Tiplerinin Belirlenmesi

Debonding işlemi sonrasında zirkonya seramik kronların iç yüzeyleri ve titanyum altyapıların bağlanma yüzeyleri başarısızlık tipinin belirlenmesi amacıyla tarama elektron mikroskobu altında incelenmiştir.

Üç tip başarısızlık tanımlanmıştır:

Tip 1: Zirkonya seramik kronun iç yüzeyi ile rezin siman arasında adeziv başarısızlık; rezin siman kalıntıları daha çok titanyum altyapı üzerinde bulunmaktadır.

Tip 2: Titanyum altyapı ile rezin siman arasında adeziv başarısızlık; rezin siman kalıntıları daha çok seramik kronun iç yüzeyinde bulunmaktadır.

Tip 3: Resin siman içerisinde koheziv başarısızlık.

Tüm örneklerin bağlanma yüzeyleri değerlendirilmiş ve başarısızlık tipi kaydedilmiştir.

Hibrit Abutment Kronların Tekrar Simantasyonu

Tüm debonding işlemleri sonrasında 4Y-TZP ve 5Y-TZP seramik kronlar, titanyum altyapılar üzerine tekrar simante edilmişlerdir. Bu amaçla titanyum alt yapı yüzeyinde daha önce belirtilen hazırlıklar tekrarlanmış ve aynı materyaller

kullanılarak simantasyon prosedürü uygulanmıştır. Elde edilen hibrit abutment kronlar 24 saat süreyle oda sıcaklığında nemlendirici içerisinde bekletilmiştir.

Kırılma Direnci Testi Uygulaması

Kırılma direnci testi için Uluslararası Standardizasyon Örgütü'nün (International Organization for Standardization – ISO) 14801 numaralı standardındaki talimatlar takip edilmiştir. Kırılma direnci testlerinin gerçekleştirilebilmesi için akrilik rezin materyalinden 10 adet blok üretilmiştir. Otopolimerize akrilik rezin üretici firmanın talimatları doğrultusunda hazırlanıp silikon bir kalıp içerisine dökülmüştür. On adet implant (4.5 mm çap, 11 mm uzunluk, Astra-Tech OsseoSpeed) blokların içine, standardizasyonu sağlamak için bir rehber yardımı ile yerleştirilmiştir. Kemik kaybının simüle edilebilmesi için, implantın platformundan itibaren vertikal yönde 3 mm implant yüzeyi akrilik materyali dışında kalacak şekilde blok içinde pozisyonlandırılmıştır (International Standart ISO 14801, 2016). Hibrit abutment kronlar, bir raşet yardımı ile 25 Ncm sıkma torkuyla implantlara bağlanmıştır. Vida gevşemesinin önüne geçilebilmesi için sıkıştırma işlemi 10 dk ara ile tekrarlanmıştır.

Hibrit abutment kronların kırılma direnç testleri Yakın Doğu Üniversitesi Mühendislik Fakültesi'nde bulunan, bilgisayar kontrollü Universal Test Cihazı (EZ50 Universal Test Machine 50kN, Ametek Llyod Instruments Ltd, West Sussex, Birleşik Krallık) kullanılarak belirlenmiştir. Kuvvet, 4 mm yarı çapa sahip yuvarlak uçlu çelik bir çubuk kullanılarak uygulanmıştır. Çubuğun ucu, hibrit abutment kronun bukkal tüberkülünün 1 mm altına, 30° açı olacak şekilde yerleştirilmiştir. Yüklerin eşit dağılabilmesi için çelik uç ile hibrit abutment kron arasına 0,5 mm kalınlığa sahip bir folyo yerleştirilmiştir. Hibrit abutment kronunda kırık veya çatlak oluşana kadar, 1 mm/dk kafa hızıyla statik bir kuvvet uygulanmıştır. Elde edilen değerler Newton (N) olarak kaydedilmiştir.

Yüzey Analizi ve Fraktografik Analiz

Zirkonya seramik kronların ve titanyum altyapıların debonding işlemleri sonrasında yüzeylerini incelemek (Şekil 22) ve kırılma direnci testi sonrası kırık yüzeylere fraktografik analiz yapılabilmesi için taramalı elektron mikroskobu (Jeol, JSM-6610, Tokyo, Japonya) kullanılmıştır (Şekil 23).

Zirkonya seramiklerin ve titanyum altyapıların yüzeyleri $\times 25$ ile $\times 1000$ büyütme altında incelenmiştir. Fraktografik analiz $\times 50$ büyütme altında gerçekleştirilmiştir. Taramalı elektron mikroskop analizleri için her test grubundan 1'er örnek rastgele seçilmiştir. Bu şekilde 10 titanyum altyapı yüzeyi ve 10 zirkonya seramik kron taramalı elektron mikroskobu altında incelenmiştir.

Şekil 22.

Taramalı Elektron Mikroskobunda İncelenmek Üzere Aparat Üzerine Yerleştirilen Titanyum Altyapılar ve Zirkonya Kronlar



Şekil 23.

Zirkonya Kronların ve Titanyum Altyapıların İncelendiği Taramalı Elektron Mikroskobu



İstatistiksel Analizler

Elde edilen verilerin istatistiksel olarak analiz edilebilmesi için bir istatistiksel yazılım programı (IBM SPSS Statistics v26, IBM corp., Chicago, IL, Amerika)

kullanılmıştır. İstatistiksel anlamlılık $\alpha=0.05$ olarak ayarlanmıştır. Normalite testleri Shapiro-Wilk testi ile yapılmıştır. 4Y-TZP ile 5Y-TZP materyallerinin debonding süre değerleri normal dağılıma uymaması nedeniyle parametrik olmayan Mann-Whitney U-testi kullanılmıştır. 4Y-TZP ile 5Y-TZP materyalleri gruplarının kırılma direnci değerleri normal dağılıma uyduğu için, tek yönlü varyans analizi (ANOVA) uygulanmıştır. İstatistiksel olarak anlamlı etkileşimler tespit edildiğinde, çoklu karşılaştırmalar için Tukey post hoc testi kullanılmıştır. Debonding süreleri ile kırılma direnci değerleri arasındaki ilişki, Pearson korelasyonu testi kullanılarak değerlendirilmiştir.

BÖLÜM IV

Bulgular

Bu bölümde, farklı yöntemler ile debonding işlemi yapılan zirkonya seramik kronların titanyum altyapılardan ayrılma süreleri verilerine ve istatistiksel analiz bulgularına; hibrit abutment kronların kırılma direnci değerlerine ve her zirkonya grubu içindeki karşılaştırmaların istatistiksel analiz bulgularına yer verilmektedir. Ayrıca debonding işlemi sonrası zirkonya kron, rezin siman ve titanyum altyapı arasındaki başarısızlık tipleri verileri, titanyum altyapı yüzeylerinin taramalı elektron mikroskobu görüntüleri ve fraktografik analiz bulguları sunulmaktadır.

İstatistiksel Analiz Bulguları

Debonding Sürelerinin Analizi

Bu tez çalışmasında test edilen tüm hibrit abutment kronlar debonding işlemi sonrası herhangi bir fiziksel hasara uğramadan tek bir parça şeklinde titanyum altyapılardan ayrılmıştır.

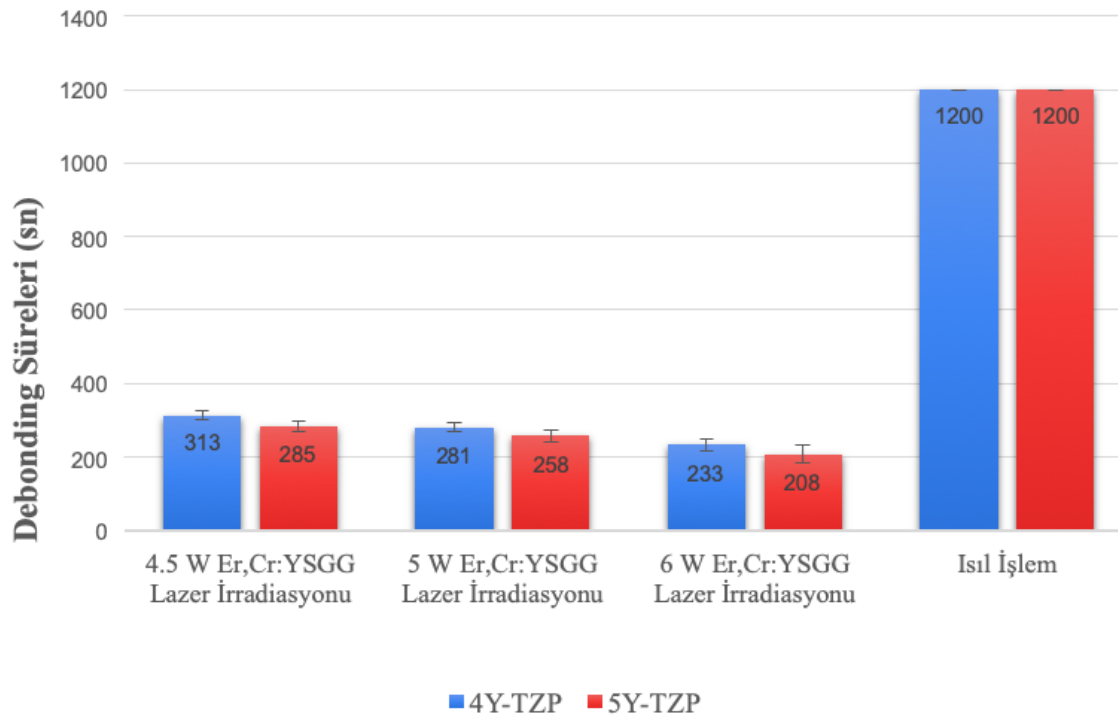
4Y-TZP ve 5Y-TZP gruplarına uygulanan lazer ve ısı debonding işlemlerinin sürelerinin ortalama ve standart sapma değerleri Şekil 24'te ve Tablo 3'te gösterilmiştir. Her iki zirkonya materyali de 1200 sn süreyle ısı işlemine tabi tutulmuştur. Bu sebeple materyal farklılığının ısı işlem süresine etkisi incelenmemiştir. Zirkonya materyalinin debonding süresi üzerindeki etkisini değerlendirmek için, her lazer parametre grubunun kendi içerisinde, 4Y-TZP ve 5Y-TZP kronlarda tespit edilen süre değerleri Mann Whitney U-testi kullanılarak karşılaştırılmıştır. 4Y-TZP ve 5Y-TZP materyalleri için kaydedilen debonding süreleri her bir lazer çıkış gücü grubu içinde karşılaştırıldığında, 4,5 W (P=0,001), 5 W (P=0,002) ve 6 W (P=0.0014) grupları için istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar tespit edilmiştir. Tüm lazer parametre grupları için 5Y-TZP, 4Y-TZP'ye oranla anlamlı derecede düşük debonding süreleri göstermiştir (Tablo 3).

Debonding prosedürlerinin etkinliğini değerlendirmek için farklı debonding işlemlerinde kaydedilen süreler, her zirkonya materyal grubu içerisinde analiz edilmiştir. Hem 4Y-TZP hem de 5Y-TZP seramiği için, debonding sürelerinin uygulanan işlemde etkilendiği bulgulanmıştır. Isıl işlem ile gerçekleştirilen

debonding, tüm yöntemler arasında istatistiksel olarak anlamlı derecede en uzun süre (1200 sn) gerektiren prosedür olarak tespit edilmiştir ($P < 0.05$).

Şekil 24.

Farklı Debonding İşlemleri Sonucu Hibrit Abutment Kronlarda Tespit Edilen Debonding Süreleri



Lazer irradiasyonu gruplarında kaydedilen debonding süreleri, 4Y-TZP seramik için 233-313 sn; 5Y-TZP seramik için 208-285 sn aralıklarındadır. Lazer grupları kıyaslandığında, her iki zirkonya seramik için de lazerin çıkış gücü arttıkça debonding süresi anlamlı ölçüde azalmıştır. Tüm lazer grupları içinde, istatistiksel olarak anlamlı en düşük debonding süresi 6W lazer irradiasyonu gruplarında tespit edilirken ($P = 0.0001$); 4.5W lazer irradiasyonunun en yüksek debonding süresi ile sonuçlandığı saptanmıştır ($P = 0.0001$) (Tablo 3).

Tablo 3.

Hibrit Abutment Kronların, Titanyum Dayanaktan Ayrılması İçin Gereken Debonding Süreleri

Zirkonya grupları	Debonding metodu	Ortalama debonding süreleri (sn) (\pm SS)
4Y-TZP	4.5 W Er,Cr:YSGG lazer irradiasyonu	313 (\pm 11.59) ^{A,a}
	5 W Er,Cr:YSGG lazer irradiasyonu	281 (\pm 11.97) ^{B,c}
	6 W Er,Cr:YSGG lazer irradiasyonu	233 (\pm 14.94) ^{C,e}
	Isıl işlem	1200 (\pm 0) ^{D,g}
5Y-TZP	4.5 W Er,Cr:YSGG lazer irradiasyonu	285 (\pm 14.33) ^{E,b}
	5 W Er,Cr:YSGG lazer irradiasyonu	258 (\pm 16.19) ^{F,d}
	6 W Er,Cr:YSGG lazer irradiasyonu	208 (\pm 24.85) ^{G,f}
	Isıl işlem	1200 (\pm 0) ^{H,g}

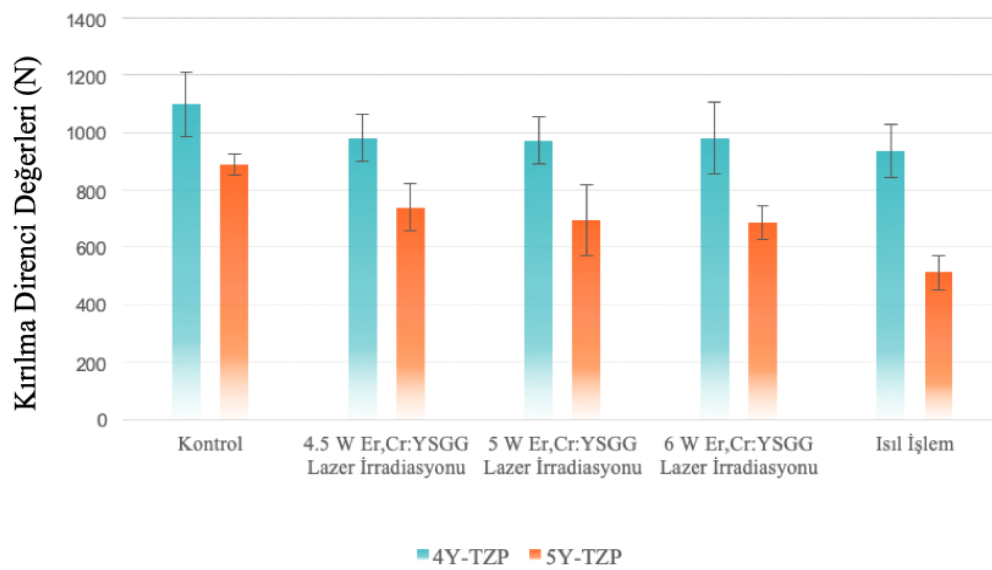
Farklı büyük harfler, her zirkonya grubu içindeki istatistiksel farklılıkları göstermektedir; farklı küçük harfler ise, 4 Y-TZP ve 5 Y-TZP'de karşılık gelen gruplar arasındaki istatistiksel farklılıkları göstermektedir ($P < 0.05$).

Kırılma Direnci Değerlerinin Analizi

Debonding işlemi sonrası tüm seramik kronlar tekrar titanyum altyapılar üzerine simante edilerek kırılma direnci testine tabi tutulmuşlardır. Kontrol ve test gruplarının ortalama kırılma direnci değerleri ile standart sapma değerleri Şekil 25'te ve Tablo 4'te gösterilmektedir.

Şekil 25.

Farklı Debonding İşlemine Tabi Tutulan Hibrit Abutment Kronların Kırılma Direnci Değerleri



Ortalama kırılma direnci değerleri 4Y-TZP kronlarda 1098.19 N; 5Y-TZP kronlarda 890.17 N olarak belirlenmiştir. 4Y-TZP seramiği için, kontrol grubu ve test gruplarında elde edilen değerler istatistiksel olarak karşılaştırıldığında, yalnızca ısıl işlem grubunda (936.50 N) anlamlı derecede daha düşük kırılma direnci değerleri saptanırken ($P = 0.006$), lazer irradiasyonu grupları ve kontrol grubu arasında bir fark tespit edilmemiştir ($P > 0.05$).

5Y-TZP seramik materyalinde istatistiksel olarak anlamlı en düşük kırılma direnci değerleri ısıl işlem grubunda (512.19 N) bulgulanmıştır. Tüm lazer irradiasyonu gruplarında da kontrol grubuna kıyasla anlamlı derecede daha düşük kırılma direnci değerleri gözlenmiştir. Ancak lazer grupları arasında kırılma direnci değerleri açısından anlamlı bir fark tespit edilmemiştir ($P > 0.05$).

Tablo 4.

Hibrit Abutment Kronların Kırılma Direnci Değerleri

Zirkonya Grubu	Debonding Metodu	Ortalama kırılma direnci değerleri (N) (±SS)
4Y-TZP	Kontrol grubu	1098,19 (±111,97) ^a
	4.5 W Er,Cr:YSGG lazer irradiasyonu	980,27 (±81,45) ^a
	5 W Er,Cr:YSGG lazer irradiasyonu	972,20 (±82,91) ^a
	6 W Er,Cr:YSGG lazer irradiasyonu	980,74 (±124,27) ^a
	Isıl işlem	936,50 (±92,21) ^b
5Y-TZP	Kontrol grubu	890,17 (±37,70) ^A
	4.5 W Er,Cr:YSGG lazer irradiasyonu	740,70 (±82,58) ^B
	5 W Er,Cr:YSGG lazer irradiasyonu	695,17 (±120,93) ^B
	6 W Er,Cr:YSGG lazer irradiasyonu	686,34 (±59,84) ^B
	Isıl işlem	512,19 (±59,88) ^C

Farklı küçük harfler, 4Y-TZP alt grupları için istatistiksel farklılıkları gösterir; farklı büyük harfler ise, 5Y-TZP alt grupları için istatistiksel farklılıkları gösterir (P< 0.05).

Başarısızlık Tipi Analizi Bulguları

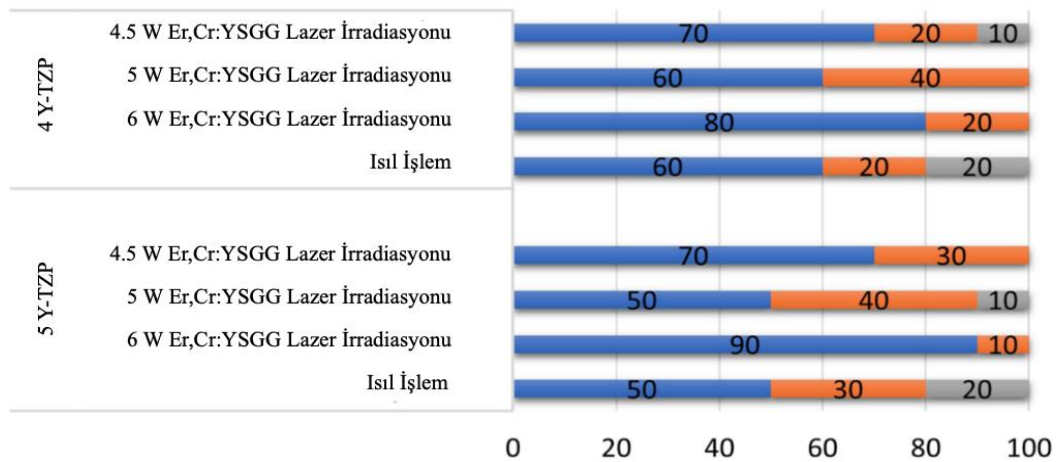
Zirkonya seramik – rezin siman ve titanyum altyapı – rezin siman arasındaki başarısızlık tiplerinin yüzde verileri Şekil 26’da gösterilmiştir.

Tüm gruplarda, örneklerin çoğunun tip 1 başarısızlık sergilediği görülmüştür. En yüksek tip 1 başarısızlık yüzdeleri 6 W lazer irradiasyonu uygulanan örneklerde olmak üzere; 5 Y-TZP materyalinde %90 oranında ve 4Y-TZP materyalinde %80 oranında görülmüştür. 4Y-TZP materyalinin 5 W ve 6 W lazer irradiasyonu gruplarında ve 5Y-TZP materyalinin ise 4,5 W ve 6 W lazer irradiasyonu gruplarında tip 3 koheziv başarısızlık tespit edilmemiştir.

Isıl işlem uygulanmış örneklerde, zirkonya kronların iç yüzeyinde ve titanyum altyapılar üzerinde kalan rezin siman artıklarının kahverengi-siyah bir görünüme sahip olduğu tespit edilmiştir. Bu görünümün, yüksek ısıya bağlı olarak rezin simanın karbonizasyona uğraması nedeniyle oluştuğu düşünülmüştür.

Şekil 26.

Başarısızlık Tipi Analizi



Taramalı Elektron Mikroskopunda Yüzey Analizi Bulguları

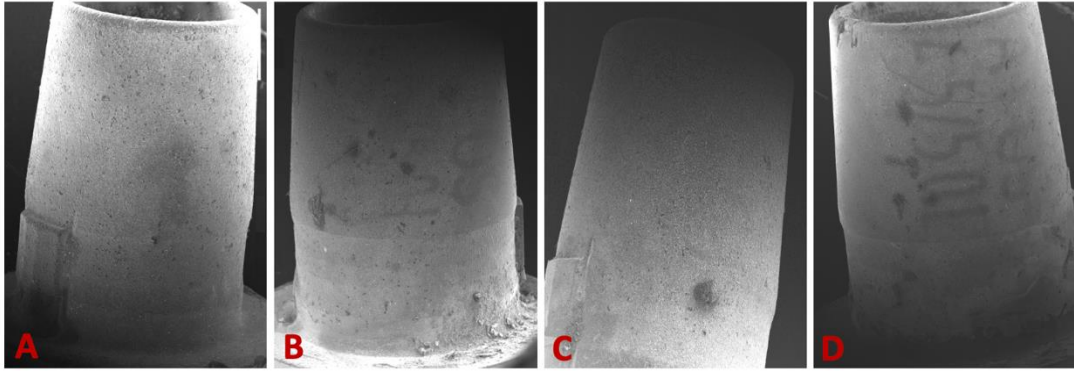
Debonding işlemi sonrası titanyum altyapıların yüzeyleri taramalı elektron mikroskobu altında incelenerek yüzey topografisindeki değişiklikler değerlendirilmiştir.

Seçilen bazı titanyum altyapıların taramalı elektron mikroskobu görüntüleri Şekil 27’de ve Şekil 28’de gösterilmektedir. Çalışmada kullanılan tüm gruplarda

bulunan titanyum alyapların yüzeylerinde herhangi bir hasar veya karbonizasyon tespit edilmemiştir.

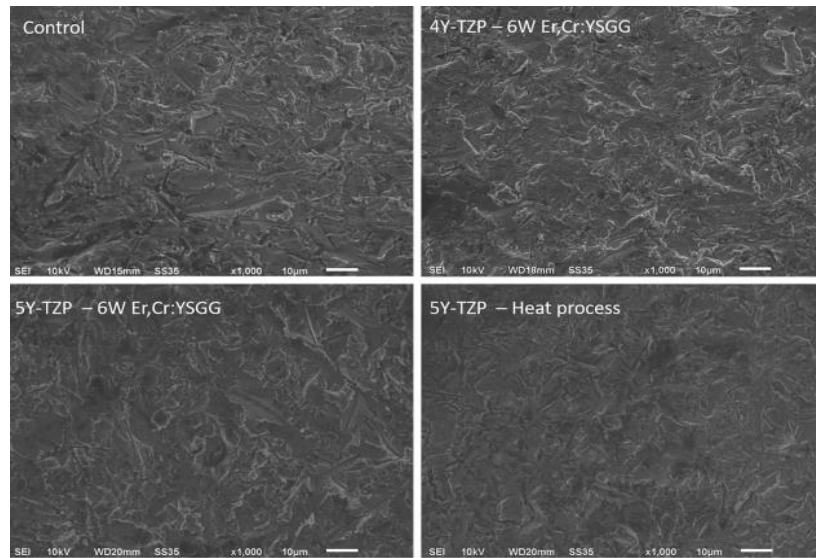
Şekil 27.

Farklı Debonding Prosedürlerine Tabi Tutulan ve Kontrol Grubundaki Titanyum Titanyum Altyapuların Yüzeyini Gösteren Mikrograf Görüntüleri (orijinal büyütme×25) (A: Kontrol; B: 6 W Lazer İrradiasyonu 4Y-TZP grubu; C: 6 W Lazer İrradiasyonu 5Y-TZP grubu; D: Isıl İşlem 5Y-TZP grubu)



Şekil 28.

Farklı Debonding Prosedürlerine Tabi Tutulan ve Kontrol Grubundaki Titanyum Titanyum Altyapuların Yüzeyini Gösteren Taramalı Elektron Mikroskobu Mikrograf Görüntüleri (orijinal büyütme×1000) (Birand & Kurtulmus-Yılmaz, 2022)



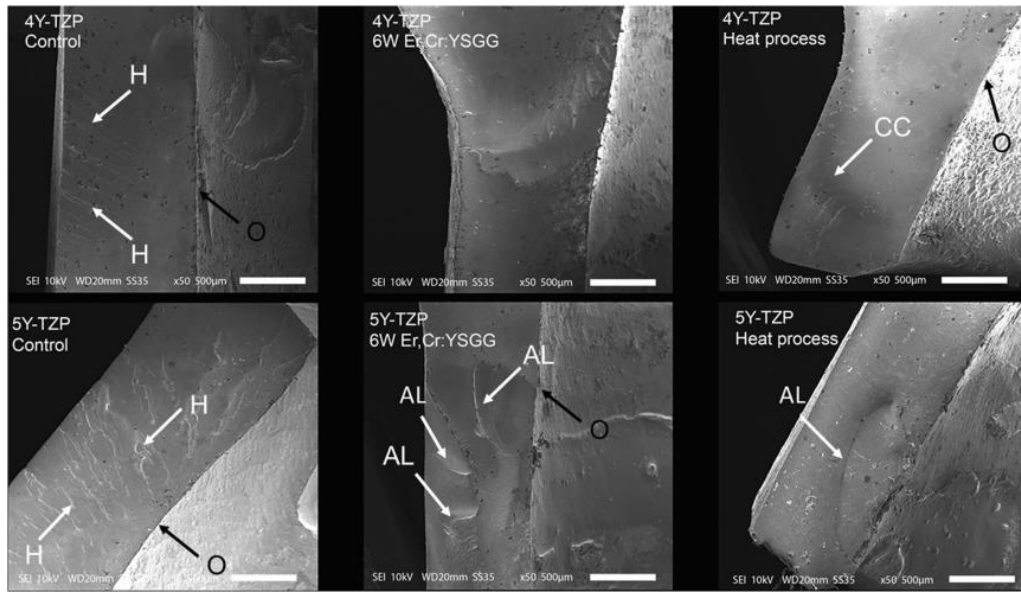
Fraktografik Analiz Bulguları

Kırılma direnci testi sırasında kırılan zirkonya seramik kronların kırık yüzeyleri taramalı elektron mikroskobunda değerlendirilmiştir. Kırık yüzeyleri *arrest* çizgileri, *hackle* çizgileri, *wake hackles* ve *compression curls* belirteçlerini tespit etmek ve kırık başlangıcını belirlemek açısından incelenmiştir. Fraktografik analize göre kırıkların başlangıç noktası tüm örneklerde servikal marjinal bölgedir. Kırık zirkonya kronun iç yüzeyinden başlamış ve bukkal servikal alana doğru ilerlemiştir. Temsili bazı görüntüler Şekil 29’da sunulmuştur.

Test gruplarının ve kontrol gruplarının kırık yüzeyleri kıyaslandığında, 4Y-TZP ve 5Y-TZP materyallerinde, debonding işlemi uygulanan ve uygulamayan örneklerde benzer kırılma davranışları gözlenmiştir. Hiçbir örnekte por, defekt ve *wake hackles* tespit edilmemiştir.

Şekil 29.

Farklı Test Gruplarında Tespit Edilen Kırık Yüzeylerinin Mikrograf Görüntüleri. O, Kırılmanın Orjini; H, Hackle Çizgileri; AL, Arrest Çizgileri; CC, Compression Curls (× 50 Büyütme) (Birand & Kurtulmus-Yılmaz, 2022)



BÖLÜM V

Tartışma

Bu bölümde, araştırma sonucunda elde edilen bulgular literatürde bulunan araştırmaların bulguları ve sonuçları ile birlikte değerlendirilerek tartışılmaktadır. Tez çalışmasının güçlü yönlerine ve sınırlamalarına değinilmektedir.

Rezin simanların seramik materyali ile oluşturduğu kimyasal bağlanma sayesinde yüksek bağlanma direnci göstermesi ve materyalin kırılma direncini artırması; farklı renk ve opasite seçeneklerine sahip olması; ağız sıvılarında düşük çözünürlük göstermesi gibi özellikleri, tam seramik restorasyonların simantasyonunda tercih edilmesini sağlamaktadır (Hill vd., 2011; Kiliç vd., 2011; Pegoraro vd., 2007; Rosenstiel vd., 1998). Rezin simanlar ile simante edilmiş tam seramik kronların diş veya implant abutment yüzeyinden geleneksel yöntemler ile çıkarılması, restorasyonu, diş veya abutmenti tehlikeye atabilecek bir durum olup; hekim için zorlu ve zaman alıcı, hasta için ise travmatik bir klinik prosedürdür (Gurney vd., 2016; Morford vd., 2011; Rechmann vd., 2015). Bu nedenle son yıllarda, tam seramik kronların veya laminate veneer restorasyonların çıkarılmasında, geleneksel yöntemlere alternatif olarak lazer ile debonding işlemi gündeme gelmiştir. Literatürde lazer ile farklı seramik materyallerin ve farklı restorasyon tiplerinin diş dokusundan veya abutmenttan çıkarılması ile ilgili yapılan araştırmalar, restorasyona zarar vermeden debonding işleminin gerçekleştirildiğini ve geleneksel yöntemlere göre lazer ile debonding daha az zaman alan bir prosedür olduğunu; hasta ve hekim açısından daha konforlu ve daha az travmatik olduğunu rapor etmişlerdir (Ghazanfari vd., 2019). İmplant destekli protezlerde, vida tutuculu restorasyonların önemli avantajları ile ön plana çıkması, hibrit abutment ve hibrit abutment kronların uygulanmasını yaygınlaştırmıştır (Elsayed vd., 2018). Ancak, titanyum alt yapılara rezin simanlar ile simante edilen hibrit abutment kronların debonding prosedürü ile ilgili literatürde bilgi bulunmamaktadır. Bu nedenle bu in vitro tez çalışmasında, zirkonya seramiklerin titanyum alt yapılardan ayrılmasında Er,Cr: YSGG lazer irradiasyonunun etkinliğinin değerlendirilmesi; iki farklı zirkonya seramik materyalinin debonding süresine etkisinin incelenmesi ve zirkonya seramiklerin mekanik dirençlerini riske atmadan uygulanabilecek lazer çıkış gücü ayarının tespit edilmesi amaçlanmıştır.

Bu tez çalışmasında iki farklı jenerasyon zirkonya seramik materyali (4Y-TZP ve 5Y-TZP) değerlendirilmiştir. Lazer ile debonding işlemi uygulanan hibrit abutment kronların debonding süreleri kıyaslandığında, lazer çıkış gücünden bağımsız olarak, 5Y-TZP materyalinden üretilen hibrit abutment kronların, titanyum alt yapılardan istatistiksel olarak anlamlı derecede daha kısa sürede ayrıldığı tespit edilmiştir. Bu nedenle bu çalışmanın birinci sıfır hipotezi olan, zirkonya materyali tipinin lazer ile debonding süresine etki etmeyeceği hipotezi; reddedilmiştir.

Er,Cr:YSGG lazer, hibrit abutment kron örneklere, 4.5 W, 5 W ve 6 W olmak üzere üç farklı çıkış gücünde uygulanmış; bu çıkış güçlerinin hem debonding sürelerine hem de zirkonya kronun kırılma direncine etkisi değerlendirilmiştir. Her iki seramik materyali grubunda da lazerin çıkış gücü arttıkça, debonding sürelerinde istatistiksel olarak anlamlı bir azalma kaydedilmiş; bu nedenle bu çalışmanın ikinci sıfır hipotezi olan, lazer çıkış gücünün debonding işleminin süresine etki etmeyeceği hipotezi; reddedilmiştir.

Bu çalışmada test edilen diğer debonding işlemi ise ısıl işlemdir. Bu gruptaki örnekler porselen fırınında ısıya maruz bırakılarak hibrit abutment kronların titanyum alt yapılardan ayrılması sağlanmıştır. Debonding işlemi uygulanan tüm hibrit abutment kronlar, titanyum alt yapılar üzerine tekrar simante edilmiş ve kırılma direnci testine tabi tutulmuşlardır. Elde edilen kırılma direnci değerleri, hiç debonding işlemi uygulanmamış hibrit abutment kronların (kontrol grubu) değerleri ile kıyaslanmıştır. Her zirkonya seramik grubu kendi içerisinde kıyaslandığına, farklı çıkış güçlerinde lazer uygulanarak debonding işlemi gerçekleştirilen hibrit abutment kronların kırılma dirençleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmemiştir. Bundan dolayı, çalışmanın üçüncü sıfır hipotezi olan, lazerin çıkış gücünün hibrit abutment kronların kırılma direncini etkilemeyeceği hipotezi; kabul edilmiştir. Kontrol grubu ile kıyaslandığında, ısıl işlem ile debonding uygulaması, her iki zirkonya seramik materyali grubunda anlamlı derecede düşük kırılma dirençlerine yol açmıştır. 4Y-TZP kronların kırılma dirençleri, lazer ile debonding işleminden etkilenmemesine rağmen; kontrol grubu ile karşılaştırıldığında, lazer ile debonding işlemine tabi tutulan 5Y-TZP kronlarda istatistiksel olarak anlamlı ölçüde daha düşük kırılma direnci değerleri tespit edilmiştir. Bu verilere dayanarak, bu çalışmanın dördüncü sıfır hipotezi olan debonding prosedürünün hibrit abutment kronların kırılma direncini etkilemeyeceği hipotezi; kısmen kabul edilmiştir.

Günümüzde dental seramiklerin materyal ve üretim teknolojilerindeki gelişmeler sayesinde, implant destekli restorasyonlarda kullanılan tam seramik abutment ve kronlarla tatmin edici bir estetik görünüm elde edilebilmektedir. Aynı zamanda, mekanik direnci yüksek seramik materyallerin geliştirilmesi ve bilgisayar destekli üretim sistemleri, abutment ve kronun tek parça olarak üretilip titanyum alt yapılara simante edildiği, tek-parça vida-tutuculu hibrit abutment kronların fabrike edilmesine olanak sağlamıştır (Nouh vd, 2018). Hibrit abutment kronların kullanımını, iki-parça hibrit abutmentlere kıyasla, vida kanalı yoluyla direkt vidaya erişim olması, seramik abutment ile kronun simantasyon aşamasının elimine edilmesi ve böylece simantasyona bağlı başarısız riskinin azalması, tek parça kronun mekanik direncinin daha yüksek olması gibi avantajları bulunmaktadır (Elsayed vd., 2018; Nouh vd., 2018; Yazigi vd., 2020). Bununla birlikte, hibrit abutment kronların uygulanabilmesi için implantın ideal bir pozisyonda yerleştirilmiş olması gerekmektedir. Uygun olmayan implant eksenini, anterior bölgede vida boşluğunun kronların labial yüzeyinde yer almasına yol açmakta; bu durum da estetiği olumsuz etkilemektedir. Bundan dolayı, hibrit abutment kronların posterior bölgede uygulanmaları daha çok tercih edilmektedir (Yazigi vd., 2020). Bu tez çalışmasında test edilen zirkonya materyallerinin estetik ve mekanik özellikleri, her iki materyalin de premolar bölgede monolitik kullanımına olanak sağlamaktadır. Bu nedenlerle bu tez çalışmasında, maksiller birinci premolar bölgeye yerleştirilmiş bir implant üzerine tasarlanan bir hibrit abutment kron simüle edilmiştir.

Monolitik zirkonya restorasyonların üretilmesi, üçüncü (5Y-TZP) ve dördüncü (4Y-TZP) nesil kübik zirkonya seramiklerinin geliştirilmesiyle mümkün olmuştur. Bu yeni nesil seramikler, daha az tetragonal faz ve daha düşük miktarda alümina içermekte ve böylece düşük düzeyde ışık saçılımı ve gelişmiş translusensi özellik göstermektedirler (Zhang vd., 2020). Lazer ile debonding işleminde, restorasyonun başarılı bir şekilde dişten veya abutmentten ayrılabilmesi için yeterli miktarda lazer ışığının seramik materyalinden geçerek, rezin simana ulaşması gerekmektedir (Morford vd., 2011; Rechmann vd., 2014). Bu nedenle, lazer ile debonding işlemi uygulanacak seramik materyallerin optik özellikleri, debonding prosedürünün etkinliği üzerinde önemli bir etkiye sahiptir (Alikhasi vd., 2019). Literatürde, farklı zirkonya seramiklerin translusensi, sertlik ve mekanik direnç özelliklerini karşılaştıran güncel bir araştırma, 5Y-TZP zirkonya materyalinin 4Y-

TZP zirkonyaya göre daha yüksek bir translusensi özellik sergilediğini rapor etmiştir (Jerman vd., 2021). Bu tez çalışmasında, lazer çıkış gücünden bağımsız olarak tüm 5Y-TZP gruplarında tespit edilen anlamlı ölçüde düşük debonding süreleri, 5Y-TZP seramiğinin daha yüksek miktarda lazer ışığının geçişine izin vermesi ile açıklanabilir.

Hibrit abutment kronlarda, seramik materyalinin titanyum alt yapıdan döner aletlerde kesilerek uzaklaştırılması seramik kronu tahrip edeceği ve titanyum alt yapıya da zarar verebileceği için, alternatif bir yöntem de hibrit abutment kronun porselen fırınında ısıya tabi tutularak, rezin simanın karbonizasyonunun sağlanmasıdır. Benzer bir teknik literatürde, lösit ile güçlendirilmiş seramikten üretilen laminate veneer restorasyonların iç yüzeyinde kalan rezin artıklarının, tekrar simantasyon öncesi uzaklaştırılması amacıyla kullanılmıştır. Restorasyonlar cam geçiş sıcaklığının altında kalan bir ısıya maruz bırakılmışlardır (St Germain & St Germain, 2015). Bu tez çalışmasında, hibrit abutment kronun tabi tutulacağı sıcaklığı belirlerken sadece zirkonya seramik değil, aynı zamanda titanyum alt yapı da dikkate alınmıştır. Titanyum alt yapının üretildiği materyal Ti-6Al-4V alaşımıdır. Bu alaşımın yüzeyinde, 400°C'nin üzerindeki sıcaklıklarda oksidasyon tabakası oluşabileceği bilinmektedir (Brice vd., 2016). Bu nedenle, 400°C sıcaklığa kadar ısıtılacak olan porselen fırınında, debonding işleminin gerçekleşmesi için gereken süreyi belirleyebilmek amacıyla bir pilot çalışma yapılmıştır. Pilot çalışmanın sonuçlarına göre, zirkonya kronun titanyum alt yapıdan ayrılması için gereken en az sürenin 1200 sn olduğu belirlenmiş ve tez çalışmasında bu parametreler kullanılmıştır.

Lazer ile debonding işleminde, adeziv rezinin bozunması hakkında üç mekanizma öne sürülmüştür: ısısal yumuşama, ısısal ablasyon ve foto-ablasyon (Tocchio vd., 1993). Debonding işlemi erbiyum lazerler ile yapıldığında bozunmanın yaygın olarak, ısısal ablasyon veya foto-ablasyon ile olduğu bildirilmiştir (Morford vd., 2011). Isısal ablasyonda önemli olan nokta, kısa sürede ve yüksek güçte ışıma yapılmasıdır çünkü lazer ışını yeterli hızda uygulandığında, adeziv rezinde ani bir sıcaklık artışı meydana getirmektedir ve bu sayede adeziv rezin buharlaşarak seramiğin dış veya abutment yüzeyinden ayrılması da kolaylaşmaktadır. Ayrıca, rezin siman içindeki hidroksil iyonlarının lazer enerjisini absorbe etmesi rezinin genişlemesine yol açmakta, bu genişleme de restorasyonun dokudan uzaklaşmasını

sağlamaktadır. Foto-ablasyon, yüksek enerjili lazer ışını ile rezin etkileşime girdiğinde; lazer enerjisinin, rezinin atomları arasındaki bağların enerjisini yükselterek kopmasını sağlaması ile oluşmaktadır (Tocchio vd.,1993). Her iki mekanizmanın da ısısal yumuşama mekanizmasına kıyasla daha uygun olduğu düşünülmektedir çünkü ablasyon sırasında açığa çıkan ısı fizyolojik sınırlar dahilindedir (Karagoz-Yildirak & Gozneli, 2020). Adeziv rezinin ablasyon mekanizması ile bozunabilmesi için yüksek güçte lazer enerjisi uygulanması gerekmektedir (Tocchio vd., 1993). Bu nedenle bu tez çalışmasında, farklı lazer çıkış güçlerinin, rezin simanla yapıştırılmış zirkonya kronların titanyum alt yapılardan ayrılma süresine etkisi değerlendirilmiştir. Literatürdeki araştırmalarda, farklı seramik materyalleri ile üretilen restorasyonların Er, Cr:YSGG lazer ile debonding işleminde 2-6 W çıkış güçleri test edilmiştir (Alikhasi vd., 2019; Giraldo Cifuentes vd., 2020; Gurney vd., 2016; Sohail vd., 2021). Zirkonya seramik kronların diş veya abutment yüzeyinden ayrılması için 4.5 W (Deeb vd., 2021; Elkharashi vd., 2020), 5 W (Deeb vd., 2021), 6 W (Shah vd., 2021) lazer çıkış güçleri uygulanmış ve bu çıkış güçlerinin debonding işleminde etkin olduğu rapor edilmiştir. Bu nedenle bu tez çalışmasında, Er, Cr: YSGG lazer 4.5-, 5- ve 6 W çıkış güçleri tercih edilmiş ve lazer çıkış gücünün artması ile işlem süresinin anlamlı düzeyde kısaldığı tespit edilmiştir. Bu bulgu, daha yüksek enerji seviyesinde uygulanan lazer irradiasyonunun daha hızlı bir ısı yükselmesine neden olması ve buna bağlı olarak da rezin simanın daha hızlı bozunması ile açıklanabilir.

Diş yüzeyine simante edilen lityum disilikat disk örneklerin, Er, Cr:YSGG lazer irradiasyonu ile debonding işlemi için 3-, 3.5-, 4- ve 5 W çıkış gücü ayarını inceleyen Gurney vd. (2016), seramik ve diş yüzeylerini en kısa sürede 5 W ile ayırmayı başarmışlardır. Bu sonuç, tez çalışmasının bulguları ile paralellik göstermektedir. Ancak araştırmacılar, 3.5 W ve 4 W çıkış güçlerinin hem diş hem de seramik materyali için en konservatif lazer enerjisi ayarları olacağını bildirmişlerdir (Gurney vd., 2016). Seramik restorasyonu diş veya abutment yüzeyinden daha kısa sürede ayırmak için yüksek lazer enerjisine maruz bırakmak, restorasyonun mekanik direncini olumsuz etkileyebilir. Bu nedenle bu tez çalışmasında, lazer irradiasyonu veya ısı işlem ile debonding uygulanmış zirkonya seramik kronların kırılma dirençleri değerlendirilmiş ve veriler, debonding işlemi uygulanmamış kontrol grubundaki kronların kırılma direnci değerleri ile kıyaslanmıştır. Isıl işlem her iki

seramik materyalinin de kırılma direncinde azalmaya yol açarken, 4Y-TZP ve 5Y-TZP seramiklerin lazer irradiasyonu sonrası kırılma direnci davranışlarında farklılıklar olduğu belirlenmiştir.

Zirkonya seramiklerde, yüzey işlemleri, aşındırma ve parlatma gibi prosedürler strese yol açarak zirkonyanın mikroyapısında tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümü tetikleyebilmekte ve dönüşüm sertleşmesi olarak isimlendirilen bu fenomen daha yüksek kırılma sertliği ile sonuçlanabilmektedir (Denry vd., 2010; Guazzato vd, 2005; Sato vd., 2008). Güncel bir araştırma (Spies vd., 2020), dinamik yükleme sonrası 3Y-TZP ve 4Y-TZP seramiklerde anlamlı miktarda tetragonal-monoklinik faz dönüşümü görüldüğünü; ancak, 5Y-TZP materyalinde monoklinik faz tespit edilmediğini ve bu durumun da materyalde kırığa yol açtığını rapor etmiştir. Bu tez çalışmasında, lazer ile debonding uygulanmış 5Y-TZP seramik kronların kırılma dirençlerinde görülen anlamlı derecedeki azalma, materyalin içeriğindeki tetragonal faz miktarı ve faz dönüşümü olmaması sonucu sertleşme mekanizmasının gerçekleşmemesi ile ilişkilendirilebilir (Stawarczyk vd., 2017). Debonding amacıyla ısı işleme tabi tutulan tüm kronların kırılma dirençlerinde ise kontrol grubuna göre anlamlı bir azalma kaydedilmiştir. Bu bulgu, zirkonya seramiklerin düşük ısı bozunması fenomeni ile açıklanabilir. Ortamdaki nem varlığı, zirkonya seramiklerde spontan bir faz dönüşümüne neden olabilmekte (Chevalier vd., 2007) ve zirkonyanın mekanik davranışı etkileyerek direncini azaltabilmektedir (Nakamura vd., 2015). Düşük ısı bozunmasının 200°C – 300°C sıcaklıklarda daha fazla görüldüğü bildirilmiştir (Yoshimura vd., 1989). Bu tez çalışmasındaki örnekler 400°C'ye kadar ısıtılan fırında, ısı işleme tabi tutulmuşlardır ve bu durum faz değişimi tetiklemiş ve kırılma direncinde düşüşe neden olmuş olabilir. Bu çalışmada, lazer ile veya ısı işlem ile debonding yapılan zirkonya seramiklerin kristal yapıları incelenmemiştir. Bu nedenle, faz dönüşümleri ile ilgili bu savları desteklemek için X-ışını difraksiyonu analizi ile faz yapıların değerlendirilmesi faydalı olacaktır.

Kırılma veya bükülme direnci testlerinden sonra kırık yüzeylerinin incelenerek kırık başlangıcının tespiti esasına dayanan fraktografik analiz, bulguların daha iyi yorumlanmasını sağlamakta ve araştırmanın değerini arttırmaktadır (Della Bona vd., 2015). Bu tez çalışmasında kırılma direnci testi sonrasında, zirkonya kronların kırık yüzeyleri TEM altında incelenmiştir. Hem test gruplarında hem de

kontrol grubunda, kırık başlangıç noktasının kronun titanyum alt yapı ile temasta olduğu iç yüzeyinde olduğu ve dağılım yönünün de kron dış yüzeyine doğru olduğu tespit edilmiştir. Lazer ile debonding işleminin uygulandığı yüzey düşünüldüğünde, kırık başlangıcının iç yüzeyde olması, örneklerin lazer irradiasyonu nedeniyle direnç kaybı yaşamadığı şeklinde yorumlanabilir. Lazer enerjisi veya ısıl işlem nedeniyle rezin siman yapısında oluşan değişiklikler ile ortaya çıkan ısı veya genleşme zirkonya materyalinin direncini etkilemiş olabilir.

Bu tez çalışmasında değerlendirilen maksiller birinci premolar hibrit abutment kronun tasarımında, klinik koşulları simüle edebilmek için, yapay çeneye implant yerleştirilmiş ve komşu dişler ve karşıt ark dikkate alınarak zirkonya kronun kalınlığı belirlenmiştir. Titanyum alt yapı üzerine tasarlanan kronun bukkal ve palatinal yüzlerde ekvator hattı bölgesinde, restorasyonların en geniş olduğu alanda, kalınlıklar sırasıyla 2.5 mm ve 2 mm olarak ayarlanmıştır. Restorasyonun kalınlığının lazer ile debonding işlemine etkisi araştıran çalışmalar (Gurney vd., 2016; Pich vd., 2015; Sari vd., 2014), seramik materyali kalınlığının debonding süresini (Gurney vd., 2016) ve kronun ayrılmaya karşı gösterdiği direnci etkilediğini rapor etmişlerdir. Bu sonuç, restorasyonun kalınlığının artması ile rezin simana iletilen lazer ışığı miktarının azalmış olması ile açıklanmıştır (Gurney vd., 2016; Sari vd., 2014). Bu tez çalışmasında restorasyonun kalınlığı bir parametre olarak değerlendirilmemiş, tüm gruplarda kalınlık sabit tutulmuştur. Bu nedenle elde edilen bulgular, tek bir zirkonya kalınlığı ile sınırlıdır. Dental arkın farklı bölgelerinde yer alan, daha kalın veya daha ince hazırlanan restorasyonlar ile elde edilen bulgular farklılık gösterebilir.

Lazer ile debonding işleminin etkili olabilmesi için restorasyonların simantasyonunda rezin içerikli simanların kullanılması gerekmektedir. Çinko fosfat, çinko polikarboksilat veya geçici simanlar ile simante edilmiş restorasyonlarda lazer ile debonding işleminin başarısız olacağı bildirilmiştir (van As, 2013). Rezin simanların kimyasal kompozisyonları lazer ile debonding süresini etkileyen bir faktördür. Lazer irradiasyonunun farklı içerikteki rezin simanların ablasyonuna etkisini inceleyen Tak vd. (2015), polimerizasyon ve adeziv sistemleri farklı olan 5 rezin simanı karşılaştırmıştır. Lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramik materyali üzerinden Er:YAG lazerin uygulandığı araştırmada, tüm rezin simanlarda lazer irradiasyonu sonrası hacim kaybı olduğu; ancak, oluşan ablasyon kraterlerinin

simanlar arasında farklılıklar gösterdiği rapor edilmiştir (Tak vd., 2015). Başka bir araştırmada (Grzech-Leśniak vd., 2019), kompozit rezin siman ile simante edilen lityum disilikat kronların, rezin modifiye cam iyonomer simanlarla simante edilenlere kıyasla daha uzun sürede titanyum abutmentlerden ayrıldığı bildirilmiştir. Rezin simanlar içindeki su/monomer oranı absorbe edilen lazer enerjisi miktarını etkilemektedir. Yüksek konsantrasyondaki su molekülleri daha yüksek oranda bir aktivasyon göstermekte ve böylece debonding süresi kısalmaktadır (Grzech-Leśniak vd., 2019). Bu tez çalışmasında, zirkonya kronlar titanyum alt yapılara, hibrit abutment ve hibrit abutment kronların simantasyonu için önerilen, otopolimerize rezin siman ile simante edilmişlerdir. Bulgular, tek bir rezin simanla sınırlıdır ve sonraki araştırmalarda farklı kimyasal kompozisyona sahip rezin simanların uygulanan lazer güçleri karşısındaki davranışının değerlendirilmesi faydalı olacaktır.

Diş hekimliğinde kullanılan lazerlerden diyot, CO₂ ve Nd:YAG lazerlerin, seramik restorasyonların debonding işlemi için uygun ve güvenilir olmadıkları öne sürülmektedir (van As, 2013). Erbiyum lazerler grubunda olan Er:YAG lazerin 2940 nm; Er,Cr:YSGG lazerin 2780 nm olan dalga boyları birbirlerine yakın olduğu için dokular üzerindeki etki mekanizmalarının benzer olduğu bilinmekte (Hossain vd., 1999) ve farklı erbiyum lazerler ile yapılan araştırmalarda elde edilen bulgular kıyaslanmaktadır. Her iki lazer de su ve hidroksiapatit tarafından çok iyi absorbe olmakta, yumuşak ve sert dokularda ablasyon oluşturmaktadır (Zanini vd., 2022). Ancak, Er:YAG lazerin absorpsiyon katsayısı Er,Cr:YSGG lazerden 3 kat daha fazladır ve böylece Er:YAG lazer hedef dokuya veya simana daha hızlı penetre olmakta ve ablasyon sıcaklığına daha hızlı ulaşmaktadır (Diaci & Gaspirc, 2012). Erbiyum lazerlerin zirkonya kronların debonding işlemindeki etkinliğinin karşılaştırıldığı güncel bir araştırmada (Golob-Deeb vd., 2021), absorpsiyon farkının debonding süresini etkilediği ve Er,Cr:YSGG lazerin debonding için daha uzun irradiasyon süresi gerektirdiği bildirilmiştir. Bu tez çalışmasında Er,Cr:YSGG lazer kullanılmış ve lazer çıkış gücü ve diğer parametrelerin belirlenmesinde literatürde aynı lazerin değerlendirildiği araştırmalar referans olarak alınmıştır. Er:YAG lazer irradiasyonunun test edilen zirkonya materyallerin kırılma dirençlerinde ve debonding sürelerinde farklı etkiler oluşturabileceği göz önünde bulundurulmalıdır.

Lazer ile debonding işleminde dikkate alınması gereken konulardan biri de lazer uygulaması ile ortaya çıkan ısı artışıdır. Ağız içinde, diş veya abutmenta

simante edilmiş tam seramik restorasyonların çıkarılması sırasında oluşabilecek ısı artışının diş ve çevre dokulara zarar vermeyecek düzeyde olması gerekmektedir. Ağız içinde 45°C'ye kadar olan ısı artışları organik bir değişime neden olmamakta ve dokuya zarar vermemektedir. Sıcaklık 45-50°C'yi geçtiğinde enzimatik değişiklikler ortaya çıkmakta ve ödem gelişmekte; 60°C'yi aşan ısı artışı ile koagülasyona ve protein denaturasyonuna neden olmaktadır (Rechmann vd., 2015). Bu sıcaklık artışının pulpa için kritik değer olan 5.5C°'ye ulaşmasını (Zach & Cohen, 1965) ve geri dönüşümsüz bir enflamasyonun başlamasını engellemek için lazerin hava su soğutması ile birlikte uygulanması önerilmektedir. Ayrıca, pulpa odasında oluşan ısı artışının miktarının kalan dentinin kalınlığına, kullanılan seramiğin kalınlığına, kullanılan lazerin tipi ve parametrelerine bağlı olduğu öne sürülmüştür (Rechmann vd., 2015). Literatürde erbiyum lazerler ile yapılan debonding işlemleri sırasında diş dokularında (Alikhasi vd., 2019; Golob-Deeb vd., 2020) ve implantta (Grzech-Lesniak vd., 2019) oluşan ısı artışlarını değerlendiren araştırmalar mevcuttur. Alikhasi vd (2019), lityum disilikat kronların debonding işlemi için 2.5 W Er,Cr:YSGG lazer irradiasyonu uygulamış ve ısı artışının 1°C'yi geçmediğini rapor etmiştir. Zirkonya kronların debondingi için 4.5 ve 5 W çıkış gücünde Er,Cr:YSGG lazer uygulayan Golob-Deeb vd. (2020), pulpa odasında tespit edilen ortalama sıcaklığın 2.48°C olduğunu bildirmişlerdir. Titanyum abutmentlerden lityum disilikat seramik kronları ayırmak için 4.5 W Er:YAG lazer uygulayan Grzech-Lesniak vd. (2019), kronlarda, abutmentta ve implantta olan ısı artışlarını belirlemişler ve tüm ısı artışlarının implant ve kemik için kritik seviye olarak öne sürülen sıcaklık derecelerinin altında kaldığını rapor etmişlerdir. Bu tez çalışmasında, hibrit abutment kronların titanyum alt yapılardan ayrılması değerlendirilmiştir. Hibrit abutment kronlar tek parça halinde olduğundan ve bu yapı vida tutucular ile implanta bağlandığından, debonding prosedürünün ağız içinde yapılmasına gerek yoktur. Bu nedenle, lazer ile debonding işleminin yol açtığı ısı artışı değerlendirilmemiştir. Bu tez çalışmasında kullanılan lazer parametrelerinin farklı tipteki restorasyonların ağız içinde yapılan debonding işleminde kullanılmasının önerilebilmesi için ısı artışının da değerlendirilmesi gerekmektedir.

Er,Cr:YSGG lazerin ablasyon kapasitesi, uygulanan yüzeyin enerji yoğunluğuna, uygulama noktasının boyutuna, odak uzaklığına, atım süresine, emisyon moduna, frekansına, uygulanan doku veya materyalin yapısal özelliklerine

ve uygulama sırasında kullanılan su miktarına bağlıdır (Gürkan vd., 2009). Uygun lazer parametrelerinin ayarlanması yanı sıra, lazer sistemiyle birlikte kullanılan lazer el aparatları ve uçlar, lazer ışınının nokta boyutunu, odak mesafesini ve çıkış enerji yoğunluğunu doğrudan etkilemektedir (Kim vd., 2008). Bu tez çalışmasında kullanılan lazer cihazının uygulama aparatı, lazerin uygulanacak yüzeye yaklaşık 5° eğimle konumlandırılmasını gerektirmektedir. Eğer dik açı ile uygulanırsa, lazer ışını seramik yüzeyi gibi parlak yüzeylerden aparata yansıtılmakta ve zarar verebilmektedir. Lazerin ucunun açlandırılmasının etkinliğini azalttığı bildirilmiştir (Rechmann vd., 2014). Bu durum debonding sürelerini etkileyebilir. Kullanılan lazer cihazının yeni versiyonunda bulunan turbo tip başlık uygulama sırasında açlandırma gerektirmemektedir. Aynı zamanda, turbo başlıkta kullanılan lazer ucunda mercek olması, uygulanan dokuya daha yoğun bir enerji iletilmesini sağladığı rapor edilmiştir (Ergin vd., 2018). Lazer ışınının farklı bir lazer başlığı ve ucuyla, dik açıyla uygulanmasının daha kısa debonding süreleri sağlayabileceği gibi yoğun olarak verilen lazer enerjisinin zirkonya seramiğin mekanik direncini farklı etkileyebileceği göz önünde bulundurulmalıdır.

Lazer ile debonding işleminde hem restorasyonun diş veya abutmentten kolay bir şekilde ayrılması hem de restorasyonun tekrar kullanılabilmesi amaçlanmaktadır. Bunun için restorasyonun mekanik ve optik özelliklerinin debonding işleminden etkilenmemesi gerekmektedir. Literatürde lazer ile debonding işlemi sonrası seramik restorasyonun mekanik özelliklerini değerlendiren bir araştırmaya rastlanılmamıştır. Bu tez çalışmasının (Birand & Kurtuluş-Yılmaz, 2022) bu anlamda literatüre katkı sağlayacağı düşünülmektedir. Güncel bir araştırmada (Zhang vd., 2021), farklı çıkış güçlerinde Er:YAG lazer kullanılarak debonding işlemi yapılmış lityum disilikat seramiklerin optik özellikleri değerlendirilmiştir. Lazerin çıkış gücüne bağlı olarak, seramiğin renk ve translusensi özellikleri farklı etkilenmiştir. Er:YAG lazer 3 W ve 4 W çıkış gücünde uygulandığında optik özelliklerde bir farklılık gözlenmezken, 5 W lazer ile debonding işlemi uygulanmış lityum disilikat seramiğin translusensi derecesi anlamlı düzeyde azalmıştır (Zhang vd., 2021). Bu tez çalışmasının bulguları, eğer alt yapıdan uzaklaştırılacak olan seramiğin tekrar kullanılması hedefleniyorsa, Er,Cr:YSGG lazerin 5Y-TZP seramiğin debonding işleminde kullanılmasını desteklememektedir. Lazer ile debonding işlemi 4Y-TZP seramiğin kırılma direncini etkilememiştir. Ancak, lazer irradiasyonunun 4Y-TZP seramiğin yüzey

pürüzlülüğüne, renk ve translusensi özelliklerine etkisi değerlendirilmemiştir ve 4Y-TZP kronun debonding işlemi sonrasında tekrar kullanılabilmesini önermek için bu özelliklerin de değerlendirildiği araştırmalara ihtiyaç vardır.

Debonding işlemi sonrasında seramik restorasyonla birlikte titanyum alt yapıların da zarar görmemesi, güvenle tekrar kullanılabilmesi için önemlidir. Hem lazer hem de ısı işlemi ile debonding sonrası titanyum alt yapıların yüzeyleri TEM altında incelendiğinde oksidasyon tabakası veya defekt gözlenmemiştir.

Bu tez çalışmasının bazı sınırlamaları bulunmaktadır. Araştırmada iki farklı zirkonya materyalinin lazer irradiasyonu ve ısı işlemi sonrası kırılma dirençleri değerlendirilmiş ancak bu işlemlerin faz dönüşümüne etkisini incelemek için X-ışını difraksiyon analizi gerçekleştirilmemiştir. Zirkonya kronların kalınlığının lazer ışını iletimi ve debonding sürelerine etkisi incelenmemiştir. Zirkonya kronların titanyum alt yapıya simantasyonunda tek bir rezin siman kullanılmıştır, farklı içerikteki rezin simanların lazer irradiasyonu karşısındaki ablyasyon davranışı farklı olabilir.

Er,Cr:YSGG lazer üç farklı çıkış gücünde uygulanmış ancak diğer parametreler (tekrarlama hızı, atım hızı, hava ve su oranları) tüm gruplarda sabit tutulmuştur. Farklı lazer parametreleri ve lazer başlığının tipi bulguları etkileyebilir.

BÖLÜM VI

Sonuç ve Öneriler

Bu bölümde araştırmanın bulgularına dayalı olarak elde edilen sonuçlara ve bu sonuçlar doğrultusunda geliştirilen önerilere yer verilmektedir.

Sonuç

Bu tez çalışmasının sınırlamaları dahilinde aşağıdaki sonuçlara varılmıştır:

- Hibrit abutment kronlarda, zirkonya seramik kronun titanyum alt yapıdan ayrılması amacıyla Er,Cr:YSGG lazer irradiasyonu ve ısı işlem kullanılabilir.
- Er,Cr:YSGG lazerin çıkış gücü ve zirkonya seramiğin tipi debonding süresini etkilemektedir. Yüksek çıkış gücü kullanıldığında ve translusensi seviyesi fazla olan zirkonya seramiklerde debonding süresi kısalmaktadır.
- Çıkış gücünden ve zirkonya seramik tipinden bağımsız olarak lazer irradiasyonu, ısı işlemine kıyasla debonding işleminin daha kısa sürede yapılmasını mümkün kılmaktadır.
- Lazer irradiasyonu 4Y-TZP kronların kırılma direncini etkilememiş, 5Y-TZP kronların kırılma direncinin azalmasına yol açmıştır. Isı işlem ile debonding uygulaması her iki zirkonya seramik materyalinin de kırılma direncini anlamlı ölçüde azaltmıştır.

Bu sonuçlar ışığında, diş hekimliğinde geleneksel olarak kullanılan kron sökücülere bir alternatif olarak, hibrit abutment kronlarda zirkonya kronlar ile titanyum alt yapılar arasındaki adeziv bağlantının kırılmasında Er,Cr:YSGG lazer irradiasyonu kullanılması önerilebilir. Bu yöntem ile daha kısa sürede debonding işlemi gerçekleştirilebilir.

Öneriler

Araştırma Sonuçlarına Yönelik Öneriler

5Y-TZP zirkonya materyalinden üretilmiş hibrit abutment kronlara, 4.5 – 6 W çıkış gücünde Er,Cr:YSGG lazer ile debonding işlemi uygulanmış ise tekrar kullanılması tavsiye edilmemektedir. Lazer irradiasyonuna tabi tutulan 4Y-TZP kronların kırılma dirençleri açısından tekrar kullanılmalarına bir engel olmamakla

birlikte, kesin sonuca ulaşabilmek için optik ve yüzey özelliklerinde oluşan etkilerin de değerlendirilmesi gerekmektedir.

İleride Yapılacak Araştırmalara Yönelik Öneriler

Lazer irradiasyonunun, zirkonya seramiklerin faz yapısında oluşturduğu etkilerin net olarak anlaşılabilmesi ve faz değişikliği ile kırılma direnci arasındaki ilişkinin incelenebilmesi için sonraki araştırmalarda element analizlerinin de yapılması uygun olacaktır.

Hibrit abutment kronların üretilmesinde yaygın olarak kullanılan lityum disilikat seramiklerin, farklı kalınlıklarda ve farklı translusensi özelliğine sahip seramikler kullanılarak üretilmiş restorasyonların, sonraki araştırmalarda değerlendirilmesi; farklı rezin simanların da çalışmalara dahil edilmesi faydalı olacaktır.

Lazer irradiasyonu sonrasında seramik materyallerinin kırılma dirençlerinin, renk ve translusensi özelliklerinin, yüzey özelliklerindeki değişikliklerin, desimante edilmiş restorasyonun tekrar simante edildiğinde elde edilen bağlanma direnci değerlerinin incelenmesi lazer ile debonding yönteminin güvenilirliği konusunda bilgi sağlayacaktır.

Kaynakça

- Adell, R., Lekholm, U., Rockler, B., & Brånemark, P. I. (1981). A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *International Journal of Oral Surgery*, 10(6), 387–416. [https://doi.org/10.1016/s0300-9785\(81\)80077-4](https://doi.org/10.1016/s0300-9785(81)80077-4)
- Ahrari F., Boruziniat A., & Mehrnoosh A. (2016). Surface Treatment with a Fractional CO2 Laser Enhances Shear Bond Strength of Resin Cement to Zirconia. *Laser Therapy*. 2016;25(1):19-26. <https://doi.org/10.5978/islsm.16-OR-01>
- Akgün B. (2004). Diş Hekimliğinde Lazer. *Dentalife*, 9, 14–19.
- Akin H., Tugut F., Akin GE., Guney U., Mutaf B. (2012). Effect of Er:YAG Laser Application on the Shear Bond Strength. *Laser in Medical Science*. 2012;27(2):333-338. <https://doi.org/10.1007/s10103-011-0883-4>
- Akyıl MS, Uzun IH, Bayındır F. Bond Strength of Resin Cement to Yttrium-Stabilized Tetragonal Zirconia Ceramic Treated with Air Abrasion, Silica Coating, and Laser Irradiation. *Photomedicine and Laser Surgery*, 2011;28(6), 801-808.
- ALBalkhi, M., Swed, E., & Hamadah, O. (2018). Efficiency of Er:YAG laser in debonding of porcelain laminate veneers by contact and non-contact laser application modes (in vitro study). *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 30(3), 223–228. <https://doi.org/10.1111/jerd.12361>
- Alghazali, N., Laukner, J., Burnside, G., Jarad, F. D., Smith, P. W., & Preston, A. J. (2010). An investigation into the effect of try-in pastes, uncured and cured resin cements on the overall color of ceramic veneer restorations: an in vitro study. *Journal of Dentistry*, 38 Suppl 2(SUPPL. 2). <https://doi.org/10.1016/J.JDENT.2010.08.013>
- Alikhasi, M., Monzavi, A., Ebrahimi, H., Pirmoradian, M., Shamshiri, A., & Ghazanfari, R. (2019). Debonding Time and Dental Pulp Temperature With the Er, Cr: YSGG Laser for Debonding Feldespathic and Lithium Disilicate Veneers. *Journal of Lasers in Medical Sciences*, 10(3), 211–214. <https://doi.org/10.15171/jlms.2019.34>

- Almeahmadi, N., Kutkut, A., & Al-Sabbagh, M. (2019). What is the Best Available Luting Agent for Implant Prosthesis? *Dental Clinics of North America*, 63(3), 531–545. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2019.02.014>
- Altan, B., Cinar, S., & Tuncelli, B. (2019). Evaluation of shear bond strength of zirconia-based monolithic CAD-CAM materials to resin cement after different surface treatments. *Nigerian Journal of Clinical Practice*, 22(11), 1475–1482. https://doi.org/10.4103/njcp.njcp_157_19
- Al-Thobity A. M. (2022). Titanium Base Abutments in Implant Prosthodontics: A Literature Review. *European Journal of Dentistry*, 16(1), 49–55. <https://doi.org/10.1055/s-0041-1735423>
- Amer, R., Kürklü, D., Kateeb, E., & Seghi, R. R. (2014). Three-body wear potential of dental yttrium-stabilized zirconia ceramic after grinding, polishing, and glazing treatments. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(5), 1151–1155. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2013.12.021>
- Amorfini, L., Storelli, S., Mosca, D., Scanferla, M., & Romeo, E. (2018). Comparison of Cemented vs Screw-Retained, Customized Computer-Aided Design/Computer-Assisted Manufacture Zirconia Abutments for Esthetically Located Single-Tooth Implants: A 10-Year Randomized Prospective Study. *The International Journal of Prosthodontics*, 31(4), 359–366. <https://doi.org/10.11607/ijp.5305>
- Andersson, B., Taylor, A., Lang, B. R., Scheller, H., Schärer, P., Sorensen, J. A., & Tarnow, D. (2001). Alumina ceramic implant abutments used for single-tooth replacement: a prospective 1- to 3-year multicenter study. *The International Journal of Prosthodontics*, 14(5), 432–438.
- Anusavice, K. J. (2003). Informatics systems to assess and apply clinical research on dental restorative materials. *Advances in Dental Research*, 17, 43–48. <https://doi.org/10.1177/154407370301700111>
- Anusavice, K.J., Shen, C. & Rawls, H.R. (2013). *Philips' Science of Dental Materials* (12.basım). St.Louis: Elsevier Inc.
- Apicella, D., Veltri, M., Chieffi, N., Polimeni, A., Giovannetti, A. & Ferrari, M. (2010). Implant adaptation of stock abutments versus CAD-CAM abutments: a radiographic and Scanning Electron Microscopy study. *Annali Di Stomatologia*, 1(3–4), 9–13.

- Asadikiya, M., Sabarou, H., Chen, M. ve Zhong, Y. (2016). Phase diagram for a nano-yttria-stabilized zirconia system. *Royal Society of Chemistry*, 6(21), 17438–17445. <https://doi.org/10.1039/C5RA24330K>
- Asadzadeh, N., Ghorbanian, F., Ahrary, F., Rajati Haghi, H., Karamad, R., Yari, A., & Javan, A. (2019). Bond Strength of Resin Cement and Glass Ionomer to Nd:YAG Laser-Treated Zirconia Ceramics. *Journal of Prosthodontics*, 28(4), e881–e885. <https://doi.org/10.1111/jopr.12651>
- Asnaashari, M., & Safavi, N. (2013). Application of Low level Lasers in Dentistry (Endodontic). *Journal of Lasers in Medical Sciences*, 4(2), 57–66.
- Atas O. (2015). Cam İyonomer İçerikli Güncel Materyallerin Er,Cr:YSGG Lazerle Açılan Kavitelerde Mikrosızıntı Açısından Değerlendirilmesi. Doktora tezi
- Ates, S. M., Korkmaz, F. M., Çağlar, I. S., Duymus, Z. Y., Turgut, S., & Bağış, E. A. (2017). The effect of ultrafast fiber laser application on the bond strength of resin cement to titanium. *Lasers in Medical Science*, 32(5), 1121–1129. <https://doi.org/10.1007/s10103-017-2216-8>
- Ban S. (2021). Classification and Properties of Dental Zirconia as Implant Fixtures and Superstructures. *Materials (Basel, Switzerland)*, 14(17), 4879. <https://doi.org/10.3390/ma14174879>
- Bankoğlu Güngör, M., & Karakoca Nemli, S. (2018). Fracture resistance of CAD-CAM monolithic ceramic and veneered zirconia molar crowns after aging in a mastication simulator. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(3), 473–480. <https://doi.org/10.1016/J.PROSDENT.2017.05.003>
- Barghi N, & McAlister EH. (2003). LED and halogen lights: effect of ceramic thickness and shade on curing luting resin. *Compendium of Continuing Education in Dentistry.*, 24(7), 497–504.
- Bass, L. S., & Treat, M. R. (1995). Laser tissue welding: a comprehensive review of current and future clinical applications. *Lasers in Surgery and Medicine*, 17(4), 315–349. <https://doi.org/10.1002/lsm.1900170402>
- Baxter GD. (1994). *Therapeutic Lasers; Theory and Practice*. Churchill Livingstone.
- Berroeta, E., Zabalegui, I., Donovan, T., & Chee, W. (2015). Dynamic Abutment: A method of redirecting screw access for implant-supported restorations: Technical details and a clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*, 113(6), 516–519. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.11.009>

- Bertolini, M., Kempen, J., Lourenço, E. J., & Telles, D. (2014). The use of CAD-CAM technology to fabricate a custom ceramic implant abutment: a clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *111*(5), 362–366.
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2013.08.016>
- Beuer, F., Stimmelmayer, M., Gueth, J. F., Edelhoff, D., & Naumann, M. (2012). In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, *28*(4), 449–456.
<https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2011.11.024>
- Bhat, V., Shenoy, K., Dandekeri, S. ve Reddy, H. (2016). CAD-CAM Ceramics - A Literature Review. *International Journal of Recent Scientific Research*, *7*(3), 9352–9361.
- 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. <https://doi.org/10.1111/jerd.12031>
- Birand, C., & Kurtulmus-Yilmaz, S. (2022). Evaluation of Er,Cr:YSGG laser irradiation for debonding of zirconia hybrid abutment crowns from titanium bases. *Lasers in Medical Science*, 10.1007/s10103-022-03539-7. Advance online publication. <https://doi.org/10.1007/s10103-022-03539-7>
- 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.
<https://doi.org/10.1067/MPR.2003.50>
- Blatz, M.B., Bergler, M., Holst, S. ve Block, M.S. (2009). Zirconia abutments for single-tooth implants--rationale and clinical guidelines. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, *67*(11), 74–81.
- Braga, R. R., Ballester, R. Y., & Carrilho, M. R. (1999). Pilot study on the early shear strength of porcelain-dentin bonding using dual-cure cements. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *81*(3), 285–289. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(99\)70270-2](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(99)70270-2)
- Bressan, E., Paniz, G., Lops, D., Corazza, B., Romeo, E., & Favero, G. (2011). Influence of abutment material on the gingival color of implant-supported all-ceramic restorations: a prospective multicenter study. *Clinical Oral Implants Research*, *22*(6), 631–637. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2010.02008.x>

- Brice, D. A., Samimi, P., Ghamarian, I., Liu, Y., Brice, R. M., Reidy, R. F., Cotton, J. D., Kaufman, M. J., & Collins, P. C. (2016). Oxidation behavior and microstructural decomposition of Ti-6Al-4V and Ti-6Al-4V-1B sheet. *Corrosion Science, 112*, 338–346. <https://doi.org/10.1016/j.corsci.2016.07.032>
- Burgess J. O. (2018). Zirconia: The Material, Its Evolution, and Composition. *Compendium of Continuing Education in Dentistry, 39*(suppl 4), 4–8.
- Carruth, J. A. S. (1986). Photodynamic therapy: The state of the art. *Lasers in Surgery and Medicine, 6*(4), 404–407. <https://doi.org/10.1002/lsm.1900060411>
- 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*:280-7.
- Cavallaro, J., Jr, & Greenstein, G. (2011). Angled implant abutments: a practical application of available knowledge. *Journal of the American Dental Association, 142*(2), 150–158. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.2011.0057>
- Chee, W., & Jivraj, S. (2006). Screw versus cemented implant supported restorations. *British Dental Journal, 201*(8), 501–507. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.4814157>
- Chevalier, J., Gremillard, L., & Deville, S. (2007). Low-Temperature Degradation of Zirconia and Implications for Biomedical Implants. *Annual Review of Materials Research, 37*(1), 1–32. <https://doi.org/10.1146/annurev.matsci.37.052506.084250>
- Christensen, G. J. (2008). Selecting the best abutment for a single implant. *Journal of the American Dental Association, 139*(4), 484–487. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.2008.0192>
- Coluzzi DJ. (2000). An overview of laser wavelengths used in dentistry. *Dental Clinics of North America, 44*(44), 753–765.
- Coluzzi, D. J. (2004). Fundamentals of dental lasers: science and instruments. *Dental Clinics of North America, 48*(4), 751–770, v. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2004.05.003>
- Coluzzi, D. J. (2005). Lasers in dentistry. *Compendium of Continuing Education in Dentistry, 26*(6A Suppl), 429–435; quiz 436.

- Coluzzi, D. J. (2008). An overview of lasers in dentistry. *The Alpha Omegan*, 101(3), 125–126. <https://doi.org/10.1016/j.aodf.2008.09.001>
- Coluzzi, D. J., & Goldstein, A. J. (2004). Lasers in dentistry. An overview. *Dentistry Today*, 23(4), 120–122, 124–127.
- 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. *European Journal of Oral Implantology*, 10 Suppl 1, 139–146.
- Convissar, R. A. (2004). The biologic rationale for the use of lasers in dentistry. *Dental Clinics of North America*, 48(4), 771–794, v. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2004.06.004>
- Coric, D., Renjo, M. M., & Curkovic, L. (2017). Vickers indentation fracture toughness of Y-TZP dental ceramics. *Int. Journal of Refractory Metals and Hard Materials*, 64,14-19. <https://doi.org/10.1016/j.ijrmhm.2016.12.016>
- Crespi, R., Capparè, P., Gastaldi, G., & Gherlone, E. F. (2014). Immediate occlusal loading of full-arch rehabilitations: screw-retained versus cement-retained prosthesis. An 8-year clinical evaluation. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 29(6), 1406–1411. <https://doi.org/10.11607/jomi.3746>
- Crispin B, Hewlwt E, TH J, Hobo S, & Hornbrook D. (1994). Contemporary Esthetic Dentistry: Practice Fundamentals. *Chicago: Quintessence Pub Co*, 112–114.
- de la Macorra, J. C., & Pradíes, G. (2002). Conventional and adhesive luting cements. *Clinical Oral Investigations*, 6(4), 198–204. <https://doi.org/10.1007/S00784-002-0184-1>
- 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. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.1993.0036>
- Dederich, D. N., Bushick, R. D. (2004). ADA Council on Scientific Affairs and Division of Science, & Journal of the American Dental Association. Lasers in dentistry: separating science from hype. *Journal of the American Dental Association (1939)*, 135(2), 204–212; quiz 229. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.2004.0153>

- Deeb, J. G., Bencharit, S., Dalal, N., Abdulmajeed, A., & Grzech-Leśniak, K. (2019). Using Er:YAG laser to remove lithium disilicate crowns from zirconia implant abutments: An in vitro study. *PLOS ONE*, *14*(11), e0223924. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0223924>
- Deeb, J. G., McCall, C., Carrico, C. K., Dahlke, W. O., & Grzech-Leśniak, K. (2020). Retrieval of Prefabricated Zirconia Crowns with Er,Cr:YSGG Laser from Primary and Permanent Molars. *Materials (Basel, Switzerland)*, *13*(23), 5569. <https://doi.org/10.3390/ma13235569>
- Deeb, J. G., Skrjanc, L., Kanduti, D., Carrico, C., Saturno, A., & Grzech-Leśniak, K. (2021). Evaluation of Er:YAG and Er,Cr:YSGG laser irradiation for the debonding of prefabricated zirconia crowns. *Advances in Clinical and Experimental Medicine*, *30*(1), 7–15. <https://doi.org/10.17219/acem/127686>
- Denry, I. L., Peacock, J. J., & Holloway, J. A. (2010). Effect of heat treatment after accelerated aging on phase transformation in 3Y-TZP. *Journal of Biomedical Materials Research. Part B, Applied Biomaterials*, *93*(1), 236–243. <https://doi.org/10.1002/jbm.b.31580>
- Denry, I., & Holloway, J. A. (2010). Ceramics for Dental Applications: A Review. *Materials*, *3*(1), 351–368. <https://doi.org/10.3390/ma3010351>
- Denry, I., & Kelly, J. R. (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials*, *24*(3), 299–307. <https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2007.05.007>
- Diaci J, & Gaspirc B. (2012). Review comparison of Er:YAG and Er, Cr:YSGG lasers used in dentistry. *Laser Health Academy*, *1*, 1–13.
- 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. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(99\)70240-4](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(99)70240-4)
- Dietschi, Didier., & Spreafico, Roberto. (1997). Adhesive metal-free restorations : current concepts for the esthetic treatment of posterior teeth. *Quintessence Publishing*
- Dundar, B., & Guzel, K. G. (2011). An analysis of the shear strength of the bond between enamel and porcelain laminate veneers with different etching systems: acid and Er,Cr:YSGG laser separately and combined. *Lasers in medical science*, *26*(6), 777–782. <https://doi.org/10.1007/s10103-010-0827-4>

- Duymuş YZ., Çağlar İ., & Ateş S. (2015). Lazer sistemlerinin protetik diş tedavisinde kullanım. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2015;25(13):0-0.
- Ebert, A., Hedderich, J., & Kern, M. (2007). Retention of zirconia ceramic copings bonded to titanium abutments. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 22(6), 921–927.
- 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), 176–184.
<https://doi.org/10.3290/j.qi.a41906>
- 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 (Berlin, Germany : 1985)*, 50(4), 260–269. <https://doi.org/10.3290/j.qi.a42099>
- Eliades, G. (1994). Clinical relevance of the formulation and testing of dentine bonding systems. *Journal of Dentistry*, 22(2), 73–81.
[https://doi.org/10.1016/0300-5712\(94\)90004-3](https://doi.org/10.1016/0300-5712(94)90004-3)
- Elkharashi, A., Grzech-Leśniak, K., Deeb, J. G., Abdulmajeed, A. A., & Bencharit, S. (2020). Exploring the use of pulsed erbium lasers to retrieve a zirconia crown from a zirconia implant abutment. *PLOS ONE*, 15(6), e0233536.
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0233536>
- Elsayed, A., Wille, S., Al-Akhali, M., & Kern, M. (2017). Comparison of fracture strength and failure mode of different ceramic implant abutments. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 117(4), 499–506.
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.06.018>
- 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, 20–27.
<https://doi.org/10.1111/clr.13034>
- Elshiyab, S. H., Nawafleh, N., Walsh, L., & George, R. (2018). Fracture resistance and survival of implant-supported, zirconia-based hybrid-abutment crowns: Influence of aging and crown structure. *Journal of Investigative and Clinical Dentistry*, 9(4), e12355. <https://doi.org/10.1111/jicd.12355>

- Erdelt, K., Pinheiro Dias Engler, M. L., Beuer, F., Güth, J. F., Liebermann, A., & Schweiger, J. (2019). Computable translucency as a function of thickness in a multi-layered zirconia. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *121*(4), 683–689. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.08.013>
- Ergin E, Oz FD, Gurgan S. Comparison of Er,Cr:YSGG Laser Handpieces for Class II Preparation and Microleakage of Silorane- or Methacrylate-Based Composite Restorations. *Photomedicine and Laser Surgery*. 2018 Sep;36(9):499-505. doi: 10.1089/pho.2018.4459. PMID: 30188252.
- Ferrari, M., Vichi, A., & Zarone, F. (2015). Zirconia abutments and restorations: from laboratory to clinical investigations. *Dental Materials*, *31*(3), e63–e76. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2014.11.015>
- Ferreira SL, Ferreira SL, Francci C, Navarro SR, Calheiros CF, Eduardo PC. Effects of Nd:YAG laser irradiation on the hybrid layer of different adhesive systems. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 2009;11(2):117-125.
- Fırındıoğlu, K. (2009). *İmplant Destekli Seramik Abutmentli Tüm Seramik Kronların İn-vitro ve İn-vivo olarak değerlendirilmesi*. Doktora Tezi, Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, İzmir.
- Floratos, D. L., & de la Rosette, J. J. (1999). Lasers in urology. *BJU International*, *84*(2), 204–211. <https://doi.org/10.1046/j.1464-410x.1999.00163.x>
- Forster, A., Ungvári, K., Györgyey, Á., Kukovecz, Á., Turzó, K., & Nagy, K. (2014). Human epithelial tissue culture study on restorative materials. *Journal of Dentistry*, *42*(1), 7–14. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2013.11.008>
- Fried, D., Ashouri, N., Breunig, T., & Shori, R. (2002). Mechanism of water augmentation during IR laser ablation of dental enamel. *Lasers in Surgery and Medicine*, *31*(3), 186–193. <https://doi.org/10.1002/lsm.10085>
- 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. <https://doi.org/10.1111/cid.12060>
- Ghazanfari, R., Azimi, N., Nokhbatolfoghahaei, H., & Alikhasi, M. (2019). Laser Aided Ceramic Restoration Removal: A Comprehensive Review. *Journal of Lasers in Medical Sciences*, *10*(2), 86–91. <https://doi.org/10.15171/jlms.2019.14>

- Ghodsi, S., & Jafarian, Z. (2018). A Review on Translucent Zirconia. *The European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, 26(2), 62–74.
https://doi.org/10.1922/EJPRD_01759Ghodsi13
- Giordano, R., Cima, M., & Pober, R. (1995). Effect of surface finish on the flexural strength of feldspathic and aluminous dental ceramics. *The International Journal of Prosthodontics*, 8(4), 311–319.
- Giraldo Cifuentes, H., Gómez, J. C., Guerrero, A., & Muñoz, J. (2020). Effect of an Er,Cr:YSGG Laser on the Debonding of Lithium Disilicate Veneers With Four Different Thicknesses. *Journal of lasers in medical sciences*, 11(4), 464–468.
<https://doi.org/10.34172/jlms.2020.72>
- 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. *The International Journal of Prosthodontics*, 17(3), 285–290.
- Gomes, A. L., & Montero, J. (2011). Zirconia implant abutments: a review. *Medicina Oral, Patologia Oral y Cirugia Bucal*, 16(1), e50–e55.
<https://doi.org/10.4317/medoral.16.e50>
- Gomes, A., L., Ramos, J., C., Santos-del Riego, S., Montero, J., & Albaladejo A. (2015) Thermocycling effect on microshear bond strength to zirconia ceramic using Er:YAG and tribochemical silica coating as surface conditioning. *Lasers in Medical Science*, 30:787-95.
- Gökçe, B., Ozpinar, B., DüNDAR, M., Cömlekoglu, E., Sen, B. H., & Güngör, M. A. (2007). Bond strengths of all-ceramics: acid vs laser etching. *Operative Dentistry*, 32(2), 173–178. <https://doi.org/10.2341/06-52>
- Green, J., Weiss, A., & Stern, A. (2011). Lasers and radiofrequency devices in dentistry. *Dental Clinics of North America*, 55(3), 585–597, ix–x.
<https://doi.org/10.1016/j.cden.2011.02.017>
- Grzech-Leśniak, K., Bencharit, S., Dalal, N., MrocZka, K., & Deeb, J. G. (2019). In Vitro Examination of the Use of Er:YAG Laser to Retrieve Lithium Disilicate Crowns from Titanium Implant Abutments. *Journal of Prosthodontics*, 28(6), 672–676. <https://doi.org/10.1111/jopr.13077>
- Grzech-Leśniak, K., Bencharit, S., Skrzjanc, L., Kanduti, D., Matys, J., & Deeb, J. G. (2020). Utilization of Er:YAG Laser in Retrieving and Reusing of Lithium

- Disilicate and Zirconia Monolithic Crowns in Natural Teeth: An In Vitro Study. *Applied Sciences*, 10(12), 4357. <https://doi.org/10.3390/app10124357>
- Guazzato, M., Albakry, M., Swain, M.V. ve Ironside, J. (2002) Mechanical Properties of InCeram Alumina and In-Ceram Zirconia. *The International Journal of Prosthodontics*, 15: 339- 346
- Guazzato, M., Quach, L., Albakry, M., & Swain, M. v. (2005). Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *Journal of Dentistry*, 33(1), 9–18. <https://doi.org/10.1016/J.JDENT.2004.07.001>
- Guess, P. C., Schultheis, S., Bonfante, E. A., Coelho, P. G., Ferencz, J. L., & Silva, N. R. (2011). All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. *Dental Clinics of North America*, 55(2), 333–ix. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2011.01.005>
- 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. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.12.015>
- Gurgan S, Alpaslan T, Kiremitci A, Cakir FY, Yazici E, Gorucu J. Effect of different adhesive systems and laser treatment on the shear bond strength of bleached enamel. *Journal of Dentistry*, 2009;37:527–534.
- Gurney, M. L., Sharples, S. D., Phillips, W. B., & Lee, D. J. (2016). Using an Er,Cr:YSGG laser to remove lithium disilicate restorations: A pilot study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(1), 90–94. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.08.003>
- Hackman ST, Pohjola RM, & Rueggeberg FA. (2002). Depths of cure and effect of shade using pulse-delay and continuous exposure photo-curing techniques. *Operative Dentistry*, 27(6), 593–599.
- Hallmann, L., Ulmer, P., Lehmann, F., Wille, S., Polonskyi, O., Johannes, M., Köbel, S., Trottenberg, T., Bornholdt, S., Haase, F., Kersten, H., & Kern, M. (2016). Effect of surface modifications on the bond strength of zirconia ceramic with resin cement resin. *Dental materials*, 32(5), 631–639. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2016.02.001>
- Hamed, M. T., Abdullah Mously, H., Khalid Alamoudi, S., Hossam Hashem, A. B., & Hussein Naguib, G. (2020). A Systematic Review of Screw versus Cement-

- Retained Fixed Implant Supported Reconstructions. *Clinical, Cosmetic and Investigational Dentistry*, 12, 9–16. <https://doi.org/10.2147/CCIDE.S231070>
- 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. [https://doi.org/10.1016/s0022-3913\(97\)70203-8](https://doi.org/10.1016/s0022-3913(97)70203-8)
- Heierle, L., Wolleb, K., Hämmerle, C. H., Wiedemeier, D. B., Sailer, I., & Thoma, D. S. (2019). Randomized Controlled Clinical Trial Comparing Cemented Versus Screw-Retained Single Crowns on Customized Zirconia Abutments: 3-Year Results. *The International Journal of Prosthodontics*, 32(2), 174–176. <https://doi.org/10.11607/ijp.6080>
- Heydecke, G., Sierraalta, M., & Razzoog, M. E. (2002). Evolution and use of aluminum oxide single-tooth implant abutments: a short review and presentation of two cases. *The International Journal of Prosthodontics*, 15(5), 488–493.
- Hill, E. E., & Lott, J. (2011). A clinically focused discussion of luting materials. *Australian Dental Journal*, 56 Suppl 1, 67–76. <https://doi.org/10.1111/j.1834-7819.2010.01297.x>
- Hossain, M., Nakamura, Y., Yamada, Y., Kimura, Y., Matsumoto, N., & Matsumoto, K. (1999). Effects of Er,Cr:YSGG laser irradiation in human enamel and dentin: ablation and morphological studies. *Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery*, 17(4), 155–159. <https://doi.org/10.1089/clm.1999.17.155>
- Hu, E., Petrich, A., Imamura, G., & Hamlin, C. (2019). Effect of Screw Channel Angulation on Reverse Torque Values of Dental Implant Abutment Screws. *Journal of Prosthodontics*, 28(9), 969–972. <https://doi.org/10.1111/jopr.13111>
- Inokoshi, M., De Munck, J., Minakuchi, S., & Van Meerbeek, B. (2014). Meta-analysis of bonding effectiveness to zirconia ceramics. *Journal of Dental Research*, 93(4), 329–334. <https://doi.org/10.1177/0022034514524228>
- Irie, M., Suzuki, K., & Watts, D. C. (2004). Marginal and flexural integrity of three classes of luting cement, with early finishing and water storage. *Dental Materials*, 20(1), 3–11. [https://doi.org/10.1016/S0109-5641\(03\)00052-6](https://doi.org/10.1016/S0109-5641(03)00052-6)
- Iseri, U., Oztoprak, M. O., Ozkurt, Z., Kazazoglu, E., & Arun, T. (2014). Effect of Er:YAG laser on debonding strength of laminate veneers. *European Journal of Dentistry*, 8(1), 58–62. <https://doi.org/10.4103/1305-7456.126243>

- ISO 14801: 2016; Dentistry-Implants-Dynamic loading test for endosseous dental implants. (2016). <https://www.iso.org/standard/61997.html>
- Jansen, J. U., Lümekemann, N., Letz, I., Pfefferle, R., Sener, B., & Stawarczyk, B. (2019). Impact of high-speed sintering on translucency, phase content, grain sizes, and flexural strength of 3Y-TZP and 4Y-TZP zirconia materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 122(4), 396–403.
- Jerman, E., Lümekemann, N., Eichberger, M., Zoller, C., Nothelfer, S., Kienle, A., & Stawarczyk, B. (2021). Evaluation of translucency, Marten's hardness, biaxial flexural strength and fracture toughness of 3Y-TZP, 4Y-TZP and 5Y-TZP materials. *Dental Materials*, 37(2), 212–222. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2020.11.007>
- Jerman, E., Wiedenmann, F., Eichberger, M., Reichert, A., & Stawarczyk, B. (2020). Effect of high-speed sintering on the flexural strength of hydrothermal and thermo-mechanically aged zirconia materials. *Dental materials*, 36(9), 1144–1150. <https://doi.org/10.1016/j.j.dental.2020.05.013>
- Johansson, C., Kmet, G., Rivera, J., Larsson, C., & Vult Von Steyern, P. (2014). Fracture strength of monolithic all-ceramic crowns made of high translucent yttrium oxide-stabilized zirconium dioxide compared to porcelain-veneered crowns and lithium disilicate crowns. *Acta Odontologica Scandinavica*, 72(2), 145–153. <https://doi.org/10.3109/00016357.2013.822098>
- Jung, R. E., Zembic, A., Pjetursson, B. E., Zwahlen, M., & Thoma, D. S. (2012). Systematic review of the survival rate and the incidence of biological, technical, and aesthetic complications of single crowns on implants reported in longitudinal studies with a mean follow-up of 5 years. *Clinical Oral Implants Research*, 23 Suppl 6, 2–21. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2012.02547.x>
- Kara, H. B., Ozturk, A. N., 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(5), 599–604. <https://doi.org/10.1007/s10103-010-0806-9>
- Karagoz-Yildirak, M., & Gozneli, R. (2020). Evaluation of rebonding strengths of leucite and lithium disilicate veneers debonded with an Er:YAG laser. *Lasers in Medical Science*, 35(4), 853–860. <https://doi.org/10.1007/s10103-019-02872-8>

- Kasraei, S., Rezaei-Soufi, L., Yarmohamadi, E., & Shabani, A. (2015). Effect of CO₂ and Nd:YAG Lasers on Shear Bond Strength of Resin Cement to Zirconia Ceramic. *Journal of Dentistry (Tehran, Iran)*, 12(9), 686–694.
- Kelly J. R. (1999). Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 81(6), 652–661.
[https://doi.org/10.1016/s0022-3913\(99\)70103-4](https://doi.org/10.1016/s0022-3913(99)70103-4)
- Kelly J. R. (2004). Dental ceramics: current thinking and trends. *Dental Clinics of North America*, 48(2), viii–530. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2004.01.003>
- Kelly, J. R., Giordano, R., Pober, R., & Cima, M. J. (1990). Fracture surface analysis of dental ceramics: clinically failed restorations. *The International Journal of Prosthodontics*, 3(5), 430–440.
- Kelly, J., & Rungruanunt, P. (2016). Fatigue Behavior of Computer-Aided Design/Computer-Assisted Manufacture Ceramic Abutments as a Function of Design and Ceramics Processing. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 601–609. <https://doi.org/10.11607/jomi.4698>
- Kemarly, K., Arnason, S. C., Parke, A., Lien, W., & Vandewalle, K. S. (2020). Effect of Various Surface Treatments on Ti-Base Coping Retention. *Operative Dentistry*, 45(4), 426–434. <https://doi.org/10.2341/19-155-LR>
- Khan, A. A., Al Kheraif, A. A., Jamaluddin, S., Elsharawy, M., & Divakar, D. D. (2017). Recent Trends in Surface Treatment Methods for Bonding Composite Cement to Zirconia: A Review. *The journal of adhesive dentistry*, 19(1), 7–19.
<https://doi.org/10.3290/j.jad.a37720>
- Kınsın S, & Aktören O. (2004). Laser in endodontics. *Laser in Endodontics*, 38, 59–67.
- Kilinc, E., Antonson, S. A., Hardigan, P. C., & Kesercioglu, A. (2011). Resin cement color stability and its influence on the final shade of all-ceramics. *Journal of Dentistry*, 39 Suppl 1(SUPPL. 1). <https://doi.org/10.1016/J.JDENT.2011.01.005>
- Kim H. K. (2020). Optical and Mechanical Properties of Highly Translucent Dental Zirconia. *Materials (Basel, Switzerland)*, 13(15), 3395.
<https://doi.org/10.3390/ma13153395>
- Kim S., Heo S., Koak J., Hong S., Lee S., & Lee J. (2008). Effects of the ER,CR:YSGG laser on bone bed preparation with various laser tips. *The Journal of Korean Academy of Prosthodontics* 2008;43:255–260.

- Kim, E.-S., & Shin, S.-Y. (2013). Influence of the implant abutment types and the dynamic loading on initial screw loosening. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 5(1), 21. <https://doi.org/10.4047/jap.2013.5.1.21>
- Kim, H. K., Kim, S. H., Lee, J. B., Han, J. S., & Yeo, I. S. (2013). Effect of polishing and glazing on the color and spectral distribution of monolithic zirconia. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 5(3), 296–304. <https://doi.org/10.4047/JAP.2013.5.3.296>
- Kirmali, O., Barutçigil, Ç., Ozarslan, M. M., Barutçigil, K., & Harorlı, O. T. (2015). Repair bond strength of composite resin to sandblasted and laser irradiated Y-TZP ceramic surfaces. *Scanning*, 37(3), 186–192. <https://doi.org/10.1002/sca.21197>
- Knöde, H., & Sorensen J. A. (1992). Fracture strength of ceramic single-tooth implant restorations. *Journal of Dental Research*, 71:248.
- Kontos, L., Schille, C., Schweizer, E., & Geis-Gerstorfer, J. (2013). Influence of surface treatment on the wear of solid zirconia. *Acta Odontologica Scandinavica*, 71(3–4), 482–487. <https://doi.org/10.3109/00016357.2012.696690>
- Kourtiş, S.G. (2002). Selection and modification of prefabricated implant abutments according to the desired restoration contour: a case report. *Quintessence International*, 33(5), 383–388.
- Kraus, R. D., Epprecht, A., Hämmerle, C., Sailer, I., & Thoma, D. S. (2019). Cemented vs screw-retained zirconia-based single implant reconstructions: A 3-year prospective randomized controlled clinical trial. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 21(4), 578–585. <https://doi.org/10.1111/cid.12735>
- Kreisler, M., Christoffers, A. B., Willershausen, B., & d'Hoedt, B. (2003). Effect of low-level GaAlAs laser irradiation on the proliferation rate of human periodontal ligament fibroblasts: an in vitro study. *Journal of Clinical Periodontology*, 30(4), 353–358. <https://doi.org/10.1034/j.1600-051x.2003.00001.x>
- Kukul F. (2013). Farklı Parametrelerde Er,Cr:YSGG ve Diyet Lazer Uygulamasının Mine ve Dentin Erozyonu Önleme Üzerine Etkisinin İn Vitro Olarak İncelenmesi. Hacettepe Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Diş Hastalıkları ve Tedavisi Ana Bilim Dalı, *Doktora Tezi*

- Kursoglu, P., & GURSOY, H. (2013). Removal of fractured laminate veneers with Er:YAG laser: report of two cases. *Photomedicine and Laser Surgery*, 31(1), 41–43. <https://doi.org/10.1089/pho.2012.3410>
- Kurtulmus-Yilmaz, S., & Aktore, H. (2018). Effect of the application of surface treatments before and after sintering on the flexural strength, phase transformation and surface topography of zirconia. *Journal of Dentistry*, 72, 29–38. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2018.02.006>
- Kurtulmus-Yilmaz, S., Cengiz, E., Ongun, S., & Karakaya, I. (2019). The Effect of Surface Treatments on the Mechanical and Optical Behaviors of CAD/CAM Restorative Materials. *Journal of Prosthodontics*, 28(2), e496–e503. <https://doi.org/10.1111/jopr.12749>
- Kurtulmus-Yilmaz, S., Cengiz, E., Ozan, O., Ramoglu, S., & Yilmaz, H. G. (2014). The effect of Er,Cr:YSGG laser application on the micropush-out bond strength of fiber posts to resin core material. *Photomedicine and Laser Surgery*, 32(10), 574–581. <https://doi.org/10.1089/pho.2014.3780>
- Kurtulmus-Yilmaz, S., Önöral, Ö., Aktore, H., & Ozan, O. (2020). Does the application of surface treatments in different sintering stages affect flexural strength and optical properties of zirconia?. *Journal of esthetic and restorative Dentistry*, 32(1), 81–90. <https://doi.org/10.1111/jerd.12552>
- Kutkut, A., Abu-Hammad, O., ve Mitchell, R. (2015). Esthetic Considerations for Reconstructing Implant Emergence Profile Using Titanium and Zirconia Custom Implant Abutments: Fifty Case Series Report. *The Journal of Oral Implantology*, 41(5), 554–561. <https://doi.org/10.1563/AAID-JOI-D-12-00274>
- Kutsch KV. (1993). Dental caries illumination with the Argon laser. *Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery*, 11(66), 323–327.
- Kwon, S. J., Lawson, N. C., McLaren, E. E., Nejat, A. H., & Burgess, J. O. (2018). Comparison of the mechanical properties of translucent zirconia and lithium disilicate. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 120(1), 132–137. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.08.004>
- Lewis, S., Beumer, J., 3rd, Hornburg, W., & Moy, P. (1988). The "UCLA" abutment. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 3(3), 183–189.

- Li, Z. C., & White, S. N. (1999). Mechanical properties of dental luting cements. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 81(5), 597–609. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(99\)70216-7](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(99)70216-7)
- 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 Suppl 11, 139–147. <https://doi.org/10.1111/clr.12631>
- Linkevicius, T., Puisys, A., Vindasiute, E., Linkeviciene, L., & Apse, P. (2013b). Does residual cement around implant-supported restorations cause peri-implant disease? A retrospective case analysis. *Clinical Oral Implants Research*, 24(11), 1179–1184. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2012.02570.x>
- Linkevicius, T., Vindasiute, E., Puisys, A., Linkeviciene, L., Maslova, N., & Puriene, A. (2013a). 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. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2012.02453.x>
- Lopes, A., Machado, C. M., Bonjardim, L. R., Bergamo, E., 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. <https://doi.org/10.1111/jopr.12927>
- Luangruangrong, P., Cook, N. B., Sabrah, A. H., Hara, A. T., & Bottino, M. C. (2014). Influence of full-contour zirconia surface roughness on wear of glass-ceramics. *Journal of Prosthodontics*, 23(3), 198–205. <https://doi.org/10.1111/JOPR.12088>
- Lynch S.P., & Moutsos S. (2013). A brief history of fractography. *Journal of Failure Analysis and Prevention*, 6(6),54-69 <https://doi.org/10.1361/154770206X156231>.
- Ma, S., & Fenton, A. (2015). Screw- versus cement-retained implant prostheses: a systematic review of prosthodontic maintenance and complications. *The International Journal of Prosthodontics*, 28(2), 127–145. <https://doi.org/10.11607/ijp.3947>
- Marchack, B. W., Sato, S., Marchack, C. B., & White, S. N. (2011). Complete and partial contour zirconia designs for crowns and fixed dental prostheses: A

- clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 106(3), 145–152.
[https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(11\)60112-1](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(11)60112-1)
- Mayinger, F., Pfefferle, R., Reichert, A., & Stawarczyk, B. (2021). Impact of High-Speed Sintering of Three-Unit 3Y-TZP and 4Y-TZP Fixed Dental Prostheses on Fracture Load With and Without Artificial Aging. *The International Journal of Prosthodontics*, 34(1), 47–53. <https://doi.org/10.11607/ijp.6775>
- Michalakis, K. X., Hirayama, H., & Garefis, P. D. (2003). Cement-retained versus screw-retained implant restorations: a critical review. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 18(5), 719–728.
- Midda, M., & Renton-Harper, P. (1991). Lasers in dentistry. *British Dental Journal*, 170(9), 343–346. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.4807548>
- Misch, C.E. (2015). *Dental Implant Prosthetics*(2.baskı). St.Louis: Elsevier.
- Miserandino LJ, & Pick RM. (1995). *Lasers in Dentistry* (1st ed). Quintessence Publishing.
- Miyazaki, T., Nakamura, T., Matsumura, H., Ban, S., & Kobayashi, T. (2013). Current status of zirconia restoration. *Journal of Prosthodontic Research*, 57(4), 236–261. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2013.09.001>
- Modi, R., Mittal, R., Kohli, S., Singh, A. ve Sefa, I. (2014). Screw versus Cement Retained Prosthesis: A Review Introduction. *International Journal of Advanced Health Sciences*, 1(6), 26-32.
- Monaco, C., Tucci, A., Esposito, L., & Scotti, R. (2013). Microstructural changes produced by abrading Y-TZP in presintered and sintered conditions. *Journal of Dentistry*, 41(2), 121–126. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2012.06.009>
- Moon, J. E., Kim, S. H., Lee, J. B., Ha, S. R., & Choi, Y. S. (2011). The effect of preparation order on the crystal structure of yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal and the shear bond strength of dental resin cements. *Dental materials*, 27(7), 651–663. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2011.03.005>
- Moraes, R. R., Correr-Sobrinho, L., Sinhoreti, M. A. C., Puppim-Rontani, R. M., Ogliari, F. A., & Piva, E. (2008). Light-activation of resin cement through ceramic: relationship between irradiance intensity and bond strength to dentin. *Journal of Biomedical Materials Research. Part B, Applied Biomaterials*, 85(1), 160–165. <https://doi.org/10.1002/JBM.B.30928>

- Morena, R., Lockwood, P. E., & Fairhurst, C. W. (1986). Fracture toughness of commercial dental porcelains. *Dental materials*, 2(2), 58–62.
[https://doi.org/10.1016/s0109-5641\(86\)80052-5](https://doi.org/10.1016/s0109-5641(86)80052-5)
- Morford, C. K., Buu, N. C. H., Rechmann, B. M. T., Finzen, F. C., Sharma, A. B., & Rechmann, P. (2011). Er:YAG laser debonding of porcelain veneers. *Lasers in Surgery and Medicine*, 43(10), 965–974. <https://doi.org/10.1002/lsm.21144>
- Mota, Y. A., Cotes, C., Carvalho, R. F., Machado, J., Leite, F., Souza, R., & Özcan, M. (2017). Monoclinic phase transformation and mechanical durability of zirconia ceramic after fatigue and autoclave aging. *Journal of Biomedical Materials Research. Part B, Applied Biomaterials*, 105(7), 1972–1977.
<https://doi.org/10.1002/jbm.b.33720>
- Mörmann, W. H., Stawarczyk, B., Ender, A., Sener, B., Attin, T., & Mehl, A. (2013). Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 20, 113–125.
<https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2013.01.003>
- Myers, M. L. (1991). The effect of laser irradiation on oral tissues. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 66(3), 395–397. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(91\)90269-3](https://doi.org/10.1016/0022-3913(91)90269-3)
- Myers, M. L., Caughman, W. F., & Rueggeberg, F. A. (1994). Effect of restoration composition, shade, and thickness on the cure of a photoactivated resin cement. *Journal of Prosthodontics*, 3(3), 149–157. <https://doi.org/10.1111/J.1532-849X.1994.TB00146.X>
- Nakamura, K., Harada, A., Inagaki, R., Kanno, T., Niwano, Y., Milleding, P., & Örtengren, U. (2015). Fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns with reduced thickness. *Acta odontologica Scandinavica*, 73(8), 602–608.
<https://doi.org/10.3109/00016357.2015.1007479>
- Nakamura, K., Kanno, T., Milleding, P., & Örtengren, U. (2010). Zirconia as a dental implant abutment material: a systematic review. *The International Journal of Prosthodontics*, 23(4), 299–309.
- Naveau, A., Rignon-Bret, C., & Wulfman, C. (2019). Zirconia abutments in the anterior region: A systematic review of mechanical and esthetic outcomes. *The*

- Journal of Prosthetic Dentistry*, 121(5), 775–781.e1.
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.08.005>
- Noda, M., Okuda, Y., Tsuruki, J., Minesaki, Y., Takenouchi, Y., & Ban, S. (2010). Surface damages of zirconia by Nd:YAG dental laser irradiation. *Dental Materials Journal*, 29(5), 536–541. <https://doi.org/10.4012/dmj.2009-127>
- 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. <https://doi.org/10.1111/clr.13395>
- Obata, A., Tsumura, T., Niwa, K., Ashizawa, Y., Deguchi, T., & Ito, M. (1999). Super pulse CO2 laser for bracket bonding and debonding. *European Journal of Orthodontics*, 21(2), 193–198. <https://doi.org/10.1093/ejo/21.2.193>
- Oztoprak, M. O., Tozlu, M., Iseri, U., Ulkur, F., & Arun, T. (2012). Effects of different application durations of scanning laser method on debonding strength of laminate veneers. *Lasers in Medical Science*, 27(4), 713–716.
<https://doi.org/10.1007/s10103-011-0959-1>
- Özcan A., & Sevimay M. (2016). Diş hekimliğinde lazer. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Science*, 22(2), 122–129.
- Özcan, M., & Bernasconi, M. (2015). Adhesion to zirconia used for dental restorations: a systematic review and meta-analysis. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 17(1), 7–26. <https://doi.org/10.3290/j.jad.a33525>
- Özel, Ö., Şeyda, B., Siso H, & Eren, D. (2005). Işık kaynakları, polimerizasyon ve klinik uygulamalar. *Ege Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi Dergisi*, 26, 1–5.
- Parker, S. (2007). Lasers and soft tissue: periodontal therapy. *British Dental Journal*, 202(6), 309–315. <https://doi.org/10.1038/bdj.2007.224>
- Passos, S. P., Linke, B., Larjava, H., & French, D. (2016). Performance of zirconia abutments for implant-supported single-tooth crowns in esthetic areas: a retrospective study up to 12-year follow-up. *Clinical Oral Implants Research*, 27(1), 47–54. <https://doi.org/10.1111/clr.12504>
- Pawley J. (1997). The development of field-emission scanning electron microscopy for imaging biological surfaces. *Scanning*, 19(5), 324–336.

- 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–x.
<https://doi.org/10.1016/j.cden.2007.02.003>
- Penarrocha-Oltra, D., Monreal-Bello, A., Penarrocha-Diago, M., Alonso-Perez-Barquero, J., Botticelli, D., & Canullo, L. (2016). Microbial Colonization of the Peri-Implant Sulcus and Implant Connection of Implants Restored With Cemented Versus Screw-Retained Superstructures: A Cross-Sectional Study. *Journal of Periodontology*, *87*(9), 1002–1011.
<https://doi.org/10.1902/jop.2016.160017>
- Peumans, M., van Meerbeek, B., Lambrechts, P., & Vanherle, G. (2000). Porcelain veneers: a review of the literature. *Journal of Dentistry*, *28*(3), 163–177.
[https://doi.org/10.1016/S0300-5712\(99\)00066-4](https://doi.org/10.1016/S0300-5712(99)00066-4)
- Pich, O., Franzen, R., Gutknecht, N., & Wolfart, S. (2015). Laser treatment of dental ceramic/cement layers: transmitted energy, temperature effects and surface characterisation. *Lasers in Medical Science*, *30*(2), 591–597.
<https://doi.org/10.1007/s10103-013-1340-3>
- Pick, R. M. (1993). Using lasers in clinical dental practice. *Journal of the American Dental Association (1939)*, *124*(2), 37–4.
<https://doi.org/10.14219/jada.archive.1993.0027>
- Piconi, C., & Maccauro, G. (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, *20*(1), 1–25. [https://doi.org/10.1016/S0142-9612\(98\)00010-6](https://doi.org/10.1016/S0142-9612(98)00010-6)
- Pinto, M. M., Cesar, P. F., Rosa, V., & Yoshimura, H. N. (2008). Influence of pH on slow crack growth of dental porcelains. *Dental materials*, *24*(6), 814–823.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2007.10.001>
- 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.
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2020.06.013>
- Pitta, J., Fehmer, V., Sailer, I., & Hicklin, S. P. (2018). Monolithic zirconia multiple-unit implant reconstructions on titanium bonding bases. *International Journal of Computerized Dentistry*, *21*(2), 163–171.

- Pittayachawan, P., McDonald, A., Petrie, A., & Knowles, J. C. (2007). The biaxial flexural strength and fatigue property of Lava Y-TZP dental ceramic. *Dental materials*, 1018–1029. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2006.09.003>
- Pizzolatto, G., & Borba, B. (2021). Optical Properties of New Zirconia-Based Dental Ceramics: Literature Review. *Ceramica*, 67,338-343.
- Preis, V., Behr, M., Kolbeck, C., Hahnel, S., Handel, G., & Rosentritt, M. (2011). Wear performance of substructure ceramics and veneering porcelains. *Dental Materials*, 27(8), 796–804. <https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2011.04.001>
- Priest G. (2005). Virtual-designed and computer-milled implant abutments. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 63(9 Suppl 2), 22–32. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2005.05.158>
- Quinn, D. G., & Bradt C. R. (2007). On the vickers indentation fracture toughness test. *Journal of the American Ceramic Society*, 90(3), 673-680
- Quinn, G.D. & Morrell, R. (1991). Design Data for Engineering Ceramics: A Review of the Flexure Test. *Journal of the American Ceramic Society*, 74(9), 2037–2066.
- Quinn, J. B., & Quinn, G. D. (2010). A practical and systematic review of Weibull statistics for reporting strengths of dental materials. *Dental Materials*, 26(2), 135–147. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2009.09.006>
- Radovic I, Monticelli F, Goracci C, Vulicevic ZR, & Ferrari M. (2008). Self-adhesive resin cements: a literature review. *Journal of Adhesive Dentistry*, 10(4), 251–258.
- Rae, A., Alikhasi, M., Nowzari, H., Djalalinia, S., Khoshkam, V., & Moslemi, N. (2021). Comparison of peri-implant clinical outcomes of digitally customized and prefabricated abutments: A systematic review and meta-analysis. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 23(2), 216–227. <https://doi.org/10.1111/cid.12982>
- Ramer, N., Wadhvani, C., 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. *The New York State Dental Journal*, 80(2), 43–46.

- Rathee, M., Bhoria, M., & Boora P. (2014). An insight into dental implant abutment selection criteria: An overview. *Journal of Advanced Oral Research*, 5(3), 1-4. <https://doi.org/10.1177/2229411220140301>
- Rechmann, P., Buu, N. C. H., Rechmann, B. M. T., & Finzen, F. C. (2015). Laser all-ceramic crown removal and pulpal temperature—a laboratory proof-of-principle study. *Lasers in Medical Science*, 30(8), 2087–2093. <https://doi.org/10.1007/s10103-015-1738-1>
- Rechmann, P., Buu, N. C. H., Rechmann, B. M. T., & Finzen, F. C. (2014). Laser all-ceramic crown removal—a laboratory proof-of-principle study—Phase 2 crown debonding time. *Lasers in Surgery and Medicine*, 46(8), 636–643. <https://doi.org/10.1002/lsm.22280>
- Reich, S. (2015). Tooth-colored CAD-CAM monolithic restorations. *International Journal of Computerized Dentistry*, 18, 131-146.
- Reich, S., Petschelt, A., & Lohbauer, U. (2008). The effect of finish line preparation and layer thickness on the failure load and fractography of ZrO₂ copings. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 99(5), 369–376. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(08\)60085-2](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(08)60085-2)
- Rickabaugh, J. L., Marangoni, R. D., & McCaffrey, K. K. (1996). Ceramic bracket debonding with the carbon dioxide laser. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 110(4), 388–393. [https://doi.org/10.1016/s0889-5406\(96\)70040-9](https://doi.org/10.1016/s0889-5406(96)70040-9)
- Rinke, S., Metzger, A., & Ziebolz, H. (2022). Multilayer Super-Translucent Zirconia for Chairside Fabrication of a Monolithic Posterior Crown. *Case Reports in Dentistry*, 2022, 4474227. <https://doi.org/10.1155/2022/4474227>
- Ritter J. E. (1995). Predicting lifetimes of materials and material structures. *Dental Materials*, 11(2), 142–146. [https://doi.org/10.1016/0109-5641\(95\)80050-6](https://doi.org/10.1016/0109-5641(95)80050-6)
- Rosenstiel, S. F., Land, M. F., & Crispin, B. J. (1998). Dental luting agents: A review of the current literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 80(3), 280–301. [https://doi.org/10.1016/s0022-3913\(98\)70128-3](https://doi.org/10.1016/s0022-3913(98)70128-3)
- Rueggeberg FA, & Caughman WF. (1993). The influence of light exposure on polymerization of dual-cure resin cements. *Operative Dentistry*, 18(2), 48–55.
- Saade, J., Skienhe, H., Ounsi, H., Matinlinna, J. P., & Salameh, Z. (2019). Effect of different combinations of surface treatment on adhesion of resin composite to

- zirconia. *Clinical, Cosmetic and Investigational Dentistry*, 11, 119–129.
<https://doi.org/10.2147/CCIDE.S204986>
- Sabrah, A. H. A., Cook, N. B., Luangruangrong, P., Hara, A. T., & Bottino, M. C. (2013). Full-contour Y-TZP ceramic surface roughness effect on synthetic hydroxyapatite wear. *Dental Materials*, 29(6), 666–673.
<https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2013.03.008>
- Sadighpour, L., Geramipannah, F., & Raeesi, B. (2006). In Vitro Mechanical Tests for Modern Dental Ceramics. *Journal of Dentistry, Tehran University of Medical Sciences*, 3: 143-152.
- Sağır, S., Usumez, A., Ademci, E., & Usumez, S. (2013). Effect of enamel laser irradiation at different pulse settings on shear bond strength of orthodontic brackets. *The Angle Orthodontist*, 83(6), 973–980.
<https://doi.org/10.2319/111412-872.1>
- Sailer, I., Asgeirsson, A. G., Thoma, D. S., Fehmer, V., Aspelund, T., Özcan, M., & Pjetursson, B. E. (2018). Fracture strength of zirconia implant abutments on narrow diameter implants with internal and external implant abutment connections: A study on the titanium resin base concept. *Clinical Oral Implants Research*, 29(4), 411–423. <https://doi.org/10.1111/clr.13139>
- Sailer, I., Philipp, A., Zembic, A., Pjetursson, B. E., Hämmerle, C. H. F., & 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. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2009.01787.x>
- Sailer, I., Zembic, A., Jung, R. E., Hämmerle, C. H., & Mattioli, A. (2007). Single-tooth implant reconstructions: esthetic factors influencing the decision between titanium and zirconia abutments in anterior regions. *The European Journal of Esthetic Dentistry*, 2(3), 296–310.
- Salgıncı, İ., Avcu, Y. G., & Özcan, M. (2021). Evaluation of tensile strength of different esthetic coping materials to Ti-base and monolithic zirconia crowns. *Journal of Adhesion Science and Technology*, 36, 895-904
<https://doi.org/10.1080/01694243.2021.1940655>
- Salvi, G. E., & Brägger, U. (2009). Mechanical and technical risks in implant therapy. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 24 Suppl, 69–85.

- Sari, T., Tuncel, İ., Usumez, A., & Gutknecht, N. (2014). Transmission of Er:YAG Laser Through Different Dental Ceramics. *Photomedicine and Laser Surgery*, 32(1), 37–41. <https://doi.org/10.1089/pho.2013.3611>
- Sato, H., Yamada, K., Pezzotti, G., Nawa, M., & Ban, S. (2008). Mechanical properties of dental zirconia ceramics changed with sandblasting and heat treatment. *Dental Materials Journal*, 27(3), 408–414. <https://doi.org/10.4012/dmj.27.408>
- Sayed Sohail A., Elmahallawi O., & Sedky Y. (2021). The effect of different power settings of Er, Cr:YSGG laser on tooth structure chemistry and topography and time of debonding of laminate veneers: “in vitro study”. *Journal of Fundamental Clinical Research* 1:17–32
- Scarano, A., Piattelli, M., Caputi, S., Favero, G. A., & Piattelli, A. (2004). Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: an in vivo human study. *Journal of Periodontology*, 75(2), 292–296. <https://doi.org/10.1902/jop.2004.75.2.292>
- 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. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2009.12.002>
- Schuller, D. E. (1990). Use of the laser in the oral cavity. *Otolaryngologic Clinics of North America*, 23(1), 31–42.
- Shadid, R., & Sadaqa, N. (2012). A comparison between screw- and cement-retained implant prostheses. A literature review. *The Journal of Oral Implantology*, 38(3), 298–307. <https://doi.org/10.1563/AAID-JOI-D-10-00146>
- Shah, K., McGlumphy, E., Lee, D., Seghi, R., Sharples, D., & Kim, D.-G. (2021). Laser retrieval of cemented zirconia single unit implant restoration: A pilot study: Part I - Force values. *The International Journal of Prosthodontics*. <https://doi.org/10.11607/ijp.6345>
- Sherif, S., Susarla, H. K., Kapos, T., Munoz, D., Chang, B. M., & Wright, R. F. (2014). A systematic review of screw- versus cement-retained implant-supported fixed restorations. *Journal of Prosthodontics*, 23(1), 1–9. <https://doi.org/10.1111/jopr.12128>

- Shetty, D.K., Rosenfield, A.R., Duckworth, W.H. & Held, P.R. (1983). A Biaxial-Flexure Test for Evaluating Ceramic Strengths. *Journal of the American Ceramic Society*, 66(1), 36–42.
- Shiu, P., De Souza-Zaroni, W. C., Eduardo, C., & Youssef, M. N. (2007). Effect of feldspathic ceramic surface treatments on bond strength to resin cement. *Photomedicine and Laser Surgery*, 25(4), 291–296.
<https://doi.org/10.1089/pho.2007.2018>
- Silva, N. R., Teixeira, H. S., Silveira, L. M., Bonfante, E. A., Coelho, P. G., & Thompson, V. P. (2018). Reliability and Failure Modes of a Hybrid Ceramic Abutment Prototype. *Journal of Prosthodontics*, 27(1), 83–87.
<https://doi.org/10.1111/jopr.12461>
- Soares, C. J., Soares, P. V., Pereira, J. C., & Fonseca, R. B. (2005). Surface treatment protocols in the cementation process of ceramic and laboratory-processed composite restorations: a literature review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 17(4), 224–235. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8240.2005.tb00119.x>
- Sorrentino, R., Triulzio, C., Tricarico, M. G., Bonadeo, G., Gherlone, E. F., & Ferrari, M. (2016). In vitro analysis of the fracture resistance of CAD-CAM monolithic zirconia molar crowns with different occlusal thickness. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 61, 328–333.
<https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2016.04.014>
- Souza-Gabriel EA, Vitussi COL, Milani C, Alfredo E, Messias FCD, Silva-Sousa CTY. Effect of bleaching protocols with 38% hydrogen peroxide and post-bleaching times on dentin bond strength. *Brazilian Dental Journal*. 2011;22(4):317-321.
- Spies, B. C., Zhang, F., Wesemann, C., Li, M., & Rosentritt, M. (2020). Reliability and aging behavior of three different zirconia grades used for monolithic four-unit fixed dental prostheses. *Dental Materials*, 36(11), e329–e339.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2020.08.002>
- Spitznagel, F. A., Horvath, S. D., Guess, P. C., & Blatz, M. B. (2014). Resin bond to indirect composite and new ceramic/polymer materials: a review of the literature. *Journal of Esthetic and Restorative*, 26(6), 382–393.
<https://doi.org/10.1111/jerd.12100>

- Sripetchdanond, J., & Leevailoj, C. (2014). Wear of human enamel opposing monolithic zirconia, glass ceramic, and composite resin: an in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *112*(5), 1141–1150.
<https://doi.org/10.1016/J.PROSDENT.2014.05.006>
- St Germain, H., & St Germain, T. (2015). Shear Bond Strength of Porcelain Veneers Rebonded to Enamel. *Operative Dentistry*, *40*(3), E112–E121.
<https://doi.org/10.2341/14-123-L>
- Stawarczyk, B., Keul, C., Eichberger, M., Figge, D., Edelhoff, D., & Lümke, N. (2017). Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part I. *Quintessence International*, *48*(5), 369–380. <https://doi.org/10.3290/j.qi.a38057>
- Stawarczyk, B., Özcan, M., Schmutz, F., Trottmann, A., Roos, M., & Hämmerle, C. H. F. (2013). Two-body wear of monolithic, veneered and glazed zirconia and their corresponding enamel antagonists. *Acta Odontologica Scandinavica*, *71*(1), 102–112. <https://doi.org/10.3109/00016357.2011.654248>
- 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. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2012.08.008>
- Stober, T., Bermejo, J. L., Rammelsberg, P., & Schmitter, M. (2014). Enamel wear caused by monolithic zirconia crowns after 6 months of clinical use. *Journal of Oral Rehabilitation*, *41*(4), 314–322. <https://doi.org/10.1111/JOOR.12139>
- Strobl, K., Bahns, T. L., Willham, L., Bishara, S. E., & Stwalley, W. C. (1992). Laser-aided debonding of orthodontic ceramic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, *101*(2), 152–158.
[https://doi.org/10.1016/0889-5406\(92\)70007-](https://doi.org/10.1016/0889-5406(92)70007-)
- Subaşı, M. G., & Inan, Ö. (2014). Influence of surface treatments and resin cement selection on bonding to zirconia. *Lasers in Medical Science*, *29*(1), 19–27.
<https://doi.org/10.1007/s10103-012-1221-1>
- Suliman, M. (2005). An overview of the use of lasers in general dental practice: 1. Laser physics and tissue interactions. *Dental Update*, *32*(4), 228–230, 233–234, 236. <https://doi.org/10.12968/denu.2005.32.4.228>

- Sun, G., & Tunér, J. (2004). Low-level laser therapy in dentistry. *Dental Clinics of North America*, 48(4), 1061–1076, viii.
<https://doi.org/10.1016/j.cden.2004.05.004>
- Sun, T., Zhou, S., Lai, R., Liu, R., Ma, S., Zhou, Z., & Longquan, S. (2014). Load-bearing capacity and the recommended thickness of dental monolithic zirconia single crowns. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 35, 93–101. <https://doi.org/10.1016/J.JMBBM.2014.03.014>
- Tak, O., Sari, T., Arslan Malkoç, M., Altintas, S., Usumez, A., & Gutknecht, N. (2015). The effect of transmitted Er:YAG laser energy through a dental ceramic on different types of resin cements. *Lasers in Surgery and Medicine*, 47(7), 602–607. <https://doi.org/10.1002/lsm.22394>
- Taşar, S., Ulusoy, M. M., & Meriç, G. (2014). Microshear bond strength according to dentin cleansing methods before recementation. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 6(2), 79–87. <https://doi.org/10.4047/jap.2014.6.2.79>
- Taylor, T. D., & Agar, J. R. (2002). Twenty years of progress in implant prosthodontics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 88(1), 89–95.
- Tocchio, R. M., Williams, P. T., Mayer, F. J., & Standing, K. G. (1993). Laser debonding of ceramic orthodontic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 103(2), 155–162. [https://doi.org/10.1016/S0889-5406\(05\)81765-2](https://doi.org/10.1016/S0889-5406(05)81765-2)
- Tripodakis, A. P., Strub, J. R., Kappert, H. F., & Witkowski, S. (1995). Strength and mode of failure of single implant all-ceramic abutment restorations under static load. *The International Journal of Prosthodontics*, 8(3), 265–272.
- Turgut S. (2020). Optical properties of currently used zirconia-based esthetic restorations fabricated with different techniques. *Journal of Esthetic and Restorative*, 32(1), 26–33. <https://doi.org/10.1111/jerd.12533>
- Ural, Ç., Külünk, T., Külünk, Ş., & Kurt, M. (2010). The effect of laser treatment on bonding between zirconia ceramic surface and resin cement. *Acta Odontologica Scandinavica*, 68(6), 354–359. <https://doi.org/10.3109/00016357.2010.514720>
- van As GA. (2013). Using the Erbium Laser to Remove Porcelain Veneers in 60 Seconds minimally Invasive, Efficient, and Safe. *Journal of Cosmetic Dentistry*, 28(4), 20–34.

- Vanlıoğlu, B., Özkan, Y. ve Özkan, Y. (2012). Estetik Bölgede İmplant-üstü Restorasyonlarda Güçlendirilmiş Seramik Dayanaklar. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 5, 58–64.
- Veljee, T. M., Shruthi, C. S., & Poojya, R. (2015). Evaluation and comparison of the effect of different surface treatment modifications on the shear bond strength of a resin cement to titanium: An in vitro study. *Journal of Indian Prosthodontic Society*, 15(4), 308–312. <https://doi.org/10.4103/0972-4052.161072>
- Vindasiute, E., Puisys, A., Maslova, N., Linkeviciene, L., Peciuliene, V., & Linkevicius, T. (2015). Clinical Factors Influencing Removal of the Cement Excess in Implant-Supported Restorations. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 17(4), 771–778. <https://doi.org/10.1111/cid.12170>
- Visuri, S. R., Gilbert, J. L., Wright, D. D., Wigdor, H. A., & Walsh, J. T. (1996). Shear strength of composite bonded to Er:YAG laser-prepared dentin. *Journal of Dental Research*, 75(1), 599–605. <https://doi.org/10.1177/00220345960750011401>
- Vogel, A., & Venugopalan, V. (2003). Mechanisms of pulsed laser ablation of biological tissues. *Chemical Reviews*, 103(2), 577–644. <https://doi.org/10.1021/cr010379n>
- 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. <https://doi.org/10.1111/cid.12352>
- Wadhvani, C. P., & Piñeyro, A. F. (2012). Implant cementation: clinical problems and solutions. *Dentistry Today*, 31(1), 56–54.
- Wang, H., Aboushelib, M. N., & Feilzer, A. J. (2008). Strength influencing variables on CAD-CAM zirconia frameworks. *Dental Materials*, 24(5), 633–638. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2007.06.030>
- White, S. N., Yu, Z., & Kipnis, V. (1992). Effect of seating force on film thickness of new adhesive luting agents. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 68(3), 476–481. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(92\)90414-6](https://doi.org/10.1016/0022-3913(92)90414-6)
- Wigdor, H., Abt, E., Ashrafi, S., & Walsh, J. T. (1993). The effect of lasers on dental hard tissues. *Journal of the American Dental Association (1939)*, 124(2), 65–70. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.1993.0041>

- Wille, S., Zumstrull, P., Kaidas, V., Jessen, L. K., & Kern, M. (2018). Low temperature degradation of single layers of multilayered zirconia in comparison to conventional unshaded zirconia: Phase transformation and flexural strength. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 77, 171–175. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2017.09.010>
- Wittneben, J. G., Gavric, J., Belser, U. C., Bornstein, M. M., Joda, T., Chappuis, V., Sailer, I., & Brägger, U. (2017). Esthetic and Clinical Performance of Implant-Supported All-Ceramic Crowns Made with Prefabricated or CAD/CAM Zirconia Abutments: A Randomized, Multicenter Clinical Trial. *Journal of Dental Research*, 96(2), 163–170. <https://doi.org/10.1177/0022034516681767>
- Wittneben, J. G., Millen, C., & Brägger, U. (2014). Clinical performance of screw-versus cement-retained fixed implant-supported reconstructions--a systematic review. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 29 Suppl, 84–98. <https://doi.org/10.11607/jomi.2014suppl.g2.1>
- Wohlwend A.S. ve Schaerer S.P. (1997). *The Zirconium Oxide Abutment: An All Ceramic Abutment for Esthetic Improvement of Implant Superstructures*. Quintessence of Dental Technology.
- Xu, Y., Han, J., Lin, H., & An, L. (2015). Comparative study of flexural strength test methods on CAD-CAM Y-TZP dental ceramics. *Regenerative Biomaterials*, 2(4), 239–244. <https://doi.org/10.1093/rb/rbv020>
- Yan, J., Kaizer, M. R., & Zhang, Y. (2018). Load-bearing capacity of lithium disilicate and ultra-translucent zirconias. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 88, 170–175. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2018.08.023>
- Yanagida, H., Minesaki, Y., Matsumura, K., Tanoue, N., Muraguchi, K., & Minami, H. (2017). Bonding durability between acrylic resin adhesives and titanium with surface preparations. *Dental Materials Journal*, 36(1), 69–75. <https://doi.org/10.4012/dmj.2016-192>
- Yazigi, C., Kern, M., Char, 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. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2020.103988>

- Yılmaz, HG, & Kurtulmus-Yılmaz, S. (2011). Farklı Abutment Materyallerinin İmplant Çevresi Dokuların Sağlığına Etkileri . *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 32, 69–75.
- 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. [https://doi.org/10.1016/s0022-3913\(03\)00514-6](https://doi.org/10.1016/s0022-3913(03)00514-6)
- Yoshimura, M., Noma, T., Kawabata, K., & Sōmiya, S. (1989). Role of H₂O on the degradation process of Y-TZP. In *Hydrothermal Reactions for Materials Science and Engineering* (pp. 396–398). Springer Netherlands. https://doi.org/10.1007/978-94-009-0743-0_67
- Yüzügüllü, B., & Avci, M. (2008). The implant-abutment interface of alumina and zirconia abutments. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 10(2), 113–121. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2007.00071.x>
- Zach, L., & Cohen, G. (1965). Pulp Response To Externally Applied Heat. *Oral Surgery, Oral Medicine, And Oral Pathology*, 19, 515–530. [https://doi.org/10.1016/0030-4220\(65\)90015-0](https://doi.org/10.1016/0030-4220(65)90015-0)
- 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. *The International journal of prosthodontics*, 33(5), 527–535. <https://doi.org/10.11607/ijp.6696>
- Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, & Aksu L. (1993). *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi*. A.Ü. Basımevi,.
- Zanini, A. N., Caramel-Juvino, A., Ana, A. P., & Zezell, D. (2022). The erbium laser in the debonding of ceramics: a literature review. *Brazilian Dental Science*, 25(2) <https://doi.org/10.4322/bds.2022.e3154>
- Zarone, F., Di Mauro, M. I., Ausiello, P., Ruggiero, G., & Sorrentino, R. (2019). Current status on lithium disilicate and zirconia: a narrative review. *BMC Oral Health*, 19(1), 134. <https://doi.org/10.1186/s12903-019-0838-x>
- Zarone, F., Ferrari, M., Mangano, F. G., Leone, R., & Sorrentino, R. (2016). "Digitally Oriented Materials": Focus on Lithium Disilicate Ceramics. *International Journal of Dentistry*, 2016, 9840594. <https://doi.org/10.1155/2016/9840594>

- Zesewitz, T. F., Knauber, A. W., & Nothdurft, F. P. (2014). Fracture resistance of a selection of full-contour all-ceramic crowns: an in vitro study. *The International Journal of Prosthodontics*, 27(3), 264–266. <https://doi.org/10.11607/ijp.3815>
- Zhang Y. (2014). Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. *Dental Materials*, 30(10), 1195–1203. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2014.08.375>
- Zhang, F., Spies, B. C., Vleugels, J., Reveron, H., Wesemann, C., Müller, W. D., van Meerbeek, B., & Chevalier, J. (2019). High-translucent yttria-stabilized zirconia ceramics are wear-resistant and antagonist-friendly. *Dental Materials*, 35(12), 1776–1790. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2019.10.009>
- Zhang, F., van Meerbeek, B., & Vleugels, J. (2020). Importance of tetragonal phase in high-translucent partially stabilized zirconia for dental restorations. *Dental Materials*, 36(4), 491–500. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2020.01.017>
- Zhang, X., Dong, H., Guo, C., Zhang, X., Zhang, D., Wu, X., & Zhao, J. (2021). Effects of laser debonding treatment on the optical and mechanical properties of all-ceramic restorations. *Lasers in Medical Science*, 36(7), 1497–1504. <https://doi.org/10.1007/s10103-020-03219-4>
- Zhang, Y., & Lawn, B. R. (2018). Novel Zirconia Materials in Dentistry. *Journal of dental research*, 97(2), 140–147. <https://doi.org/10.1177/0022034517737483>
- Zhang, Y., Lawn, B. R., Rekow, E. D., & Thompson, V. P. (2004). Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramics. *Journal of biomedical materials research. Part B, Applied biomaterials*, 71(2), 381–386. <https://doi.org/10.1002/jbm.b.30097>
- Zhang, Y., Rocca, J.-P., Fornaini, C., Zhen, Y., Zhao, Z., & Merigo, E. (2018). Erbium-doped, yttrium-aluminum-garnet laser debonding of porcelain laminate veneers: An ex vivo study. *Contemporary Clinical Dentistry*, 9(4), 570. https://doi.org/10.4103/ccd.ccd_632_18

Ek 1.

Yayın

Lasers in Medical Science
<https://doi.org/10.1007/s10103-022-03539-7>

ORIGINAL ARTICLE



Evaluation of Er,Cr:YSGG laser irradiation for debonding of zirconia hybrid abutment crowns from titanium bases

Cemil Birand¹ · Sevcan Kurtulmus-Yilmaz¹

Received: 14 December 2021 / Accepted: 28 February 2022
 © The Author(s), under exclusive licence to Springer-Verlag London Ltd., part of Springer Nature 2022

Abstract

To evaluate the efficacy of Er,Cr:YSGG laser irradiation on the removal of zirconia hybrid abutment crowns (HAC) from ti-bases and investigate the effects of laser output power and zirconia generation on debonding time and fracture resistance of crowns. A hundred monolithic zirconia HACs were fabricated by using 4Y-TZP and 5Y-TZP materials and subsequently cemented onto the ti-bases with a resin luting agent. Each zirconia group was further divided into 5 subgroups according to the debonding procedure as control (no debonding), 4.5 W-, 5 W-, and 6 W-laser irradiation, heat processed ($n = 10$). Er,Cr:YSGG laser (Waterlase MD; Biolase Technology Inc., Irvine, CA) was used on a noncontact hard tissue mode at a 20-Hz repetition rate and 140- μ s pulse duration with 50% water and 50% air. Debonding durations were recorded for each specimen, and modes of failure were investigated. Crowns were re-cemented on their corresponding ti-bases, and HACs were subjected to fracture strength test. Debonding duration and fracture strength data were statistically analyzed. Fractured zirconia crown surfaces of ti-bases were examined under the scanning electron microscope. 5Y-TZP crowns were debonded from ti-bases in significantly lower durations in comparison with 4Y-TZP crowns for all output powers [4.5 W ($P = 0.001$), 5 W ($P = 0.002$), and 6 W ($P = 0.0014$)]. For both 4Y-TZP and 5Y-TZP materials, debonding duration was significantly decreased with the increase in laser output power ($P \leq 0.001$ for 4Y- and 5Y-TZP). In comparison with 4Y-TZP heat-processed group to the 4Y-TZP laser-irradiated groups, no significant differences were detected in terms of fracture strength ($P > 0.05$), while heat-processed crowns exhibited significantly lower fracture strength values than those of control group ($P = 0.006$). All debonding procedures significantly reduced fracture strength values of 5Y-TZP crowns in comparison with the control group ($P \leq 0.001$). The common failure type was the adhesive failure between the zirconia crown and resin cement for all groups. SEM evaluation showed no visible damage caused by laser irradiation or heat application. The use of Er,Cr:YSGG laser irradiation is an efficient way to retrieve zirconia crowns from ti-bases. The higher the output power of the laser, the shorter the bonding procedure. The debonding duration and fracture strength of the crown were affected by the zirconia generation. Debonded 5Y-TZP zirconia crowns should not be reused due to the decrease in mechanical strength values.

Keywords Crown removal · Debonding duration · Laser-aided debonding · Monolithic zirconia · Translucent zirconia

Introduction

With the developments in digital dentistry and material technology in recent years, the popularity of implant-supported restorations fabricated by using titanium infrastructures (ti-base) has increased, and the concept called hybrid abutment or hybrid abutment crown (HAC) has become a part of the digital workflow [1–3]. With the metal-to-metal connection

between prefabricated ti-base and the implant, a precise fit and mechanically stable implant-abutment connection can be achieved, similar to conventional titanium abutments. A personalized solution and more aesthetic restorations can be achieved with ceramic mesostructure or full-contour ceramic crown designed on a ti-base [4, 5]. Moreover, the risk of biological complications is reduced by eliminating the possibility of residual cement [6].

In HACs, the abutment and full-contour crown are manufactured as one-piece, and it is bonded to ti-base with resin cement [5]. The cementation process is performed extraorally; a one-piece screw-retained crown is screwed to the implant. Apart from hybrid abutments, HACs have one

✉ Sevcan Kurtulmus-Yilmaz
 sevcankurtulmusyilmaz@gmail.com

¹ Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Near East University, Lefkosa, Mersin 10, Turkey

bonding interface [5–7]. This may reduce bonding failures, and by fabricating single ceramic components, faster and cost-effective laboratory procedures may be achieved [6].

Lithium disilicate and zirconia ceramics are both preferred in HACs [6]. The first- and second-generation 3Y-TZP (Y-TZP: yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal) material exhibits unique flexural strength and fracture toughness but low translucency, and thus, they are needed to be veneered with glass–ceramics [8]. The third- (5Y-TZP) and fourth-(4Y-TZP) generation zirconia ceramics containing higher yttria, and 50% and 30% cubic phase, respectively, present higher translucency and allow to fabricate esthetic monolithic restorations [9]. Monolithic design can improve the overall strength and eliminate the risk of chipping between ceramic infrastructure and veneering ceramic in zirconia restorations [10]. Moreover, a monolithic design is advantageous in the case of insufficient interocclusal space [11]. However, flexural strength and load-bearing capacity of translucent zirconia ceramics with increased yttria content are significantly lower than 3 mol% yttria-stabilized zirconia [9, 12, 13].

Early or long-term failures such as misalignment of restoration, esthetic dissatisfaction, chipping, color change, and occlusal discrepancies may require debonding of ti-base and ceramic structure. Removal of the ceramic superstructure from the ti-base by cutting or abrading the ceramic with rotary instruments damages the restoration, prevents it from being reused, may damage the ti-base, and is time-consuming [14–16]. In recent years, erbium lasers have been used for the debonding of lithium disilicate and zirconia ceramic restorations from dental tissues and implant abutments as an alternative to traditional rotary instruments [15, 17–24]. The emission wavelengths of erbium, chromium-doped yttrium, scandium, gallium, and garnet (Er,Cr:YSGG) and erbium-doped yttrium, aluminum, and garnet (Er:YAG) lasers are similar that correspond to the peak absorption range of water, hydrated tissues, and luting cements containing water [25]. In the laser debonding procedure, laser energy is transmitted through ceramic and is absorbed by luting cement when it reaches the ceramic-cement intersection [25, 26]. Degradation of luting cement by laser energy was explained by three different mechanisms: thermal softening, thermal ablation, or photoablation [27]. When a sufficient amount of resin cement is degraded, the bond strength of the ceramic to the tooth/abutment surface is reduced, and the restoration is easily removed [19, 28]. The efficacy of the laser debonding procedure depends on the amount of laser energy transmitted through the ceramic material [14]. The factors that affect laser energy transmission have been reported as ceramic type [14, 22, 29], the thickness [15, 28–30], and pigmentation of the ceramic [28], and output power of the laser [14, 31]. The main concern during laser debonding is the increasing temperature which may cause biological complications. It

has been suggested that the output power of the laser, and accordingly, the debonding time, affects the temperature rise [16, 28]. Since the debonding process in HACs is done in the laboratory, the rise in temperature does not pose a risk for the oral tissues. However, it has been reported that mechanical surface treatments can cause a phase transformation in fully sintered zirconia [32, 33], and Er,Cr:YSGG irradiation on zirconia surface at high output power reduces the flexural strength of zirconia ceramics [34]. According to the literature, there is no data on the debonding process of ti-base and zirconia ceramic material in HACs. Moreover, the effect of laser irradiation with different output power on the mechanical strength of the crown and the effect of the translucency of the zirconia ceramic on the debonding time have not been evaluated. Therefore, the aims of this study were to evaluate the effectiveness of laser irradiation in debonding the monolithic zirconia ceramic from ti-base in HACs, to assess the translucency of zirconia ceramic and laser output power on debonding time, and to investigate the effects of laser-aided removal method on the fracture strength of monolithic HACs. The null hypotheses of this study were as follows: (1) the type of the zirconia ceramic would not affect the debonding time from the ti-base, (2) the output power of Er, Cr: YSGG laser irradiation would not affect the debonding time, or (3) fracture strength of zirconia HACs, and (4) laser irradiation and heat process would not affect the fracture strength of zirconia HACs.

Materials and methods

The study design and test procedures are shown in Fig. 1. The compositions and manufacturers of the materials used in this study are presented in Table 1.

In this *in vitro* study, an implant was placed in an artificial jaw (AG-3WOK, frasco GmbH, Tettmang, Germany) simulating the missing maxillary 1st premolar tooth. The scan body was screwed onto the implant, and the model was scanned (Omnicam, Dentsply Sirona, PA) to obtain a digital impression. The digital data were transferred to the CAD-CAM (Sirona inLab MC X5, Dentsply Sirona, PA) system, and a monolithic screw-retained abutment crown was virtually designed on the ti-base.

A hundred monolithic zirconia crowns were milled in the CAM unit by using 4Y-TZP and 5Y-TZP zirconia blocks and then were sintered for 5 h and 30 min at 1500 °C in a sintering furnace (Sirona inFire HTC speed, Dentsply Sirona, PA) according to the manufacturer's instructions.

Monolithic zirconia abutment crowns were cemented onto the ti-bases by using a self-curing resin luting agent in accordance with the manufacturer's directives. Ti-base abutments were sandblasted with 50 µm alumina particles (Korox 110, Bego, Bremen, Germany) at 2-atm bar for 15 s

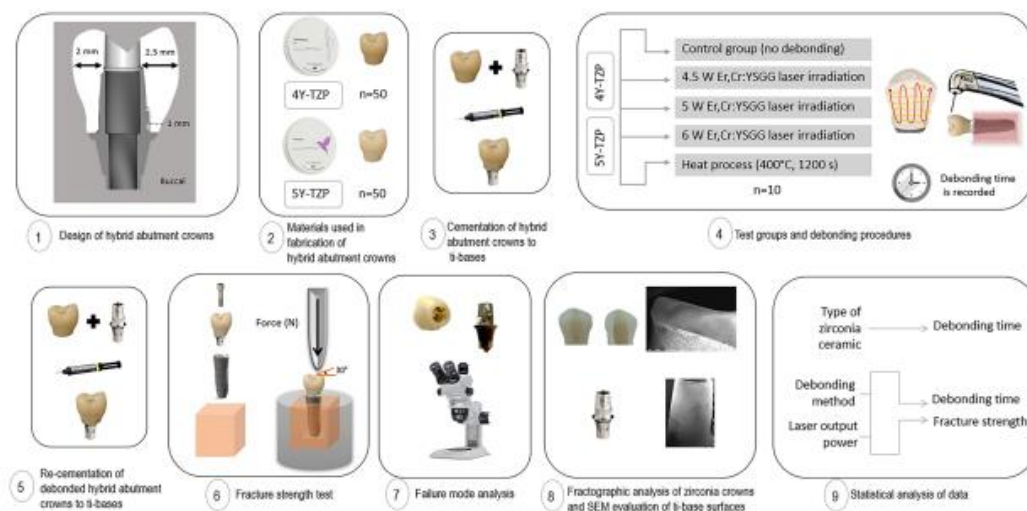


Fig. 1 Schematic representation of study design

Table 1 Manufacturers and compositions of the materials used in this study

Material	Product, manufacturer	Composition
Implant	OsseoSpeed TX 4.5/5.0, Astra Tech, Dentsply Implants, Mölndal, Sweden	Commercially pure titanium (grade 4)
Ti-base	AT OS 4.5/5.0 L; Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany	Ti6-Al4 V, Medical grade 5, ASTM 136
Zirconia disc	CopraSupreme (shade: A2), Whitepeaks Dental Solutions GmbH & Company, Germany	ZrO ₂ , 6.93–6.97% Y ₂ O ₃ , 0.05% Al ₂ O ₃ , Fe ₂ O ₃ < 0.01%, other < 0.02%
Zirconia disc	CopraSmile (shade: A2), Whitepeaks Dental Solutions GmbH & Company, Germany	ZrO ₂ , 9.92% Y ₂ O ₃ , 0.15–0.35% Al ₂ O ₃ , Fe ₂ O ₃ < 0.02%, other < 0.02%
Self-curing resin	Multilink Hybrid Abutment, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	The monomer matrix is composed of dimethacrylate and HEMA. The inorganic fillers are composed of barium glass, ytterbium trifluoride, spheroid mixed oxide, and titanium oxide
Primer	Monobond Plus, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	Alcohol solution of silane methacrylate, phosphoric acid methacrylate, and sulfide methacrylate

at a 5-mm step-over distance. A primer was applied onto the sandblasted surfaces of the ti-base abutments and waited for 60 s for the reaction. Before cementation, the screw hole was closed with a Teflon band to prevent the flow of excessive cement into the screw hole. The resin cement was applied to the outer surface ti-base and intaglio surface of zirconia ceramic by using the auto-mixing syringe, and then parts were firmly pressed together for 5 s. The excess cement was gently removed with the use of a micro-brush after the 3-min duration of self-polymerization of the resin cement. Glycerin gel (Liquid Strip, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) was applied to the ti-base — zirconia crown interface, and was left for 7 min to provide efficient polymerization.

When the autopolymerization completed, the glycerin gel was cleaned, and the interface was polished using the rubber polishers. The specimens were stored in a humidifier at room temperature for 24 h.

Debonding procedure

Each type of zirconia abutment crowns was randomly separated into 5 equal groups ($n = 10$) according to the debonding procedure applied: control, 4.5 W, 5 W, and 6 W Er,Cr:YSGG laser irradiation, and heat-treated groups. The debonding procedures were conducted as follows:

- Control group (group 1): No debonding
- Laser irradiation groups (groups 2–4): The specimens were irradiated by using Er,Cr:YSGG laser (Waterlase MD; Biolase Technology Inc., Irvine, CA) for debonding with the aid of an MG6 sapphire tip (Biolase Technology Inc.) on a noncontact hard tissue mode at a 20-Hz repetition rate and 140- μ s pulse duration with 50% water and 50% air. Laser energy levels differed according to the groups as 4.5 W (group 2), 5 W (group 3), and 6 W (group 4).
- For laser-irradiated groups (groups 2–4), the laser-painting technique was used [20]. Laser was applied thoroughly to the outer surface of the crown, from a distance of 1 mm and with an angle of 5 degrees for 30 s on each surface of the crown (buccal, mesial, distal, palatal) (Fig. 1). Subsequent to the 120-s laser irradiation, the crown was tried to be removed by pulling action with light finger pressure [23]. For the undebonded specimens, the abovementioned laser irradiation application was performed again on all surfaces for 30 s. This debonding cycle was repeated until the restoration was totally removed. The debonding time was recorded for each HAC. Laser irradiation and attempts to remove the HAC were carried out by a single operator (C. B.).
- Heat-process group (group 5): HACs were exposed to heat treatment to detect the optimal temperature and time for debonding. A pilot study was conducted to determine the optimum time for debonding. Ten hybrid abutment specimens were fabricated from each zirconia material for the pilot study. Each zirconia specimen group was divided into 5 equal groups ($n=2$) according to the time that they would be subjected to heat as 300, 600, 900, 1200, and 1500 s. The debonding was only achieved at 1200 s and 1500 s groups for both zirconia materials. Therefore, crowns were exposed to heat at 400 °C in the porcelain furnace (Programat 300, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) for 1200 s.

After the debonding process, the 4Y-TZP and 5Y-TZP HACs were re-cemented back on their corresponding re-sandblasted ti-bases without conditioning their intaglio surfaces for the fracture strength test. The excessive cement flowing through the interface was carefully cleaned. The specimens were kept in a humidifier at room temperature for 24 h.

Fracture-strength test

The suggestions of the International Organization for Standardization (ISO) 14,801 were followed for the fracture strength test [35]. Ten internal connection implants (11 mm in length, 4.5 mm in diameter) were used for the test. The same implant was used for each test group. Each implant

was placed in a self-curing acrylic resin (Orthocryl, Dantaurum, Ispringen, Germany) using a custom jig to standardize its position in the mold. From the implant platform to the acrylic resin, a vertical distance of 3 mm was kept uncoated to simulate bone loss [35]. A 25-Ncm tightening torque was applied with the aid of a manual torque wrench to connect the HACs to the implants. Fracture strength measurements of zirconia HACs were performed by using a computerized testing device (EZ50 Universal Test Machine 50kN, Ametek Lloyd Instruments Ltd, West Sussex, UK). The load was implemented through a steel rod with a 4-mm rounded tip, and the tip was positioned at the 30° angulated buccal slope, 1 mm below the cusp [5]. To evenly distribute the force during loading, a foil with 0.5 mm of thickness was placed between the rod and the HACs. Static loading was performed at a crosshead speed of 1 mm/min until fracture occurred, and the fracture loads were recorded in Newton.

Mode of failure

Surfaces of debonded specimens were examined using a stereomicroscope (Olympus SZ61TR; Olympus Corporation, Tokyo, Japan) at $\times 40$ magnification by using a microscope camera (CMEX-10 Pro; Euromex, Arnhem, Netherlands). Three types of failure modes have been identified as follows: (1) adhesive failure between the inner surface of the HAC and the resin cement, at which most of the resin cement remained on the ti-base surface; (2) adhesive failure between the resin cement and the ti-base surface, at which most of the resin remained on the inner surface of the HAC; and (3) cohesive failure within resin cement.

SEM analyses

The scanning electron microscope (Jeol, JSM-6610 Tokyo, Japan) was used to investigate the surface topography of the ti-bases and intaglio surfaces of zirconia crowns under $\times 25$ and $\times 1000$ magnifications. Fractured crown specimens were fractographically analyzed under $\times 50$ magnification. For the SEM analyses, one specimen was randomly selected from each test group. In this manner, surfaces of 10 ti-bases and 10 zirconia crowns were investigated under SEM.

Statistical analyses

The specimen size was calculated according to statistical power analysis using G*Power 3.1 (Brunsbüttel), and the appropriate number of specimens was detected as 10 per group (effect size = 0.40; actual power = 89.5%; power = 89.2%; $\alpha = 0.05$).

A software (IBM SPSS Statistics v26, IBM Corp., Chicago, IL) was used to statistically analyze the data. Statistical significance was set at $\alpha = 0.05$. The normality tests

were done with the Shapiro–Wilk test. Since the 4Y-TZP and 5Y-TZP debonding time values were not distributed normally, the nonparametric Mann–Whitney *U*-test was used. Since the fracture strength values of 4Y-TZP and 5Y-TZP were in a normal distribution, a one-way analysis of variance (ANOVA) test was applied. Tukey post hoc test was applied for multiple comparisons when the statistically significant interactions were detected. The relationship between debonding time and fracture strength values was evaluated using the Pearson's correlation test.

Results

All zirconia abutment crowns were successfully separated from the ti-base in one-piece without any physical damage. The mean and standard deviation values of the debonding durations for groups 4Y-TZP and 5Y-TZP in different laser parameters are shown in Table 2. Both zirconia materials were subjected to the heat process for 1200 s, and therefore the effect of the type of materials on heat process duration was not analyzed. To evaluate the effect of zirconia material on debonding duration, duration values of 4Y-TZP and 5Y-TZP were compared within each laser debonding parameter using Mann Whitney *U*-test. When debonding durations recorded for 4Y-TZP and 5Y-TZP materials were compared within each laser irradiation parameter, the statistically significant differences were detected for 4.5 W ($P=0.001$), 5 W ($P=0.002$), and 6 W ($P=0.0014$) groups. For all laser parameter groups, 5Y-TZP demonstrated significantly lower debonding durations (Table 2).

Debonding duration of different debonding procedures was compared within each zirconia material to evaluate the effectiveness of procedures. All debonding procedures affected the debonding duration significantly for both zirconia materials. Debonding with heat application required the longest time (1200 s) among the debonding procedures

($P<0.05$). The mean debonding duration values of laser groups ranged from 233 to 313 s for 4Y-TZP and 208 to 285 s for 5Y-TZP material. When the laser groups were compared, for both 4Y-TZP and 5Y-TZP materials, debonding duration was significantly decreased with the increase of laser output power. The significantly shortest debonding duration was detected at 6 W laser debonding groups ($P=0.0001$), whereas the 4.5 W group revealed the longest duration ($P=0.0001$) among the laser debonding groups (Table 2).

All HACs were cemented back on the ti-base again for the fracture strength test. The average and standard deviations of fracture strength values control and test groups are depicted in Table 3. Mean fracture strength values found at control groups of 4Y-TZP and 5Y-TZP were 1098.19 N and 890.17 N, respectively. For the 4Y-TZP material, significantly lower fracture strength values were only detected at the heat process group (936.50 N) in comparison with the control group ($P=0.006$), whereas no statistically significant differences were observed among control and laser groups ($P>0.05$). For the 5Y-TZP material, the significantly lowest fracture strength value was found in the heat process group (512.19 N). Laser groups (4.5 W, 5 W, and 6 W) also revealed lower fracture strength values in comparison with the control group, whereas no significant differences were observed among laser debonding groups ($P>0.05$).

Data for failure modes are depicted as percentages in Fig. 2. In all groups, most of the specimens exhibited type 1 failure, and the highest percentages of type 1 failures were found at 6 W laser-irradiated 5Y-TZP (90%) and 4Y-TZP (80%) groups. Type 3 cohesive failure was not detected at 5 W and 6 W laser-irradiated 4Y-TZP groups and 4.5 W and 6 W laser-irradiated 5Y-TZP groups. The dark brown-black appearance of the remnant cement was determined within the crowns and on the ti-bases of heat process groups indicating carbonization of the resin cement.

Table 2 Debonding time required to remove the crowns from ti-bases

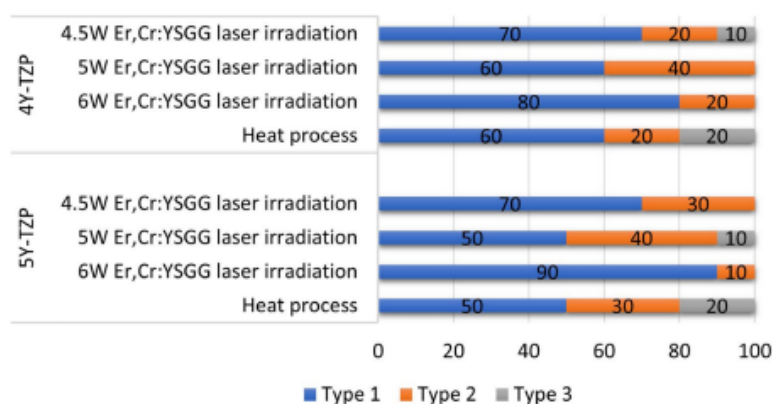
Zirconia group	Debonding method	Mean debonding duration (seconds) (\pm SD)
4Y-TZP	4.5 W Er,Cr:YSGG laser irradiation	313 (\pm 11.59) ^{A,a}
	5 W Er,Cr:YSGG laser irradiation	281 (\pm 11.97) ^{B,c}
	6 W Er,Cr:YSGG laser irradiation	233 (\pm 14.94) ^{C,e}
	Heat process	1200 (\pm 0) ^{D,g}
5Y-TZP	4.5 W Er,Cr:YSGG laser irradiation	285 (\pm 14.33) ^{E,b}
	5 W Er,Cr:YSGG laser irradiation	258 (\pm 16.19) ^{F,d}
	6 W Er,Cr:YSGG laser irradiation	208 (\pm 24.85) ^{G,f}
	Heat process	1200 (\pm 0) ^{H,g}

Different uppercase superscript letters indicate the statistical differences within each zirconia group; different lowercase letters indicate the statistical differences between corresponding groups in 4 Y-TZP and 5 Y-TZP ($P<0.05$)

Table 3 Fracture strength values of zirconia hybrid abutment crowns

Zirconia group	Debonding method	Mean fracture strength values (Newton) (\pm SD)
4Y-TZP	Control group	1098.19 (\pm 111.97) ^a
	4.5 W Er,Cr:YSGG laser irradiation	980.27 (\pm 81.45) ^a
	5 W Er,Cr:YSGG laser irradiation	972.20 (\pm 82.91) ^a
	6 W Er,Cr:YSGG laser irradiation	980.74 (\pm 124.27) ^a
	Heat process	936.50 (\pm 92.21) ^b
5Y-TZP	Control group	890.17 (\pm 37.70) ^A
	4.5 W Er,Cr:YSGG laser irradiation	740.70 (\pm 82.58) ^B
	5 W Er,Cr:YSGG laser irradiation	695.17 (\pm 120.93) ^B
	6 W Er,Cr:YSGG laser irradiation	686.34 (\pm 59.84) ^B
	Heat process	512.19 (\pm 59.88) ^C

Different lower-case letters indicate the statistical differences for 4 Y-TZP subgroups; different uppercase letters indicate the statistical differences for 5 Y-TZP subgroups ($P < 0.05$)

Fig. 2 Failure types for each group in percentages

SEM images of some selected ti-bases are shown in Fig. 3. The surfaces of ti-bases or intaglio surfaces of zirconia crowns did not exhibit any surface damages, micro-cracks, or fractures in all test groups. No carbonization was observed on ti-bases or zirconia crowns.

The fractured crown surfaces were examined for arrest lines, hackle lines, wake hackles, and compression curls to determine the location of the origin. Fractographic analysis revealed that the origin of the fracture was at the cervical marginal area for all specimens. The fracture originated from the intaglio surface crown and propagated through to the buccal cervical area. Representative images were presented in Fig. 4. Control groups exhibited similar fracture behavior for 4Y-TZP and 5Y-TZP materials. No pores or defects were observed in any of the specimens, and no wake hackles were detected.

Discussion

The removal of all-ceramic crowns or veneers from tooth or abutment surface is a challenging clinical procedure that may jeopardize the restoration. The use of erbium laser irradiation for debonding not only provides an opportunity to reuse the restoration without any damage but also shortens the duration of the process [25]. The efficacy of erbium laser irradiation on debonding of the ceramic superstructure from ti-bases has not been investigated in the literature, and therefore, this in vitro study aimed to evaluate the effectiveness of laser irradiation and to determine the optimal Er,Cr:YSGG laser output powers at which debonding achieved without affecting the mechanical strength of zirconia material.

Fig. 3 SEM representative micrograph images showing surfaces ti-bases subjected to different debonding procedures and the surface of control group with no debonding procedure (original magnification $\times 1000$)

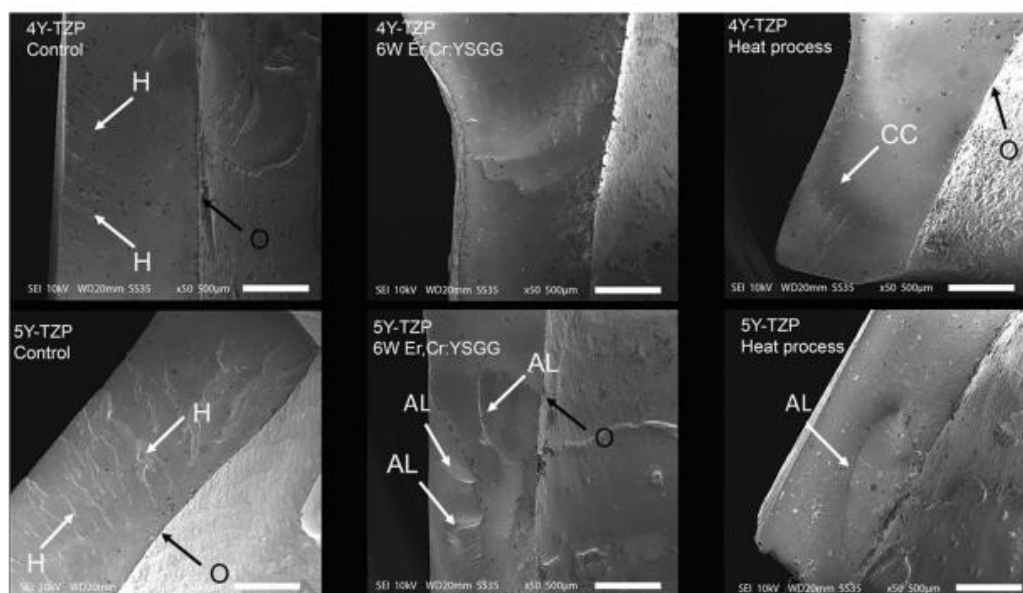
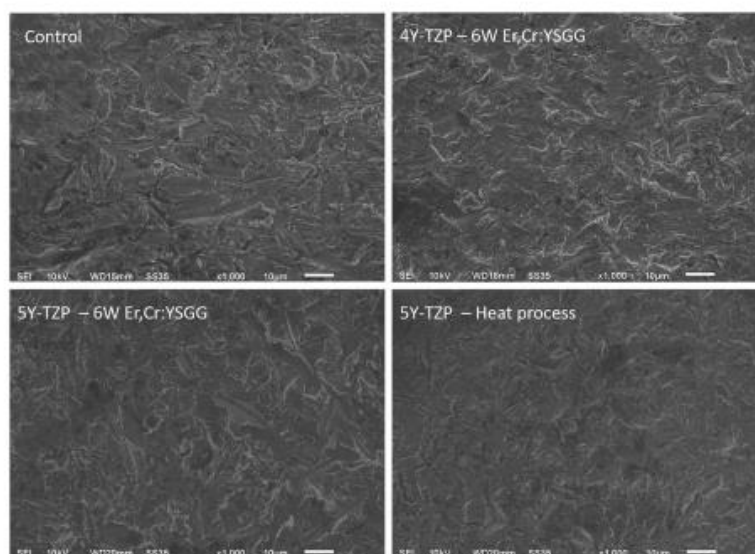


Fig. 4 Representative micrograph images of fractured surfaces at $\times 50$ magnification. O, origin of fracture; H, hackle lines; AL, arrest lines; CC, compression curl

The first null hypothesis that the type of zirconia material would not affect the debonding time of laser-irradiated zirconia crowns from ti-bases was rejected since significantly

lower debonding durations were detected at 5Y-TZP zirconia groups in comparison with 4Y-TZP groups regardless of laser output power. In the laser-aided debonding procedure,

sufficient amounts of laser light should be transmitted through ceramic material and reach the resin cement [14, 26]. Therefore, the optical properties of ceramic materials to be debonded using laser irradiation have an important effect on the efficacy of debonding procedure [18]. The application of monolithic zirconia restorations became possible with the development of cubic zirconia ceramics (5Y-TZP and 4Y-TZP). These new generation ceramics contain less tetragonal phase and a lower amount of alumina and thus reveal a low level of light scattering and enhanced translucency [36]. 5Y-TZP zirconia material exhibits higher translucency than 4Y-TZP material [37], and the significantly lower debonding durations detected in 5Y-TZP groups in the present study can be attributed to higher laser energy transmission through the 5Y-TZP ceramic.

Among the laser-induced adhesive resin degradation mechanisms explained by Tocchio et al., mostly thermal ablation and photoablation occur after erbium laser irradiation [14]. Thermal ablation takes place when a high density of laser energy increases the temperature rapidly and resin cement vaporizes. Photoablation is related to the dissociation of resin atoms due to laser energy [27]. These mechanisms are regarded as more favorable than thermal softening because the temperature increase due to laser irradiation is within the physiologic range [38]. The mechanism of adhesive breakdown of resin cement is considered to be dependent on the power of laser energy, which requires higher laser energy density for ablation [27]. In the present study, the effect of the laser power was aimed to evaluate, and the second null hypothesis that the output power of Er,Cr: YSGG laser would not affect the debonding time was rejected since significant differences were found among debonding durations of the laser-irradiated groups for both zirconia materials. The higher the power of the laser, the shorter the debonding duration of zirconia crown from ti-base was detected. These findings may be attributed to accelerated degradation of resin cement due to the higher and more rapid temperature rise at higher laser power groups.

To avoid grinding and destruction of the ceramic material with rotary instruments, an alternative approach for removal of the crown may be to subject the HAC to heat in a furnace for carbonization of resin cement. A similar technique was used to remove resin cement remnants from the intaglio surface of leucite-reinforced porcelain veneers before re-cementing in which porcelain veneers were subjected to heat below the glass transition temperature [39]. In the current study, not only the zirconia crown but also titanium infrastructure should be taken into consideration when determining the temperature of the furnace. An oxidation layer may grow on the surface of Ti-6Al-4 V alloy above the temperature of 400 °C [40]. Therefore, a pilot study was conducted to determine the time required to debond the zirconia crown from the ti-base in

the porcelain furnace heated to 400 °C. According to the results of the pilot study, the least time that debonding could be achieved was 1200 s, and these parameters were used in the present study.

The debonding duration results of the present study are in accordance with a previous study [15] at which the time of debonding was determined as shortest for 5 W of Er,Cr:YSGG laser irradiation in comparison with 3, 3.5, and 4 W; however, the authors recommended to apply laser at 3.5 W and 4 W for crown removal for a more conservative manner. Exposing ceramic restoration to high laser energy in order to debond it from tooth or implant abutment in a shorter time may compromise the mechanical strength of restoration. Therefore, in the current study, the fracture strength of zirconia ceramic crowns either irradiated by laser or exposed to heat was evaluated and compared to control groups that were not subjected to the debonding process. The third null hypothesis, which predicted no change in fracture strength of zirconia HACs due to output power of Er,Cr:YSGG laser, was accepted since no significant differences were observed among the fracture strength values of zirconia crowns debonded from ti-bases with the aid of different levels of laser energy. However, although fracture strengths of 4Y-TZP crowns were not affected by laser irradiation, significantly lower fracture strength values were detected at 5Y-TZP crowns in comparison with the control group. Furthermore, subjecting both zirconia materials to the heat process significantly decreased the fracture strength of the crown when compared to the control group. Therefore, the fourth hypothesis was partially accepted.

Surface treatments, grinding, or polishing can cause stress that triggers the tetragonal to monoclinic phase transformation resulting in higher fracture toughness. A recent study [41] reported that while 3Y- and 4Y-TZP significantly transformed to the monoclinic phase after dynamic loading, no monoclinic phase was detected in 5Y-TZP ceramic which led to cracks in the material. The decreased fracture strength values in laser-irradiated 5Y-TZP groups might be associated with the tetragonal phase content of the material and the absence of toughening mechanism based on phase transformation [8]. Fracture strengths of heat-processed all zirconia crowns significantly differed from control groups. This finding might be explained by the low-temperature degradation (LTD) phenomenon of zirconia ceramics which means spontaneous phase transformation in the presence of moisture [42] and causing deterioration of mechanical properties [43]. LTD has been reported to be enhanced at temperatures of 200 to 300 °C [44]. The specimens in the current study were exposed to heat up to 400 °C which might have triggered the phase transformation and resulted in a decrease in the fracture resistance of crowns. The crystal structures of the zirconia ceramic were not investigated in the current study. Therefore, to support the arguments regarding the phase

transformations, it will be beneficial to perform an X-ray diffraction analysis in further studies.

In the present study, a premolar crown was preferred as the monolithic design of both zirconia materials is indicated in that site. The crown was designed considering the neighboring teeth and opposite arch and thicknesses of 2.5 mm and 2 mm were detected for buccal and palatal sides, respectively. Previous studies [15, 28, 29] concluded that thickness of the ceramic material affected the debonding time [15] and debonding resistance [30] due to a decrease in laser light transmission with the increase in thickness [15, 29]. The results of this study are limited to a single thickness of zirconia materials and may differ in the case of thicker or thinner specimens. Another factor that may affect the debonding time can be the chemical composition of resin cement since laser irradiation had been shown to ablate different resin cements in different manners and caused different amounts of volume loss [45]. Water/monomer ratio in the cements affects the amount of laser energy absorbed. Higher concentration of water molecules results in higher activation and, thereby, faster debonding [23]. A previous study [23] reported that lithium disilicate crowns luted with composite resin cement were debonded in a longer period of time in comparison with those luted with resin-modified glass ionomer cement. In the present study, a single type of resin cement was used which can be regarded as a limitation of the study, and further studies comparing different types of cements are needed.

Although erbium lasers have similar debonding mechanism, the absorption coefficient of Er:YAG laser is 3 times higher than Er,Cr:YSGG laser which allows the Er:YAG laser to penetrate the target tissue or cement more easily and reach the ablation temperature faster [46]. In a recent study [21], this difference has been shown to affect the debonding duration with the Er,Cr:YSGG laser requiring longer irradiation time for debonding. This study investigated Er,Cr:YSGG laser, and debonding time might be different when Er:YAG laser was used. Therefore, further research is necessary to compare the debonding durations of erbium lasers and to evaluate the effect of their irradiations on the mechanical strength of zirconia ceramic.

The laser handpiece used in this study requires the application of laser irradiation with a slight inclination (approximately 5°) in order to prevent the laser beam reflecting off the ceramic surface and thereby avoid damage to the handpiece. It has been reported that angulation of the tip of the laser led to a reduction in its effectiveness [26] which may affect the durations. The use of a turbo type handpiece which can be applied in right angle may result in shorter debonding durations.

Laser-aided crown debonding aims for easy removal not only of restoration but also reuse of it. To achieve this goal, the mechanical and optical properties of restoration

should not be affected by the procedure. A recent study [47] reported that 3 W and 4 W Er:YAG laser application for debonding did not affect the color or translucency of lithium disilicate ceramic, whereas a perceptible color change and a significant decrease in translucency were detected in 5 W laser-irradiated ceramics. The findings of this study support the use of Er,Cr:YSGG laser only for 4Y-TZP ceramic since the fracture strength of the material did not change due to debonding procedure. However, other properties, namely, surface roughness, color, and translucency, need to be further investigated to ensure that zirconia crowns can be reused after debonding.

Conclusions

Within the limitations of this study, Er,Cr:YSGG laser irradiation was found to be an efficient tool in the removal of HACs from ti-bases. The output power of laser irradiation and type of zirconia material had significant effects on debonding durations. Fracture strength of 4Y-TZP was not affected by laser irradiation, but both laser application and heat process reduced the fracture strength of 5Y-TZP crowns. Debonded 5Y-TZP HACs should not be reused if the removal process is performed with 4.5–6 W energy level of Er,Cr:YSGG.

Declarations

Ethical approval This article does not contain any studies with human participants or animals performed by any of the authors.

Conflict of interest The authors declare no competing interests.


References

1. Kelly JR, Rungruananunt P (2016) Fatigue behavior of computer-aided design/computer-assisted manufacture ceramic abutments as a function of design and ceramics processing. *Int J Oral Maxillofac Implants* 31:601–609. <https://doi.org/10.11607/jomi.4698>
2. Elshiyab SH, Nawafleh N, Walsh L et al (2018) Fracture resistance and survival of implant-supported, zirconia-based hybrid-abutment crowns: influence of aging and crown structure. *J Investig Clin Dent* 9:12355. <https://doi.org/10.1111/jicd.12355>
3. Pitta J, Fehmer V, Sailer I et al (2018) Monolithic zirconia multiple-unit implant reconstructions on titanium bonding bases. *Int J Comput Dent* 21:163–171
4. Sailer I, Asgeirsson AG, Thoma DS et al (2018) Fracture strength of zirconia implant abutments on narrow diameter implants with internal and external implant abutment connections: a study on the titanium resin base concept. *Clin Oral Implants Res* 29:411–423. <https://doi.org/10.1111/clr.13139>
5. Nouh I, Kern M, Sabet AE et al (2019) Mechanical behavior of posterior all-ceramic hybrid-abutment-crowns versus

- hybrid-abutments with separate crowns-A laboratory study. *Clin Oral Implants Res* 30:90–98. <https://doi.org/10.1111/clr.13395>
6. Pitta J, Burkhardt F, Mekki M et al (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. *J Prosthet Dent* 126:214–221. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2020.06.013>
 7. 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. *Clin Oral Implants Res* 29:20–27. <https://doi.org/10.1111/clr.13034>
 8. Stawarczyk B, Keul C, Eichberger M et al (2017) Three generations of zirconia: from veneered to monolithic. *Part I Quintessence Int* 48:369–380. <https://doi.org/10.3290/j.qi.a38057>
 9. Jansen JU, Lümekemann N, Letz I et al (2019) Impact of high-speed sintering on translucency, phase content, grain sizes, and flexural strength of 3Y-TZP and 4Y-TZP zirconia materials. *J Prosthet Dent* 122:396–403. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2019.02.005>
 10. Johansson C, Kmet G, Rivera J et al (2014) Fracture strength of monolithic all-ceramic crowns made of high translucent yttrium oxide-stabilized zirconium dioxide compared to porcelain-veneered crowns and lithium disilicate crowns. *Acta Odontol Scand* 72:145–153. <https://doi.org/10.3109/00016357.2013.822098>
 11. Marchack BW, Sato S, Marchack CB et al (2011) Complete and partial contour zirconia designs for crowns and fixed dental prostheses: a clinical report. *J Prosthet Dent* 106:145–152. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(11\)60112-1](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(11)60112-1)
 12. Kwon SJ, Lawson NC, McLaren EE et al (2018) Comparison of the mechanical properties of translucent zirconia and lithium disilicate. *J Prosthet Dent* 120:132–137. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.08.004>
 13. Yan J, Kaizer MR, Zhang Y (2018) Load-bearing capacity of lithium disilicate and ultra-translucent zirconias. *J Mech Behav Biomed Mater* 88:170–175. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2018.08.023>
 14. Morford CK, Buu NC, Rechmann BM et al (2011) Er:YAG laser debonding of porcelain veneers. *Lasers Surg Med* 43:965–974. <https://doi.org/10.1002/lsm.21144>
 15. Gurney ML, Sharples SD, Phillips WB et al (2016) Using an Er, Cr:YSGG laser to remove lithium disilicate restorations: a pilot study. *J Prosthet Dent* 115:90–94. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.08.003>
 16. Rechmann P, Buu NC, Rechmann BM et al (2015) Laser all-ceramic crown removal and pulpal temperature—a laboratory proof-of-principle study. *Lasers Med Sci* 30:2087–2093. <https://doi.org/10.1007/s10103-015-1738-1>
 17. Zhang Y, Rocca JP, Fornaini C et al (2018) Erbium-doped, yttrium-aluminum-garnet laser debonding of porcelain laminate veneers: an *ex vivo* study. *Contemp Clin Dent* 9:570–573. https://doi.org/10.4103/ccd.ccd_632_18
 18. Alikhasi M, Monzavi A, Ebrahimi H et al (2019) Debonding time and dental pulp temperature with the Er, Cr: YSGG laser for debonding feldspathic and lithium disilicate veneers. *J Lasers Med Sci* 10:211–214. <https://doi.org/10.15171/jlms.2019.34>
 19. Golob-Deeb J, Bencharit S, Dalal N et al (2019) Using Er:YAG laser to remove lithium disilicate crowns from zirconia implant abutments: an *in vitro* study. *PLoS ONE* 14:0223924. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0223924>
 20. Shah K, McGlumphy E, Lee DJ et al (2021) Laser retrieval of cemented zirconia single unit implant restoration: a pilot study: part I - force values. *Int J Prosthodont Online ahead of print*. <https://doi.org/10.11607/ijp.6345>
 21. Golob-Deeb J, Skrjanc L, Kanduti D et al (2021) Evaluation of Er:YAG and Er, Cr:YSGG laser irradiation for the debonding of prefabricated zirconia crowns. *Adv Clin Exp Med* 30:7–15. <https://doi.org/10.17219/acem/127686>
 22. Elkharashi A, Grzech-Leśniak K, Golob-Deeb J et al (2020) Exploring the use of pulsed erbium lasers to retrieve a zirconia crown from a zirconia implant abutment. *PLoS ONE* 15:0233536. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0233536>
 23. Grzech-Leśniak K, Bencharit S, Dalal N et al (2019) *In vitro* examination of the use of Er:YAG laser to retrieve lithium disilicate crowns from titanium implant abutments. *J Prosthodont* 28:672–676. <https://doi.org/10.1111/jopr.13077>
 24. Grzech-Leśniak K, Bencharit S, Skrjanc L et al (2020) Utilization of Er:YAG laser in retrieving and reusing of lithium disilicate and zirconia monolithic crowns in natural teeth: an *in vitro* study. *Appl Sci* 10:4357. <https://doi.org/10.3390/app10124357>
 25. Ghazanfari R, Azimi N, Nokhbatolfighahaei H et al (2019) Laser aided ceramic restoration removal: a comprehensive review. *J Lasers Med Sci* 10:86–91. <https://doi.org/10.15171/jlms.2019.14>
 26. Rechmann P, Buu NC, Rechmann BM et al (2014) Laser all-ceramic crown removal—a laboratory proof-of-principle study—phase 2 crown debonding time. *Lasers Surg Med* 46:636–643. <https://doi.org/10.1002/lsm.22280>
 27. Tocchio RM, Williams PT, Mayer FJ et al (1993) Laser debonding of ceramic orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 103:155–162. [https://doi.org/10.1016/S0889-5406\(05\)81765-2](https://doi.org/10.1016/S0889-5406(05)81765-2)
 28. Pich O, Franzen R, Gutknecht N et al (2015) Laser treatment of dental ceramic/cement layers: transmitted energy, temperature effects and surface characterisation. *Lasers Med Sci* 30:591–597. <https://doi.org/10.1007/s10103-013-1340-3>
 29. Sari T, Tuncel I, Usumez A et al (2014) Transmission of Er:YAG laser through different dental ceramics. *Photomed Laser Surg* 32:37–41. <https://doi.org/10.1089/pho.2013.3611>
 30. Cifuentes HG, Gómez JC, Guerrero ANL et al (2020) Effect of an Er, Cr:YSGG laser on the debonding of lithium disilicate veneers with four different thicknesses. *J Lasers Med Sci* 11:464–468. <https://doi.org/10.34172/jlms.2020.72>
 31. Sayed Sohail A, Elmahallawi O, Sedky Y et al (2021) The effect of different power settings of Er, Cr:YSGG laser on tooth structure chemistry and topography and time of debonding of laminate veneers: “*in vitro* study”. *J Fundam Clin Res* 1:17–32
 32. Moon JE, Kim SH, Lee JB, Ha SR et al (2011) The effect of preparation order on the crystal structure of yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal and the shear bond strength of dental resin cements. *Dent Mater* 27:651–663. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2011.03.005>
 33. Monaco C, Tucci A, Esposito L et al (2013) Microstructural changes produced by abrading Y-TZP in presintered and sintered conditions. *J Dent* 41:121–126. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2012.06.009>
 34. Kurtulmus-Yilmaz S, Aktore H (2018) Effect of the application of surface treatments before and after sintering on the flexural strength, phase transformation and surface topography of zirconia. *J Dent* 72:29–38. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2018.02.006>
 35. International Standard ISO 14801 Geneva (2016) Dentistry-implants-dynamic fatigue test for endosseous dental implants. Switzerland, Geneva
 36. Zhang F, Van Meerbeek B, Vleugels J (2020) Importance of tetragonal phase in high-translucent partially stabilized zirconia for dental restorations. *Dent Mater* 36:491–500. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2020.01.017>
 37. Jerman E, Lümekemann N, Eichberger M et al (2021) Evaluation of translucency, Marten's hardness, biaxial flexural strength and fracture toughness of 3Y-TZP, 4Y-TZP and 5Y-TZP materials. *Dent Mater* 37:212–222. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2020.11.007>
 38. Karagoz-Yildirak M, Gozneli R (2020) Evaluation of rebonding strengths of leucite and lithium disilicate veneers debonded with

- an Er:YAG laser. *Lasers Med Sci* 35:853–860. <https://doi.org/10.1007/s10103-019-02872-8>
39. St Germain HA Jr, St Germain TH (2015) Shear bond strength of porcelain veneers rebonded to enamel. *Oper Dent* 40:112–121. <https://doi.org/10.2341/14-123-L>
 40. Brice DA, Samimi P, Ghamarian I et al (2016) Oxidation behavior and microstructural decomposition of Ti-6Al-4V and Ti-6Al-4V-1B sheet. *Corrosion Sci* 112:338–346. <https://doi.org/10.1016/j.corsci.2016.07.032>
 41. Spies BC, Zhang F, Wesemann C et al (2020) Reliability and aging behavior of three different zirconia grades used for monolithic four-unit fixed dental prostheses. *Dent Mater* 36:e329–e339. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2020.08.002>
 42. Chevalier J, Gremillard L, Deville S (2007) Low-temperature degradation of zirconia and implications for biomedical implants. *Annu Rev Mater Res* 37:1–32. <https://doi.org/10.1146/annurev.matsci.37.052506.084250>
 43. Nakamura K, Harada A, Kanno T et al (2015) The influence of low-temperature degradation and cyclic loading on the fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns. *J Mech Behav Biomed Mater* 47:49–56. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2015.03.007>
 44. Yoshimura M, Noma T, Kawabata K et al (1989) Role of H₂O on the degradation process of Y-TZP. In: Sōmiya S (eds) *Hydrothermal Reactions for Materials Science and Engineering* 6:396–398. https://doi.org/10.1007/978-94-009-0743-0_67
 45. Tak O, Sari T, Arslan Malkoç M et al (2015) The effect of transmitted Er:YAG laser energy through a dental ceramic on different types of resin cements. *Lasers Surg Med* 47:602–607. <https://doi.org/10.1002/lsm.22394>
 46. Diaci J, Gaspiric B (2012) Review comparison of Er:YAG and Er, Cr:YSGG lasers used in dentistry. *J Laser Health Acad* 1:1–13
 47. Zhang X, Dong H, Guo C et al (2021) Effects of laser debonding treatment on the optical and mechanical properties of all-ceramic restorations. *Lasers Med Sci* 36:1497–1504. <https://doi.org/10.1007/s10103-020-03219-4>

Publisher's note Springer Nature remains neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.




Master Journal List

[Search Journals](#)
[Match Manuscript](#)
[Downloads](#)
[Help Center](#)

Login

Create Free Account



The power of the Web of Science™ on your mobile device, wherever inspiration strikes.


[Dismiss](#)
[Learn More](#)

Already have a manuscript?

Use our Manuscript Matcher to find the best relevant journals!

Find a Match

Filters Clear All

- Web of Science Coverage ▼
- Open Access  ▼
- Category ▼
- Country / Region ▼
- Language ▼
- Frequency ▼

Refine Your Search Results

Search

Sort By: Relevancy ▼

Search Results

Found 20,503 results (Page 1) [Share These Results](#)

Did you mean this journal?

LASERS IN MEDICAL SCIENCE

Publisher: **SPRINGER LONDON LTD**, 236 GRAYS INN RD, 6TH FLOOR, LONDON, ENGLAND, WC1X 8HL

ISSN / eISSN: **0268-0921 / 1435-604X**

Web of Science Core Collection: **Science Citation Index Expanded**

Additional Web of Science Indexes: [Biological Abstracts](#) | [BIOSIS Previews](#) | [Current Contents Clinical Medicine](#) | [Essential Science Indicators](#)

[Share This Journal](#)

View profile page

*Requires free login.

Ek 2.

İntihal Raporu

**Lazer ile Debonding İşleminin Zirkonya Hibrit Abutment Kronların
Titanyum Altyapıdan Ayrılma Süresi ve Kırılma Direncine Etkisi**

ORIGINALITY REPORT

11%

SIMILARITY INDEX

11%

INTERNET SOURCES

2%

PUBLICATIONS

1%

STUDENT PAPERS

PRIMARY SOURCES

1

docs.neu.edu.tr

Internet Source

4%

2

acikbilim.yok.gov.tr

Internet Source

1%

3

dergipark.org.tr

Internet Source

1%

4

docplayer.biz.tr

Internet Source

1%

5

www.turkiyeklinikleri.com

Internet Source

<1%

6

acikerisim.dicle.edu.tr

Internet Source

<1%

7

Submitted to Gaziantep Aniversitesi

Student Paper

<1%

8

Submitted to Ondokuz Mayıs Üniversitesi

Student Paper

<1%

9

Cemil Birand, Sevcan Kurtulmus-Yilmaz.
"Evaluation of Er,Cr:YSGG laser irradiation for
debonding of zirconia hybrid abutment

<1%

crowns from titanium bases", Lasers in Medical Science, 2022

Publication

10	www.discoveryjournals.org Internet Source	<1 %
11	Gamze AREN, GülsevİM USTA. "Soft Tissue Laser Applications in Paediatric Dentistry", Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences, 2019 Publication	<1 %
12	SEVİMAYA, Müjde and ÖZCAN, Arzu. "Diş Hekimliğinde Lazer", Ortadoğu Reklam Tanıtım Yayıncılık Turizm Eğitim İnşaat Sanayi ve Ticaret, 2016. Publication	<1 %
13	adudspace.adu.edu.tr:8080 Internet Source	<1 %
14	Submitted to Nigde University Student Paper	<1 %
15	www.erdis.org Internet Source	<1 %
16	Submitted to Ataturk Universitesi Student Paper	<1 %
17	jag.journalagent.com Internet Source	<1 %

Submitted to Gazi University

18	Student Paper	<1 %
19	www.mdpi.com Internet Source	<1 %
20	burkonturizm.com Internet Source	<1 %
21	mufad.org.tr Internet Source	<1 %
22	"Lasers in Dentistry—Current Concepts", Springer Science and Business Media LLC, 2017 Publication	<1 %
23	openaccess.hacettepe.edu.tr:8080 Internet Source	<1 %
24	www.journalagent.com Internet Source	<1 %
25	9lib.net Internet Source	<1 %
26	KORKMAZ, Fatih Mehmet, BAĞIŞ, Bora, AYAZ AYDOĞAN, Elif, TURGUT, Sedanur, ATES, Sabit Melih and TUZUNER, Tamer. "LAZER UYGULAMALARININ PROTEZ KAİDE TAMİRİNİN DAYANIMINA ETKİSİ", Atatürk Üniversitesi, 2014. Publication	<1 %

27	dspace.gazi.edu.tr Internet Source	<1 %
28	libratez.cu.edu.tr Internet Source	<1 %
29	www.hindawi.com Internet Source	<1 %
30	www.ncbi.nlm.nih.gov Internet Source	<1 %
31	ARSLAN, Seda, BALA, Oya and BERK, Gizem. "Ultrasonik veya Er,Cr:YSGG lazer ile hazırlanan retrograd kavitelere farklı kendinden pürüzlendirmeli adeziv sistemlerin adaptasyonu", Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, 2013. Publication	<1 %
32	BARUTCİGİL, Çağatay, KÜRKLÜ, Duygu, BARUTCİGİL, Kubilay and ARSLAN, Hakan. "Farklı yüzey işlemleri uygulanmış dentine universal bağlayıcı ajanın bağlanma dayanımının incelenmesi", Atatürk Üniversitesi, 2013. Publication	<1 %
33	HACIOĞULLARI, İzgen, ULUSOY, Nuran and ER, Faruk. "Dentin aşırı hassasiyeti: tanı ve tedavi yöntemleri", Atatürk Üniversitesi, 2015. Publication	<1 %

Özgeçmiş

Adı	Cemil	Soyadı	BİRAND
Doğum Yeri	Güzelyurt	Doğum Tarihi	25/04/1994
Uyruğu	KKTC	Tel	+905338321360
Email	cemil.birand@neu.edu.tr		

Eğitim Düzeyi	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet Yılı
Yüksek Lisans	Yakın Doğu Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi	2018
Lise	Kurtuluş Lisesi	2012

İş Deneyimi

Görevi	Kurum	Süre (Yıl-Yıl)
Araştırma Görevlisi	Yakın Doğu Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi	2018- Halen

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*
İngilizce	Çok İyi	Çok İyi	Çok İyi

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma Becerisi
MICROSOFT Office Programları	Çok İyi

Yayınlar

1. Uluslararası hakemli dergilerde yayımlanan makaleler:

1.1 Birand, C., & Kurtulmus-Yilmaz, S. (2022). Evaluation of Er,Cr:YSGG laser irradiation for debonding of zirconia hybrid abutment crowns from titanium bases. *Lasers in medical science*, 10.1007/s10103-022-03539-7. Advance online publication. <https://doi.org/10.1007/s10103-022-03539-7>