

TÜRKİYE CUMHURİYETİ
NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİ UYGULANMIŞ ZİRKONYUM
SERAMİKLERDE PORSELEN TAMİR SİSTEMİNİN KESME VE
BAĞLANMA DAYANIMININ ARAŞTIRILMASI**

ELİF KARTAL
DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN
Yrd. Doç. Dr. Hakkı ÇELEBİ

KONYA 2017

TÜRKİYE CUMHURİYETİ
NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİ UYGULANMIŞ ZİRKONYUM
SERAMİKLERDE PORSELEN TAMİR SİSTEMİNİN KESME VE
BAĞLANMA DAYANIMININ ARAŞTIRILMASI**

ELİF KARTAL
DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
DANIŞMAN
Yrd. Doç. Dr. Hakkı ÇELEBİ

Bu araştırma Necmettin Erbakan Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından **161924002** proje numarası ile desteklenmiştir.

KONYA 2017

TEZ ONAY SAYFASI

Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Uzmanlık Öğrencisi **Elif KARTAL**'ın “**Farklı Yüzey İşlemleri Uygulanmış Zirkonyum Seramiklerde Porselen Tamir Sisteminin Kesme Ve Bağlanma Dayanımının Araştırılması**” başlıklı tezi tarafımızdan incelenmiş; amaç, kapsam ve kalite yönünden Diş Hekimliğinde Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Necmettin Erbakan Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi

14.09.2017

Tez Danışmanı

Yrd. Doç. Dr. Hakkı ÇELEBİ

Necmettin Erbakan Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi

Jüri Üyesi

Doç. Dr. Serhan AKMAN

Selçuk Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi

Jüri Üyesi

Doç. Dr. Ali Rıza TUNÇDEMİR

Necmettin Erbakan Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi

Yukarıdaki tez, Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yönetim Kurulunun .../.../201. tarih ve/..... sayılı kararı ile onaylanmıştır.

Prof. Dr. Yağmur ŞENER

Necmettin Erbakan Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı

İmzası

APPROVAL

We certify that we have read this dissertation entitled “**Evaluation Of Shear Bond Strength Of Porcelain Repair System After Different Surface Conditioning Methods In Zirconia Ceramics**” by “*Elif Kartal*” that in our opinion it is fully adequate, in scope and quality, as dissertation for the degree of *Specialization Thesis* in the Department of “**Prosthetic Dentistry**”, Faculty of Dentistry, University of Necmettin Erbakan.

University of Necmettin Erbakan
Faculty of Dentistry
14.09.2017

Principal Advisor
Yrd. Doç. Dr. Hakkı Çelebi
Necmettin Erbakan University
Faculty of Dentistry

Examination Committee Member
Doç. Dr. Serhan AKMAN
Selçuk University

Examination Committee Member
Doç. Dr. Ali Rıza TUNÇDEMİR
Necmettin Erbakan University

This thesis has approved for the University of Necmettin Erbakan Faculty of Dentistry.

Dean
Prof. Dr. Yağmur Şener
Necmettin Erbakan
University Faculty of
Dentistry
Date and Signature

BEYANAT

Bu tezin tamamının kendi çalışmam olduğunu, planlanmasından yazımına kadar hiçbir aşamasında etik dışı davranışımın olmadığını, tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları kaynaklar listesine aldığımı, tez çalışması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

14.09.2017
Elif Kartal



ÖNSÖZ/TEŞEKKÜR SAYFASI

Mesleki eğitimimde bana yol gösteren, uzmanlık tezimin hazırlanmasında beni yönlendiren, değerli katkılarını ve tecrübelerini esirgemeyen kıymetli hocam ve tez danışmanım Sayın Yrd. Doç. Dr. Hakkı Çelebi'ye derin minnet duygularıyla teşekkür ederim.

Selçuk Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda görev yapan ve tezimin her aşamasında destek ve yardımlarını esirgemeyen değerli hocam Sayın Doç. Dr. Serhan Akman'a,

Protetik Diş Tedavisi uzmanlık eğitimim süresince değerli bilgilerini paylaşan ve eğitimime katkıda bulunan tüm Protetik Diş Tedavisi öğretim üyelerine, birlikte çalıştığım araştırma görevlisi ve doktora öğrencisi arkadaşlarıma ve personelimize,

Uzmanlık ve iş hayatımın her anında yanımda olan ve desteğini esirgemeyen değerli dostlarım Dt. Merve Abaklı, Dt. Zeliha Toptan ve Dt. Şükriye Türkoğlu'na

Öğrencilik ve uzmanlık hayatımda her zaman yanımda olan canım dostum Dt. Semanur Karagöllü'ye,

Tüm hayatım boyunca maddi ve manevi olarak desteğini ve sevgisini esirgemeyen kıymetli anneme, babama ve kardeşlerime

sonsuz teşekkürlerimi sunarım...

İÇİNDEKİLER

İÇ KAPAK	i
TEZ ONAY SAYFASI.....	ii
BEYANAT	iv
ÖNSÖZ/TEŞEKKÜR SAYFASI	v
İÇİNDEKİLER.....	vi
KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ.....	viii
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	x
RESİMLER LİSTESİ.....	xi
TABLolar LİSTESİ	xii
ÖZET	xiii
ABSTRACT	xiv
1. GİRİŞ VE AMAÇ	15
2. GENEL BİLGİLER.....	18
2.1. Dental Porselenin Tarihçesi.....	18
2.2. Diş Hekimliğinde Kullanılan Porselenin İçeriği	20
2.3. Dental Porselenin Yapısı ve Özellikleri	20
2.4. Dental Porselenin Sınıflandırılması.....	22
2.4.1. Pişirilme Isılarına Göre Porselenler.....	22
2.4.2. Yapım Tekniğine Göre Porselenler	22
2.4.3. İçeriklerine Göre Porselenler	23
2.5. Zirkonyum Dioksit Porselenler	26
2.5.1. Zirkonyum Seramiklerin Kimyasal ve Mekanik Özellikleri	27
2.5.2. Zirkonyum Dioksit Alt Yapı Üzerine Seramik Kaplama Yöntemi	31
2.6. Porselen Kırığında Tamir Yöntemleri	33
2.6.1. Ağız Dışı Tamir Yöntemleri.....	34
2.6.2. Ağız İçi Tamir Yöntemleri	34
2.7. Porselen Tamirinde Uygulanan Yüzey İşlemleri.....	37
2.7.1. Mikromekanik Retansiyon	37
2.7.2. Kimyasal Bağlantı	49
2.8. Kompozit Resinler.....	52
2.8.1. Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması.....	53
2.9. Bağlantı Kuvvetleri ve Test Yöntemleri.....	54

2.9.1. Bağlantı Kuvveti.....	54
2.9.2. Makaslama Testleri	54
2.10. Yüzey İşlemlerinin İncelenmesi	55
2.10.1. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM).....	55
2.10.2. Atomik Kuvvet Mikroskobu.....	56
2.10.3. Profilometre Analizi	56
2.10.4. Enerji Dağılımlı X-Işınları Mikroanalizi (Energy Dispersive X-Ray Spectroscopy=EDS)	57
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	58
3.1. Örneklerin Hazırlanması.....	59
3.2. Deney Gruplarının Oluşturulması	60
3.3. Yüzey İşlemleri.....	62
3.4. Yüzey İşlemlerinin İncelenmesi	64
3.4.1. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) İncelemesi	64
3.4.2. Enerji Dağılımlı X-Işınları Mikroanalizi (EDS).....	66
3.4.3. Profilometre Analizi	66
3.5. Tamir Setinin Uygulanması.....	66
3.6. Bağlanma Dayanımının Ölçülmesi.....	69
3.7. Kırık Tiplerinin İncelenmesi	70
3.8. İstatistiksel Yöntem	70
4.1. Örneklerin SEM Görüntülerinin Değerlendirilmesi	71
4.2. EDS Analizi Bulguları.....	76
4.3. Profilometre Cihazı ile Elde Edilen Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümleri Bulguları	78
4.4. Makaslama Testi Sonuçlarının Değerlendirilmesi	79
4.5. Kırık Tiplerinin Sınıflandırılması	80
5. TARTIŞMA.....	82
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	94
7. KAYNAKLAR.....	95
8. ÖZGEÇMİŞ.....	110
9. EKLER	111

KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ

AFM	: Atomik kuvvet mikroskobu
ANOVA	: Analysis of variance
APF	: Asidüle fosfat florür
Au-Pd	: Altın-Palladyum
B	: Bor
C	: Karbon
CAD	: Computer Aided Design
CAM	: Computer Aided Manufacturing
cm	: Santimetre
CO ₂	: Karbondioksit
dk	: Dakika
EDS	: Energy Dispersive X-Ray Spectroscopy
Er,Cr:YSGG	: Erbiyum, Krom: Yitriyum-Skandiyum-Galyum-Garnet
Er:YAG	: Erbiyum: Yitriyum-Alüminyum-Garnet
Gr	: Gram
g/mol	: Gram/mol
GPa	: Gigapaskal
HF	: Hidroflorik Asit
Ho:YAG	: Holmium: Yitriyum-Alüminyum-Garnet
Hz	: Hertz
IR	: Kızılötesi
M.Ö	: Milattan Önce
MDP	: Metakriloiloksidezil dihidrojen fosfat
Mg-PSZ	: Magnezyumla ile güçlendirilmiş kısmi stabilize zirkonya
mJ	: MiliJoule
ml	: Mililitre
mm	: Milimetre
mol/L	: Molarite/Litre

MPa	: Megapaskal
ms	: Milisaniye
mW	: MiliWatt
N	: Newton
Na	: Sodyum
Nd:YAG	: Neodmiyum:Yitriyum Aliminyum Garnet
nm	: Nanometre
nN	: Nanonewton
O	: Oksijen
pH	: Hidrojenin Gücü
pN	: Piconewton
Ppm	: Milyonda bir birim
R _a	: Ortalama Yüzey Pürüzlülüğü
SBS	: Shear Bond Strenght
SEM	: Taramalı Elektron Mikroskobu
SiO ₂	: Silisyum Dioksit
SPSS	: Statistical Packageforthe Social Sciences
W	: Watt
Y	: Yitriyum
Y ₂ O ₃	: İttriyum oksit
Y-TZP	: Yitriyum ile stabilize tetragonal zirkonyum polikristali
yy	: Yüzyıl
Zr	: Zirkonyum
ZTA	: Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina
µm	: Mikrometre
µsec	: Mikrosaniye

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2. 1. Zirkonyum Oksidin Faz Değişimleri	28
Şekil 2. 2. Dişhekimliğinde Kullanılan Silanın Kimyasal Formülü	51
Şekil 2. 3. Asedik Asidin Silan Bileşiğine Etki Mekanizması	51
Şekil 3. 1. Zirkonyum Örneğin Tasarımı ve Ölçüleri.....	60
Şekil 4. 1. HF Uygulanmamış Örneklerin EDS Analizi Grafikleri.....	76
Şekil 4. 2. HF Uygulanmış Örneklerin EDS Analizi Grafikleri.....	77
Şekil 4. 3. Grupların Ortalama Yüzey Pürüzlülüğü Değerleri	78
Şekil 4. 4. Kesme Bağlanma Testi Sonuçlarına Göre Grupların Karşılaştırılması.....	80
Şekil 4. 5 .Gruplardaki Kırık Tiplerinin Karşılaştırılması.....	81



RESİMLER LİSTESİ

Resim 2. 1. Dalga Boyu Aralığına Göre Lazerler	43
Resim 3. 1. Zirkonyum Örnek.....	60
Resim 3. 2. (a) Teflon Kalıbın Alt Yüzü (b) Teflon Kalıbın Üst Yüzü (c) Akriliğin Gömülmesi İçin Kullanılan Kalıp	61
Resim 3. 3. Örneklerin Akrilik Blok İçindeki Şekli.....	61
Resim 3. 4. Ultrasonik Temizleyici Cihaz	62
Resim 3. 5. (a) EMS Air-Flow Master Piezon cihazı (b) Air Flow Tozu	63
Resim 3. 6. Er:YAG Lazer	63
Resim 3. 7. Kullanılan Elmas Frez.....	64
Resim 3. 8. Sputter Kaplama Cihazı	65
Resim 3. 9. Altın-Paladyum Kaplanmış Örnekler.....	65
Resim 3. 10. SEM Cihazı	65
Resim 3. 11. Profilometre Cihazı	66
Resim 3. 12. İntaroral Tamir Seti.....	67
Resim 3. 13. HF ve Uygulandığı Fırça.....	67
Resim 3. 14. (a) Porselen Primer (b) Z-Prime.....	67
Resim 3. 15. (a) Porselen Bonding Rezine (b) Kompozit Rezine	68
Resim 3. 16. Kompozit Rezinin Polimerize Edilmesi ve Örneğin Son Hali.....	68
Resim 3. 17. Universal Test Cihazı.....	69
Resim 3. 18. Örneğin Test Cihazına Yerleştirilmesi ve Makaslama Testinin Uygulanması	69
Resim 3. 19. Kırık Örneklerin Görüntülediği Stereomikroskop	70
Resim 4. 1. Grup A (Air Flow)'nın SEM Görüntüleri	71
Resim 4. 2. Grup E (Er:YAG Lazer)'nin SEM Görüntüleri	72
Resim 4. 3. Grup F (Elmas Frez)'nin SEM Görüntüleri	73
Resim 4. 4. Grup N (Nd:YAG Lazer)'nin SEM Görüntüleri	74
Resim 4. 5. Grup K'nin SEM Görüntüleri	75
Resim 4. 6. Kırıkların Mikroskop Görüntüsü.....	81

TABLolar LİSTESİ

Tablo 2. 1. Zirkonya Tiplerinin Fiziksel ve Kimyasal Özellikleri	29
Tablo 2. 2. Lazerlerin Sınıflandırılması	42
Tablo 2. 3. İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklüğü ve Yüzdelere Göre Kompozitler	53
Tablo 3. 1. Çalışmada Kullanılan Materyaller	58
Tablo 3. 2. Çalışmada Kullanılan Cihazlar	59
Tablo 3. 3. Deney Grupları ve Uygulanan Yüzey İşlemleri.....	60
Tablo 4. 1. EDS Analizi Sonuçlarına Göre Element Oranları.....	77
Tablo 4. 2. Örneklerin Profilometre Cihazında Ölçülen R_a Yüzey Pürüzlülük Değerleri.....	78
Tablo 4. 3. Tek Yönlü Varyans Analizi Sonuçları	79
Tablo 4. 4. Kesme Bağlanma Testi Sonuçları	79
Tablo 4. 5. Tek Yönlü Varyans Analizi Sonuçları	80

ÖZET

T.C. NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

Farklı Yüzey İşlemleri Uygulanmış Zirkonyum Seramiklerde Porselen Tamir Sisteminin Kesme Ve Bağlanma Dayanımının Araştırılması

Elif Kartal

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Uzmanlık Tezi/ KONYA-2017

Bu çalışmanın amacı; zirkonyum seramiklerde karşılaşılan kırıklarda farklı yüzey işlemleriyle uygulanan porselen tamir sisteminin kesme bağlanma dayanımına etkisini araştırmaktır.

Bu çalışmada 7 mm çapında ve 3 mm yüksekliğinde 80 adet zirkonyum disk kullanıldı. Örnekler rastgele 5 gruba ayrıldı (n:16). Yüzey işlemi uygulanmadan önce örnekler akrilik bloklar içerisine gömüldü. Ultrasonik temizleyicide tüm örnekler temizlendikten sonra farklı yüzey işlemleri uygulandı (lazer, air flow, elmas frezle pürüzlendirme). Örnekler Grup A (air flow işlemi), Grup E (Er YAG lazer), Grup F (elmas frez ile su soğutması altında yüzey işlemi), Grup N (Nd YAG lazer), Grup K (kontrol grubu) olmak üzere gruplara ayrıldı. Yüzey işlemlerinden sonra yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek için profilometre cihazı ile ölçüm yapıldı ve her gruptan SEM görüntüsü alındı. Yüzey işlemi uygulanmış örneklerin elemental bileşimi enerji dağılımlı x-ışını spektrometresi (EDS) ile değerlendirildi. Daha sonra, örneklerin yüzeyine porselen tamir sistemi kullanılarak kompozit diskler (5 mm çap, 2 mm yükseklik) inkremental teknikle hazırlandı. Universal test cihazında tüm örneklerin kesme bağlanma dayanımı değerlendirildi ve elde edilen veriler kaydedildi. Örnekler stereo mikroskop ile incelendi ve kırık tiplerine göre sınıflandırıldı (adeziv, koheziv ve kombine). Kesme bağlanma kuvveti verileri ve yüzey pürüzlülük değerleri Tek Yönlü Varyans Analizi ve Tukey Testi ile istatistiksel olarak değerlendirildi.

Profilometre cihazı ile elde edilen yüzey pürüzlülük değerlerine göre gruplar arasında fark vardı ($p=0,035$). Grup F ile Grup A'nın yüzey pürüzlülük değerleri arasında anlamlı bir fark bulundu. En yüksek pürüzlülük değeri Grup F' de iken, en düşük pürüzlülük değeri Grup A'da görüldü. Diğer gruplar arasında anlamlı fark görülmedi ($p>0,05$). SEM incelemesinde Grup F'deki yüzey pürüzlülüğünün, profilometre cihazıyla elde edilen değerlerle benzer şekilde diğer gruplardan daha fazla olduğu görüldü. EDS analizi sonuçlarına göre yüzey işlemlerinden sonra örnek yüzeylerindeki element oranlarının değiştiği görüldü. Kesme bağlanma testinin sonucuna göre gruplar arasında anlamlı bir fark bulundu ($p=0,009$). En yüksek bağlanma dayanımı değerleri Grup N'de ölçüldü. En çok koheziv kırık tipi Grup N'de görüldü.

Elmas frezle yapılan yüzey işlemi zirkonyum örneklerde yüzey pürüzlülüğünü arttırdı. Nd-YAG lazer ile yüzey işlemi; zirkonyum seramiklerin kompozit rezinle tamir işleminde bağlantı dayanımını arttırdı. Zirkonyum seramiklerde yüzey pürüzlülüğünün artışı, porselen tamir sisteminin bağlanma dayanımını artırmadı.

Anahtar Kelimeler: Er:YAG Lazer; Kesme-Bağlanma Dayanımı; Nd:YAG Lazer; Porselen Tamiri; Zirkonyum.

Bu tez Necmettin Erbakan Üniversitesi, Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından 161924002 proje numarası ile desteklenmiştir.

ABSTRACT

NECMETTİN ERBAKAN UNIVERSITY

FACULTY OF DENTISTRY

Evaluation Of Shear Bond Strength Of Porcelain Repair System After Different Surface Conditioning Methods In Zirconia Ceramics

Elif Kartal

Prosthetic Dentistry

Specialization Thesis/ Konya- 2017

The purpose of this study is to evaluate the effect of porcelain repair system applied with different surface treatment methods on the shear bond strength of zirconia ceramics fracture.

In this study, 80 zirconium discs which is 7 mm diameter and 3 mm height were used. The specimens were divided into 5 groups randomly (n:16). The specimens were placed in acrylic blocks before surface treatment was applied. After all the specimens were cleaned in the ultrasonic cleaner different surface methods (laser, air flow, diamond bur) were applied to the specimens. Specimens were grouped as follows: Group A (Air flow treatment), Group E (Er YAG laser), Group F (surface conditioning under water cooling with diamond burs), Group N (Nd YAG laser), Group K (control group). After surface conditioning, the surface roughness were measured with profilometer and SEM images were taken from each group. After surface conditioning the elemental composition of specimens was evaluated by energy dispersive X-ray spectrometry (EDS). Subsequently, composite discs (5 mm in diameter and 2 mm in length) were prepared by means of an incremental technique using a porcelain repair system on the surface of the specimens. The shear bond strength of all specimens were evaluated by a universal test device and the datas were recorded. Specimens were examined by stereo microscope and classified according to the fracture types (adhesive, cohesive and combined). Shear bond strength and surface roughness' data were evaluated by One-Way ANOVA and Tukey test statistically.

According to the surface roughness values obtained with the profilometer device, difference was found between the groups ($p=0,035$). There were significant difference between the surface roughness values of Group F and Group A. The highest roughness value was Group F while the lowest roughness value was Group A. There was no significant difference between the other groups ($p>0.05$). The surface roughness of Group F in SEM evaluation was found high than in the other groups, similar to the values obtained with the profilometer. According to the results of EDS analysis, it was observed that after the surface conditioning, the element proportions of the specimens changed. There was a significant difference between the groups according to the results of the shear bond test. The highest shear bond strength values were measured as Group N. The most number of cohesive fractures was as group N.

Surface conditioning with diamond bur increased surface roughness in zirconium specimens. Surface conditioning with Nd-YAG laser was increased the shear bond strength of zirconium ceramics in repairing with composite resin. The increase in surface roughness of zirconium did not increase the bonding strength of the porcelain repair system.

Keywords: Er:YAG Laser; Nd:YAG Laser; Porcelain Repair; Shear Bond Strength; Zirconium.

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Dişhekimliğinin amaçlarından birisi kaybolan diş dokusunu yenilemek, estetik, fonksiyon ve biyolojik uyumu iade etmektir. Restoratif dişhekimliğinde, sabit protezler önemli yer tutar. Seramikler metal içermeyen inorganik materyallerdir ve metal oksit, bor, karbid, nitrit gibi çeşitli materyalleri ve bunların farklı oranlarda karışımlarını içermektedir (Anusavice 2003). Porselen ise, içeriğinde kaolin, quartz ve feldspar bulunan, yüksek ısıda pişirilebilen, seramik materyalidir (Powers ve Sakaguchi 2006). Sabit protezlerde ise porselen, doğrudan veya metal destek üzerine sıklıkla kullanılır (Yöndem 2006). Dental seramik, dişhekimliğinde 1950'li yıllardan beri yaygın olarak kullanılan bir materyaldir (AbdWahab ve Bakar 2011). Seramikler renk stabilitesi, yüksek aşınma direnci, düşük ısı iletkenliği, biyouyumluluk ve üstün estetik özellikler sayesinde sabit protezlerde tercih edilen bir materyal olmuştur (Vult ve ark 2005, Bayındır ve ark 2007).

Dişhekimliğinde sabit protetik tedaviler için metal destekli porselen restorasyonlar; üstün mekanik özellikleri sayesinde diş eksikliklerinde başarılı bir şekilde kullanılabilir. Bununla birlikte metal destekli seramik restorasyonların bilinen biyolojik ve estetik problemleri tam seramik restorasyonların kullanımını gündeme getirmiştir (Denry ve Kelly 2008). Metal destekli restorasyonların alerji oluşturabilmesi, korozyona uğrayabilmesi metal renginin dişetine yansması gibi dezavantajları tam seramik sistemlere olan ilgiyi daha da artırmıştır (McLean 2001, Fischer ve Marx 2002). Üstün estetik, dayanıklılık ve biyouyumluluk gibi özelliklerden dolayı tam seramik restorasyonlar, günümüzde geleneksel metal destekli restorasyonlara tercih edilmektedir (Schmalz ve Garhammer 2002).

Tam seramik restorasyonların oklüzal kuvvetlere direnç gösterebilmesi beklenir. Basma kuvvetlerine karşı dayanıklı olan tam seramikler gerilim kuvvetlerine karşı dayanıksızdırlar. Ayrıca elastik deformasyon özellikleri sınırlıdır (Drummond ve ark. 2000). Mekanik özelliklerini güçlendirmek amacıyla tam seramik restorasyonlarda zirkonyum oksit ve alüminyum oksit gibi alt yapıli sistemler kullanılmaktadır (Imanishi 2002). Zirkonyum dioksit, termal ekspansiyon katsayısının düşük olması, biyouyumlu olması, korozyon riskinin az olması ve daha iyi kimyasal ve boyutsal kararlılık gibi özellikleri nedeniyle son yıllarda tam seramik restorasyonlarda oldukça sık kullanılan alt yapıli materyalidir (Denry ve Kelly 2008,

Subbarao 2008).

Zirkonyum materyaline %3-5 oranında yitrium oksitin ilave edilmesi ile 'Yitriya Tetragonal Zirkonyum Polikristali (3Y-TZP)' elde edilmiştir. 3Y-TZP'nin geliştirilmesiyle, çok üyeli restorasyonlarda meydana gelen aşırı gerilme streslerine karşı direnç artmış, aşırı yük alan posterior bölgelerde de tam seramik restorasyonların kullanımına olanak sağlanmıştır (Sundh ve Sjogren 2004, Cehreli ve ark. 2009). Literatürde bahsedilen klinik çalışmalarda zirkonyumun alt yapı malzemesi olarak yüksek kararlılığa sahip olduğu ve % 97,8'e varan oranda başarı gösterdiği bildirilmiştir (Edelhoff ve ark 2008). Ancak zirkonya seramiklerle gerçekleştirilen çalışmalarda, seramik-zirkonya arasında oluşan bağlantı kuvvetlerinin 16-42 MPa aralığında olduğu ve bağlanma dirençlerinin metal seramiklere oranla daha az olduğu bildirilmiştir (Aboushelib ve ark. 2005, Dündar ve ark. 2007). Bununla birlikte, zirkonyum restorasyonlarda; zirkonyum dioksitin cam fazı bulunmadığından ışık geçirgenliği ve ideal estetik tam olarak sağlanamamaktadır (Tinchert ve ark. 2008). Özellikle anterior bölgede opak renkteki zirkonyum kor materyali üzerine ışık geçirgenliği iyi olan bir üst yapı porseleni kullanılarak daha başarılı estetik sonuçlar elde etmek mümkündür (Aboushelib ve ark. 2008a).

Restorasyonun klinik ömrü ve performansı kor yapının kimyasal-mekanik özellikleri ile birlikte; üst yapı porselenin kimyasal-mekanik özelliklerine ve oluşabilecek gerilmelere bağlıdır (Dündar ve ark. 2007). Dayanıklı bir kor yapı üzerine veneer porseleni kullanıldığında da kırık oluşumu gözlenebilir. Uzun süreli klinik çalışmalarda, iki tabakalı seramik sistemlerde veneer seramiğinin tabakalar halinde veya tamamen ayrılması şeklindeki başarısızlığın oldukça sık görüldüğü bildirilmiştir ve bu durum 'delaminasyon' olarak adlandırılmaktadır. Delaminasyon parafonksiyonel alışkanlıklar, hastaya bağlı nedenler, oklüzal stabilitenin olmaması, materyalin özellikleri ve materyal yorgunluğu, erken temasların oluşturduğu kuvvet, alt yapı desteğinin yetersiz olması, bağlanma kuvvetinin yetersiz olması, alt yapı-üst yapı termal ekspansiyon katsayıları arasında fark gibi pek çok sebepten meydana gelebilmektedir (De Jager ve ark. 2005, White 2005, Raigrodski ve ark. 2012). Restorasyonlarda kırık meydana geldiğinde tedavi seçenekleri için kriterleri içeren standart bir protokol henüz mevcut olmamakla birlikte; restorasyonun yenilenmesi önerilmektedir (Özcan ve ark. 2013, Saker ve ark. 2013). Fakat maliyetin artması,

zaman kaybı, destek dişte travma meydana gelmesi, restorasyonun çıkarılmasındaki zorluk gibi nedenlerden dolayı restorasyonun yenilenmesi pek uygun olmayabilir. Kırık restorasyon ağız ortamında fonksiyonunu devam ettirebiliyorsa ve mevcut başka bir nedenden dolayı yenilenmesi gerekmiyorsa porselen tamir işlemi uygun bir tedavi seçeneği olarak karşımıza çıkmaktadır (Appeldoorn ve ark. 1993, Pameijer ve ark. 1996, Kelsey ve ark. 2000). Kırılan restorasyonun tamirindeki asıl amaç kaybedilen fonksiyon ve estetiğin yeniden kazandırılması olmakla birlikte; kırık yüzeyi ile tamir materyali arasında kuvvetli bir bağlantı sağlayabilmek için kırık restorasyonun yüzeyine bazı spesifik yüzey işlemlerinin uygulanması gerekmektedir (Tulunoğlu ve Beydemir 2000, Özcan 2003). Bu işlemler yüzey alanını arttırarak, yüzey gerilimini azaltarak ve ince yapılı yüzey pürüzlülüğü sağlayarak, rezin ile metal ya da seramik yapı arasında mekanik ve kimyasal bağlantı sağlamaktadır (Valandrove ark. 2006). Mekanik retansiyon oluşturabilmek amacıyla; kumlama (air abrazyon, Al_2O_3 tozu) elmas frezle pürüzlendirme, asit ile pürüzlendirme (hidroflorik asit, fosforik asit, asidüle fosfat florür) ve lazer (Er:YAG lazer, Nd:YAG lazer) ile pürüzlendirme işlemleri uygulanmaktadır (Cavalcanti ve ark. 2009, Casucci ve ark. 2010, Guess ve ark. 2010, Monaco ve ark. 2010, Harding ve ark. 2012). Kimyasal adezyonla ve mekanik retansiyonu birlikte sağlayabilmek için tribokimyasal kaplama (silika bağlı Al_2O_3 tozu ile kaplama) işlemi uygulanabilir. Bunun yanında adeziv primer ve silan uygulanması kimyasal bağlantının arttırılmasında kullanılabilir (Cobb ve ark. 2000, Knight ve ark. 2003). Bu çalışmanın amacı, zirkonyum yapısındaki kırık porselenin tamirinde; restorasyonlara uygulanan farklı yüzey işlemlerinin; kullanılan kompozit materyali ile kırık yüzeyi arasındaki bağlantı direnci üzerine etkisini değerlendirmektir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental Porselenin Tarihçesi

Seramik terimi, Yunanca “Keramos” tan gelir, anlamı yakılmış madde olan seramik en kısa tanımlama şekliyle "Pişmiş Toprak" demektir (Akın 1999). Şimdiye kadar elde edilmiş en eski seramik ürün M.Ö. 6000 yılına dayanmaktadır. Seramik tarihi insanoğlunun tarihi kadar eski, tarih boyunca farklı formlarda, farklı medeniyetlerin içinde pek çok farklı tipte ortaya çıkmıştır. Seramik farklı kültürlerin izlerini taşıyarak tarihe ışık tutan önemli bir araç olmuştur. İlk önce Asurlular tarafından kullanılan seramik, Çin’de oldukça geliştirilmiştir. Porselen ise 3000 yıldır geniş bir kullanımı olan seramiklerin, özel bir tipidir (Akın 1999). İtalyanca adı “Porcella” olan bir midye cinsine benzerliği nedeniyle bu adı alan porselenin terim olarak ilk kez Marco Polo tarafından Çin’den getirilen bu tür ürünler için kullanıldığı sanılmaktadır (Wikipedia 2017). Çinlilerin 9. yy başlarında çalışmaya başladığı porselen ancak 16. yy’da Portekizli denizciler tarafından Avrupa’ya getirilmiştir. 1700’lü yıllarda Fransa ve daha sonra İngiltere, porseleni yemek tabağı ve çeşitli nesnelerin yapımında kullanmaya başlamıştır (Akın 1999, Leinfelder 2000). İlk üretilen bu seramiklerin opak, pöröz ve yapılarının zayıf olması nedeni ile diş hekimliği uygulamalarında kullanımları uygun değildi. Bu porselenlerin içeriğinin büyük kısmını kaolin oluşturuyordu. Yapıya silika ve feldspar gibi minerallerin katılmasıyla porselen, dental restorasyonlar için gerekli dayanıklılık ve yarı saydamlık özelliklerini kazanmış oldu (McCabe 1994).

Porselenin dişhekimliğinde ilk olarak 1774’de Saint-Germainen-Laye bölgesinde eczacılıkla uğraşan Alexis Duchateau tarafından uygulanmıştır. İlk kişisel porselen dişler 1808 yılında Paris’te yerleşmiş İtalyan kökenli bir diş hekimi olan Giuseppe Angelo Fonzi tarafından üretilmiştir. Ancak bu uygulamalarda porselen gözenekli yapıda ve kırılımandır. 1949’da Alman Gatz tarafından vakumda porselenin pişirilmesi işlemi yapılmış ve pöröz olmayan düzgün yapıda seramik elde edilmiştir (Baydaş 2005). Vines ve arkadaşları tarafından 1958’de estetik materyallerde; özellikle tam seramik kuronlarda ışık geçirgenliği açısından ilk büyük gelişme, gerçekleştirildi. Vines, vakumlu fırınlama veya düşük ısıda fırınlama için uygun porselen tozları geliştirdi. Weinstein ve arkadaşları, 1960’ların başında vakumlu fırınlama yoluyla porselenin altın alaşımlara bağlanmasını tespit etmiştir. Tüm bu

gelişmelere ilaveten, vakum altında fırınlanabilen daha ince partiküllü seramik tozlarının geliştirilmesi estetik diş hekimliğinden önemli ilerlemelerden birisi olarak kabul edilir (McLean 2001, Gürel 2004).

1961 yılında Silver ve arkadaşları kıymetli metal altyapı destekli seramikleri uygulamaya koymuşlardır. 1965'te McLean ve Hughes, İngiltere'de porselen tozuna alüminyum oksit katarak metal desteksiz porselen yapımını başarmışlardır. Böylece jaket kuron ve faset yapımlarında kolaylıklar olmuştur. Bu durum platin yaprak üzerinde gerçekleştirilmiştir (Jones ve Ceram 1985, Baydaş 2005). Ticari olarak porselen ilk kez 1966 yılında piyasaya sunulmuş ve hala piyasadaki yerini korumaktadır (Gürel 2004). 1970 yılından itibaren kıymetsiz metal alaşımları ile seramik kuron ve köprüler yapılmaya başlanmıştır (Jones ve Ceram 1985, Baydaş 2005). 1983'te Grossman ve 1984'te Adair tarafından dökülebilir cam seramik olan Dicor geliştirilmiştir. Aynı dönemlerde Bruggers de Hi-Ceram'ı geliştirmiştir. 1989 yılında Sadoun, Count Von Schwerin'in bulmuş olduğu yaprak döküm tekniğini daha da geliştirmiş ve bu çalışmalar sayesinde; In-Ceram adı altında piyasaya sunulan yüksek dirençli alt yapının bulunması sağlanmıştır. Bu çalışma dental seramiklerin tarihçesinde dikkate değer bir yere sahiptir (McLean ve Sced 1987).

1993'te Anderson ve Oden, yüksek yoğunlukta sinterize edilmiş ve yüksek oranda saf olan alumina kullanarak tam seramik kuron hazırlama yöntemi geliştirdiler. Wohlwend, Zürih Üniversitesi Dişhekimliği Enstitüsü'nde, porselen yapının bağlanması için lösit kristallerinin dağılımı prensibini kullanan bir materyal geliştirerek piyasaya sundu. Metal destekli restorasyonlarda veneer seramiği ile alt yapı alaşımları arasındaki termal genişleme katsayısının farklı olması, soğuma esnasında fraktür ve kırıkların oluşmasına neden olmuştur. Bu problemin, fabrikasyon aşamasında yüksek genleşmeye sahip lösit ve feldspar camın uygun oranlarda karıştırılmasıyla çözülmesi amaçlanmıştır (Anusavice 2003, Guazzato ve ark. 2004). Bu arayışla birlikte lösitle güçlendirilmiş feldspatik porselen gündeme gelmiştir. Bu materyal, sadece birkaç mikron boyutundaki lösit kristallerinden oluşur ve çekirdek oluşturucu ajanlar içeren özel bir cam içerisinde kontrollü kristalizasyon ile üretilir (Gürel 2004). Lösit kristalleri sayesinde feldspatik porselenin termal genişleme katsayısının daha düşük olması sağlanmıştır. Yapılan bu çalışmalar,

porcelenin metal alt yapıya bağlantısını ve dayanıklılığını önemli ölçüde geliştirmiştir (Guazzato ve ark. 2004).

Başlangıçtan günümüze kadar dental seramiğin malzeme yapısında köklü değişiklikler olmuş, dayanıklılığın artmasının yanında estetik görünüşü daha mükemmel kuronlar yapabilme imkanı doğmuştur. Dolayısıyla porcelen materyalinin bu süreçte çok önemli bir gelişme gösterdiği söylenebilir (Aladağ 2003). 20. yüzyılın sonlarında, tam porcelen restorasyonların yapımında birçok yenilikçi sistem geliştirilmiştir. İlk sistem, dökülebilir cam porcelen sistemidir ancak sistem, kırık oluşum oranının yüksek olması ve işlem zorlukları nedeniyle ilerleyen dönemlerde terkedilmiştir (Powers ve Sakaguchi 2006). 1986'da dental restorasyonlarda CAD-CAM (ComputerAided Design-Computer Aided Manufacturing) tekniği geliştirilmiştir (Duret 1986) ve seramik üretiminde yeni bir dönem başlamıştır.

2.2. Diş Hekimliğinde Kullanılan Porcelenin İçeriği

Çoğunlukla silikat yapılı olan seramik sert porcelene benzemektedir ve bir ya da birden fazla metalin, metal olmayan bir elementle (bu element genellikle oksijendir) yaptığı bir kombinasyondur (Zaimoğlu ve ark. 1993, Akın 1999). Seramik kristalindeki atomik bağlar, iyonik ve kovalent karakterdedir, bu bağlar; seramiklerde sertlik, yüksek elastisite modülü, stabilite, ısıya ve kimyasal maddelere direnç gibi özellikler sağlar. Aynı yapı seramiğin kırılma nedeni olarak gösterilmektedir (Akın 1999). Dental seramikler camı yapıda ve büyük çapta kristal olmayan materyallerdir. Cam oluşturucu matriks olarak silikat-oksijen ağı ortüsünü kullanırlar. Birtakım ek özellikler sağlamak için potasyum, sodyum, kalsiyum, alüminyum ve borik oksitler kullanılır. Bu oksitler aracılığıyla erime ısıları düşürülüp yüksek viskozite sağlanır ve matrikse daha dayanıklı bir yapı kazandırılır (O'Brien 1985, Yücel 2005, Rosentiel ve Fujimoto 2006).

2.3. Dental Porcelenin Yapısı ve Özellikleri

Porcelen dört oksijen atomu arasına sıkışan bir silisyum atomunun (SiO_4) oluşturduğu Feldspar, Kuartz ve Kaolin olmak üzere 3 esas maddeden oluşmaktadır. Dişhekimliğinde kullanılan porcelen; %75-85 feldspar, ($\text{K}_2\text{O}-\text{Al}_2\text{O}_6-\text{SiO}_2$), %12-22 kuartz (silika, kum, SiO_2), %3-5 kaolin (kil)($\text{Al}_2\text{O}_3-2\text{SiO}_2-2\text{H}_2\text{O}$)'den oluşmuştur (Powers 2002). Bu yapı, "triaksiyel" porcelen kompozisyonu olarak

adlandırılmaktadır (Jones ve Ceram 1985, Powers ve Sakaguchi 2006). Bu üç bileşenin oranına göre porselenin fırınlama ısısı değişkenlik gösterir. Porselene renk vermesi için metal ve metal oksit pigmentleri de eklenmektedir (O'Brien 2002).

Feldspar: Doğal feldspar, potasyum alümina silikat (K_2O) ve sodyum alümina silikat (Na_2O) karışımıdır. Minimum %60 civarında orana sahiptir (Coşkun ve Yaluç 2002). Dental porselene birleştiricilik ve saydamlık verir. Feldspar porselende en düşük erime derecesine sahip olup $1100^{\circ}C$ ve $1300^{\circ}C$ arasında erir (Nayır 1999, Powers 2002). Yüksek erime dereceli bileşenlere akışkanlık kazandırır. Porselene belirli bir şeffaflık verir ve ısıya dayanıklı bileşenleri tutan, bağlayan camlaşmış bir siman görevi yapar (Yöndem 2006).

Kuartz: Silis (SiO_2)'ten oluşan kuartz deniz kumu, bazı kayalardan ve çakıllardan elde edilir. %10-30 oranında bulunur (Craig 1993). Silika yapısında olan kuartz porselen bünyesi içinde doldurucu görevi yapar. Porselenin pişirilmesi sırasında değişime uğramaz, stabilite sağlayarak dayanıklılığını artırır. Aynı zamanda materyale şeffaf bir görünüm verir (Zaimoğlu ve ark 1993, McCabe 1994, Mc Lean 2001). Porselen kitlesine destek görevi yapan ve fırınlama esnasında oluşabilecek büzülmeyi engelleyen kuartz $1700^{\circ}C$ 'de erir (Zaimoğlu ve ark. 1993).

Kaolin: $1800^{\circ}C$ 'de eriyen kaolin, hidrate alümina silikattır (Akın 1983, Öztaş 1990). Isıya oldukça dayanıklıdır. Adeziv özelliğinden dolayı; kuartz ve feldspar için bağlayıcı ve opaklaştırıcı olarak kullanılır. Porselen hamuruna elastikiyet verir ve seramiğin işlenebilirliğini kolaylaştırarak şekil almasını sağlar (Zaimoğlu ve ark. 1993, Touati ve Nathanson 1999).

Bu ana bileşenlerin yanında porselene renk pigmentleri, boyalar ve akışkanlık sağlayıcı maddeler ilave edilmektedir. Dental porselenlerde kullanılan feldspar nispeten saf ve renksiz olduğu için doğal diş tonunu taklit edebilecek renkte restorasyonlar üretebilmek için porselenin yapısına metal oksit şeklinde renk pigmentleri ilave edilir (McCabe 1994). Örneğin; bakır oksit yeşil, titanyum oksit sarı-kahverengi, demir ve nikel oksit kahverengi, manganez oksit lavender ve kobalt oksit mavi renk katar. Opasite zirkonyum, titanyum ya da kalay oksit ilavesi ile elde edilebilir (Sarıkaya 2007).

Boyalar, porselen restorasyonlarda mine tabakaları, hipokalsifikasyon sahaları ve diğer efektleri taklit etmek için kullanılır ve restorasyonun yapım

sıcaklığı altındaki ısılarda uygulanabilmeleri için genelde düşük ısıda fırınlanan camlardır (Sarıkaya 2007).

Porselen tozundaki partiküllerin yeterince düşük ısıda birlikte sinterlenebilmesi için ısıyı düşürmek amacıyla kimyasal maddeler ya da akışkanlaştırıcılar (flux, borik oksit ya da alkali karbonatlar) porselen yapısına katılmaktadır (Anusavice 1996, Kelly ve ark 1996, Powers ve Sakaguchi 2006). Akışkanlaştırıcıların katılması porselenin erime ısını düşürerek, tamir, porselene ilave yapılması, boyanması veya glaze işlemlerinin uygulanmasını kolaylaştırır (Powers ve Sakaguchi 2006).

2.4. Dental Porselenin Sınıflandırılması

2.4.1. Pişirilme Isılarına Göre Porselenler

Pişirilme ısılarına göre dental porselenler şu şekilde sınıflandırılır:

- Yüksek Isı Porselenleri (1315°C-1370°C)
- Orta Isı Porselenleri (1090°C-1260°C)
- Düşük Isı (870°C-1065°C)
- Ultra-düşük Isı Porselenleri (650°C-850°C)

2.4.2. Yapım Tekniğine Göre Porselenler

- Fırınlanan porselenler
- Dökülebilir porselenler
- Presleme ile hazırlanan seramikler
- İnfiltrasyon seramikler
- Frezeleme ile üretilen seramikler
- Geleneksel metal destekli porselen restorasyonlar
- Döküm metal üzerine hazırlanan restorasyonlar
- Metal folyo üzerine hazırlanan restorasyonlar
- Elektroliz yöntemiyle metal alt yapı üzerine hazırlanan restorasyonlar
- Tam seramik restorasyonlar
- Geleneksel toz-likit karışımı ile yapılan seramikler (Mehl ve Hickel 1999, Yılmaz 2008).

2.4.3. İçeriklerine Göre Porselenler

- Felspatik Porselenler
- Alüminöz Porselenler
- Metale bağlanan Porselenler (Yavuzılmaz 1996).

2.4.3.1. Metal Destekli Porselen Restorasyonlar

Metallerin porselene göre daha yüksek çekme dayanıklılığına sahip olma özelliği ve metal desteğin seramiğe kazandırdığı yüksek direnç; metal destekli seramik restorasyonları protetik tedavinin temel uygulamaları haline getirmiştir. Metal alt yapı sayesinde çekme gerilimlerinin oluşmasını engellenerek, yüzeydeki çatlakların yayılması önlenmektedir. Metalin dayanıklılığı ile porselenin estetiğini birleştiren metal-porselen restorasyonlar krun-köprü protezleri için beklenen gereksinimleri büyük ölçüde karşılamış ve uzun yıllar başarıyla kullanılmıştır (Anusavice 2003). Metal-porselen restorasyonların geniş kullanım alanı bulmalarına karşın; metal alt yapıdan kaynaklanan ışık geçirgenliğinde azalma, marjinal kısımlarda metal yansımaları, kullanılan metalin allerjik ve toksik özelliklere sahip olması metal ile porselen arasındaki bağlantı başarısızlıkları gibi dezavantajları bulunmaktadır. Bu olumsuzluklar nedeniyle metal-porselen restorasyonlara alternatif daha doğal görünümlü ve estetik, biyouyumlu, güçlendirilmiş tam seramik restorasyonlar geliştirilmiştir (O'Brien 2002, Christensen 2003).

2.4.3.2. Tam Seramik Restorasyonlar

Metal destekli porselenlerde görülen dezavantajları ortadan kaldırmak amacı ile tam seramik restorasyonlar geliştirilmiştir. Tam seramik restorasyonlar, gelişmiş ışık geçirgenliklerine bağlı olarak yüksek estetik potansiyele sahiptirler ve özellikle anterior restorasyonlarda daha estetik sonuç verebilmektedirler. Estetik olmasının yanında; korozyona dirençli yapısı, düşük plak tutunumu, biyouyumluluğu, düşük ısı ve elektrik iletkenliğine sahip olması tam seramik restorasyonları ideal dental materyal haline getirmiştir (O'Brien 2002).

2.4.3.3. Tam Seramiklerin Endikasyonları

- Çürük, aşınma, kırılma ve renklenme görülen dişlerde,
- Estetiğin öncelikli olduğu ve kapanışta yeterli mesafenin bulunduğu vakalarda,

- Normal diş kavsi dışında yer almış dişlerde, anatomik yapıyı sağlayarak estetik ve çapraşıklığı düzenlemek amacıyla,
- Diş yapısının ve periodontal sağlığın mutlak korunması gerektiği durumlarda, tam seramik restorasyonlar kullanılabilir (Toksavul ve ark. 2002).

2.4.3.4. Tam Seramiklerin Kontrendikasyonları

- Diş preparasyonu sonrası interoklüzal mesafesinin yetersiz olduğu durumlarda,
- Kuron boyunun çok kısa olduğu dişlerde ve periodontal desteği yetersiz olan dişlerde,
- Kanatlı köprülerde,
- Parafonksiyonel alışkanlıklar ve şiddetli brüksizm veya düzeltilemeyecek düzeyde maloklüzyonu olan vakalarda,
- Daha önce basamaksız kesimin yapılmış olduğu dişlerde,
- Yetersiz overjet ve beraberinde aşırı overbite varlığında (örtülü kapanış) ve ileri itimin artmış olduğu vakalarda,
- Kuvvetli ve aktif kas sistemine sahip olan veya bazı meslek alışkanlıklarına sahip olan bireylerde, tam seramik kuronların uygulanması tercih edilmemelidir (Toksavul ve ark. 2002).

2.4.3.5. Tam Seramiklerin Avantajları

- Biyolojik uyumları metallere oranla daha üstündür. Metal destekli seramik restorasyonlarda görülen metal alaşıma bağlı korozyon, toksik ve alerjik etkiler tam seramik kuronlarda görülmez.
- Renkte derinlik sağlarlar. Gelen ışık büyük oranda kuronun içinden geçebildiği için doğal dişe yakın bir estetiği vardır. Metal seramik kuronlarda gözlenen seramiğin iç yüzeyindeki opak tabakasından doğan doğal olmayan yansımalar ve metal bantlı bir görünüme sahip olmadıkları için mükemmel bir estetiğe sahiptir.

- Doğal diş yapısına yakın ısıl genleşme katsayısına ve ısı iletkenliğine sahiptir. Isı ve elektrik yönünden kötü bir iletken olmaları nedeniyle alttaki diş iyi bir şekilde korunur.
- Alaşımında gümüş varlığında bazı seramiklerin renk değiştirmesi gibi sorunlar tam seramik kuronlarda görülmez.
- Yapım aşamasında metal destekli seramik restorasyonlarda karşılaşılan zararlı metal tozlarının ortaya çıkma olasılığı olmadığından teknisyen açısından sağlıklıdır.
- Metal destekli seramik restorasyonlarda metal nedeni ile ortaya çıkan oksidasyon problemi ortadan kalkar ve opak fırınlama aşamalarına gerek kalmaz.
- Seramik restorasyon ile seramik alt yapı kusursuz bir birleşme yaptığı için, metal seramik birleşimlerinde görülen kabarcık, çatlak veya ayrılma gibi sorunlar görülmez.
- Dişetinde metal nedeni ile oluşan koyu renklenmenin de önüne geçilmiş olur.
- Dişetinde irritasyona neden olmazlar.
- Tam seramik restorasyonların röntgen ışıklarına karşı geçirgen olmaları nedeniyle, alttaki dişin kök kanalı ve mevcut dolgular rahatlıkla görülebilir (Boening ve ark. 2000, Toksavul ve ark. 2002).

2.4.3.6. Tam Seramiklerin Dezavantajları

Tam seramik restorasyonlar biyouyumlu, dayanıklı, doğal görünüm veren ve estetik materyaller olmasına rağmen, klinik uygulamalarda halen bazı dezavantajları bulunmaktadır (Attia ve Kern 2004).

- Kırılma dayanımları düşüktür.
- Maliyeti yüksektir ve ek laboratuvar donanımı gerektirir.
- Diş kesimi metal destekli kuronlara göre daha fazla dikkat ve ayrıntı gerektirir.
- Laboratuvar aşamaları daha dikkatli ve titiz çalışma gerektirir.
- Genellikle posterior bölgede uzun köprü yapımına izin vermemesi gibi dezavantajları da vardır (Yavuzylmaz ve ark. 2005, Toksavul ve ark. 2008).

Seramik materyalinin klinik olarak başarılı olabilmesi için materyalin doğru seçimi çok önemlidir. Zirkonyum alt yapılı restorasyonlarda klinik başarıyı yakalayabilmek için öncelikle doğru endikasyon konulmalıdır. Restorasyonların başarısı, restorasyonun tasarımı, kullanılan seramik materyalinin içeriği, seramik alt yapı ile veneer materyali arasındaki bağlantı dayanıklılığı (Esquivel-Upshaw ve Anusavice 2000, Aboushelib ve ark. 2005) ve simantasyon (Scherrer ve De Rijk 1993) tekniğine bağlıdır.

2.5. Zirkonyum Dioksit Porselenler

Zirkonyum adını Arapça kökenli zargon kelimesinden alan, sembolü Zr, atom ağırlığı 91.22 g/mol, atom numarası 40 olan ve periyodik cetvelin 5. periyodunda metaller grubunda yer alan bir elementidir. Zargon altın renk anlamına gelmektedir. İlk olarak Alman kimyager Martin Heinrich Klaproth tarafından 1789 yılında kullanılmıştır. Bazı madenlerin ısıtılması sonucunda reaksiyon ürünü olarak bulunmuştur ve uzun bir dönem toprak elementleri ile birlikte seramik pigmenti olarak kullanılmışlardır (Piconi ve Maccauro 1999).

Zirkonyum materyali gri-beyaz renkli bir metal olup, erime noktası 1852°C ve kaynama noktası 3580°C'dir. Zirkonyum hekzagonal sıkı paketlenmiş kristal yapıdadır ve doğada serbest metal olarak (tek başına) değil sıklıkla mineralleri şeklinde bulunur.

Bilinen zirkonyum mineralleri:

- Zirkonyum silikat ($ZrSiO_4$)(zirkon)
- Zirkonyum oksit (ZrO_2)
- Zirkonat (ZrO_3)
- Zirkonil tuzu (ZrO^{+2}) (Malkoç ve Sevimay 2009).

Zirkonyum oksitin diğer adları zirkonya, zirkonyum dioksit ve baddeleyittir. Biyomateryal olarak kullanılacak saf zirkonya tozu elde etmek için materyal, karmaşık ve zaman alıcı bir arıtma işlemine tabi tutulmaktadır (Piconi ve Maccauro 1999). Zirkonyum; sertliği, aşınma direnci, yüksek korozyon direnci, dayanıklılığı ve ani ısıl değişimlere dayanıklılığı gibi özellikleri ile endüstri alanında kullanılmıştır. Biyomateryal olarak sağlık alanında kullanımına ise, 1960'lı yıllarda başlanmıştır (Karakoca ve Yılmaz 2006).

Zirkonya sağlık alanında ilk olarak kalça eklem protezlerinde kullanılmış, materyalin biyouyumluluğu ve mekanik özellikleri sayesinde günümüze kadar başarılı sonuçlar elde edilmiştir (Christel 1988, Clarke ve ark. 2003).

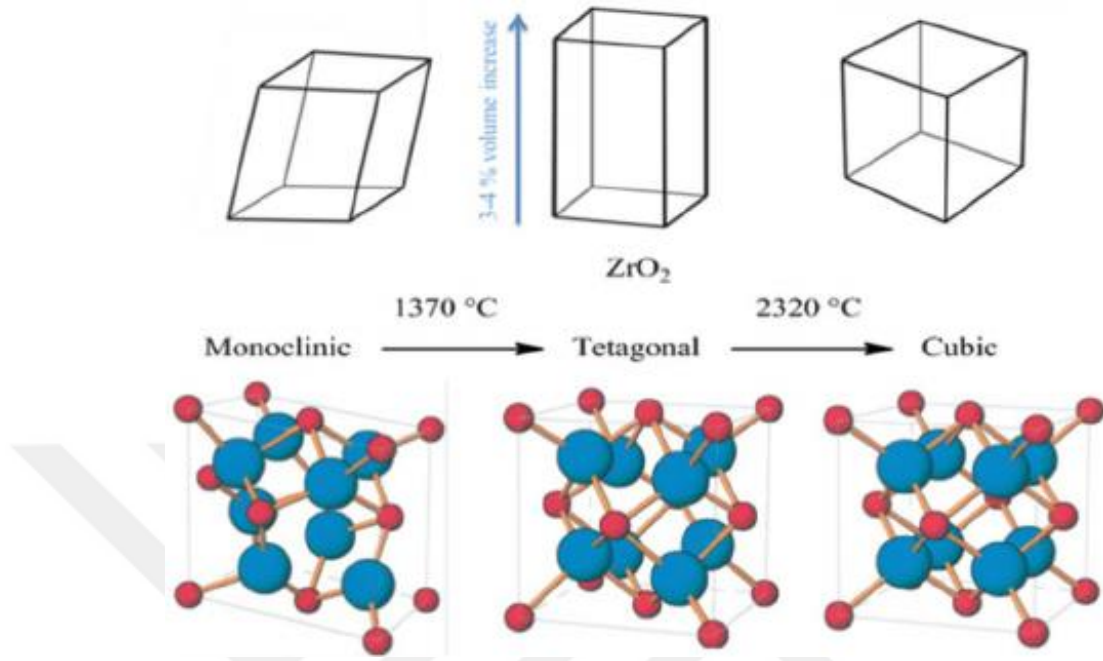
Zirkonyum dioksit materyali günümüzde tam seramik restorasyonlarda alternatif bir alt yapı materyali olmuştur (Clarke ve ark. 2003, Raigrodski 2004). İmplant ara parçası olarak, ortodontik braket yapımında, endodontik post olarak, kompozit materyalini güçlendirmek amacıyla kompozit içine ilave edilerek kullanılmaktadır (Kosmac ve ark. 1999, Koçak ve Türker 2006).

2.5.1. Zirkonyum Seramiklerin Kimyasal ve Mekanik Özellikleri

Yapılan in-vitro çalışmaların sonuçlarına göre zirkonyanın elastiklik modülü yaklaşık 200 MPa'dır (Guazzato ve ark. 2004), bükülme direnci ortalama 900-1200 MPa (Kosmac ve ark. 1999, Derand ve Derand 2001) ve kırılma dayanımı 9-10 MPa m^{1/2} (Piconi ve Maccauro 1999, Lin ve Duh 2002, Guazzato ve ark. 2004) olarak ölçülmüştür. Vickers sertliği ise dental alaşımların 4-5 katıdır (1000-1300 Vickers) (Luthy ve ark. 2006). Bu değer lityum disilikat esaslı seramiklerin (IPS e.max) 3 katı, alümina esaslı seramiklerin 2 katı kadardır (Christel ve ark. 1989, Piconi ve Maccauro 1999). Zirkonya grenlerin boyu 0,4 µm olup homojen özellikteki ince grenli bu mikroyapı restorasyonlar için üstün mekanik kaliteden sorumludur. Mekanik özellikleri itibariyle, kuvvetli yüklere maruz kalınan posterior bölgede çok üyeli köprü restorasyonlarının kullanımı için oldukça uygundur (Tinschert ve ark. 2000, Tinschert ve ark. 2001, Guazzato ve ark. 2002). Bunun yanında, zirkonya alt yapının üst yapı porseleni ile kaplanması dikkate alındığında kuvvetlere karşı dayanıklılığının bir miktar daha artacağı açıktır. Materyalin avantajı yüksek dayanıklılığı ve üstün detay kabiliyetidir. Dezavantajı ise hafif opak görüntü içermesidir. Bu sebeple zirkonya alt yapı sabit protezlerin anterior bölgede kullanımları sınırlıdır (Derand ve Derand 2001, Sundh ve Sjogren 2004, Aboushelib ve ark. 2005).

Zirkonyum polimorfik bir materyaldir. Kristal yapısı değişken bir materyal olan zirkonya, monoklinik, tetragonal ve kübik olmak üzere 3 ana fazda bulunmaktadır: Monoklinik faz (m), 1170°C'a kadar stabildir, Tetragonal faz (t), 1170-2370°C arası stabildir, Kübik faz (k), erime derecesi olan 2680°C'a kadar

stabildir. Zirkonyum oksidin faz değişimleri Şekil 2.1’de gösterilmiştir (Platt ve ark. 2014).



Şekil 2. 1. Zirkonyum Oksidin Faz Değişimleri (Platt ve ark. 2014)

Faz geçişleri esnasında zirkonyumun, hacminde önemli değişiklikler görülmekte, bu durum kitleye stabil olmayan bir özellik kazandırmaktadır. Monoklinik fazdan tetragonal faza geçişte, sıcaklığın artışıyla birlikte maddede %5’lik hacim düşüşü gerçekleşmektedir. Soğuma esnasında ise, tetragonal fazdan monoklinik faza geçiş 1070°C’nin altında 100°C’lik aralıklarla oluşmaktadır. Tetragonal fazdan monoklinik faza geçişte yaklaşık olarak %3-4’lük bir hacim genişmesi meydana gelmektedir. Faz geçişleri esnasında oluşan stresler, saf zirkonya seramiğinde çatlakların oluşmasına neden olur ve bu çatlaklar, oda sıcaklığında kırıklara neden olabilir (Piconi ve Maccauro 1999, Denry ve Kelly 2008). Zirkonyumun bu faz dönüşümünü kontrollü hale getirebilmek ve oda sıcaklığında tetragonal fazda stabilize edebilmek için, saf zirkonyuma magnezyum, kalsiyum, alüminyum, yitrium ve seryum gibi metal oksitler ilave edilir. Bu metal oksitlerin ilave edilmesi ile tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüm kontrollü olarak sağlanır. Zirkonyuma, kalsiyum, magnezyum, alüminyum, yitrium ve seryum gibi metal oksitler ilave edilerek hazırlanan karışımlar biyomedikal kullanımlar için denenmiştir. Her ne kadar birçok tipte zirkonyum içeren seramik

sistemi mevcutsa da 3 ana tipi biyomedikal uygulamalarda kullanılmaktadır (Piconi ve Maccauro 1999, Hannink ve ark. 2000, Denry ve Kelly 2008). Bunlar yitriyum ile güçlendirilmiş zirkonya polikristali (Y-TZP), magnezyum ile güçlendirilmiş kısmi stabilize zirkonya (Mg-PSZ) ve zirkonya ile güçlendirilmiş alümina (ZTA)'dır (Craig ve Powers 2002). Kullanılan zirkonya tiplerinin fiziksel ve kimyasal özellikleri Tablo 2.1'de gösterilmektedir (Piconi ve Maccauro 1999).

Tablo 2. 1. Zirkonya Tiplerinin Fiziksel ve Kimyasal Özellikleri

Özellik	Y-TZP	Mg-PSZ	ZTA
Kimyasal yapısı	ZrO ₂ + 3mol % Y ₂ O ₃	ZrO ₂ + 8mol % MgO	99.9 % Al ₂ O ₃ + MgO
Yoğunluk	>6 g /cm ³	5.74- 6 g /cm ³	≥3.97 g /cm ³
Pörözite	<0.1 %	--	<0.1 %
Bükülme direnci	900- 1200 MPa	450- 700 MPa	>500 MPa
Baskı dayanımı	2000 MPa	2000 MPa	4100 MPa
Young modülü	210 GPa	200 GPa	380 GPa
Kırılma dayanımı	7- 10 MPa m ^{1/2}	7- 15 MPa m ^{1/2}	4 MPa m ^{1/2}
Isı genleşme Katsayısı	11x10 ⁻⁶ K ⁻¹	7-10x10 ⁻⁶ K ⁻¹	8x10 ⁻⁶ K ⁻¹
Isı iletkenliği	2 W m K ⁻¹	2 K ⁻¹	30 K ⁻¹
Sertlik	1200 Hv	1200 Hv	2200 Hv

Yitriyum-Tetragonal Zirkonya Polikristali

Zirkonyayı oda sıcaklığında tetragonal fazda tutan faktörler; işlem ısısı, Y₂O₃ içeriği ve tanecik boyutudur. Ayrıca materyalin mekanik özellikleri de bu parametrelere bağlıdır (Piconi ve Maccauro 1999, Sundh ve Sjogren 2004, Denry ve Kelly 2008). Yitriyum-tetragonal zirkonya polikristal (Y-TZP), yitriyum oksidin (Y₂O₃), saf zirkonya ağırlığının %2-3'ü oranında ilave edilmesiyle elde edilen bir materyaldir (Christel ve ark. 1988, Tan ve Dunne 2004). Tanecik yapısının belirli bir büyüklüğün üzerinde olması, tetragonal→monoklinik faz dönüşümüne neden olmaktadır. Yapı içinde rastgele dağılmış olan stabilize edici Y⁺³ ve Zr⁺⁴ katyonları, oksijen anyonları ile elektriksel nötralizasyonu sağlayarak zirkonyayı stabilize

etmektedir (Fabris ve ark. 2002). Y-TZP esaslı restorasyonlar, önceden sinterlenmiş blokların hafif bir şekilde şekillendirilmesini takiben yüksek ısıda sinterleme ile veya tamamen sinterlenmiş blokların sert bir şekilde işlenmesi (hard machining) ile üretilmektedir (Denry ve Kelly 2008).

Oda sıcaklığında metastabil bir tetragonal yapı elde etmek için tanecik boyutu 0,8 µm'den küçük olmalıdır (Theunissen ve ark. 1992). Kendiliğinden oluşan tetragonal→monolitik faz dönüşümünün gerçekleşebilmesi için, Y_2O_3 konsantrasyonuna bağlı olarak var olan kritik bir tanecik boyutu vardır ve faz dönüşümü bu tanecik boyutunun üzerindeyken gerçekleşir (Piconi ve Maccauro 1999). Tanecik boyutu küçüldüğünde (<1 µm) faz değiştirme eğilimi de azalmaktadır. Sonuç olarak, bu materyalin üretim aşamasındaki sinterizasyon koşullarının, elde edilen ürünün stabilitesi ve mekanik özellikleri üzerinde önemli etkisi olduğu bilinmektedir (Denry ve Kelly 2008). Diş hekimliği uygulamalarında kullanılan Y-TZP seramiklerin mikro yapısı 0,2-0,5 µm çapındaki taneciklerden oluşmaktadır (Guazzato ve ark. 2004).

Stabilize edici oksidin miktarı materyalin faz değiştirme mekanizmasında etkili diğer bir faktördür. Saf zirkonyaya %8 molden fazla Y_2O_3 'ün ilave edilmesi, faz değişimini engelleyip materyali tamamen stabilize etmektedir. Seramik yapısında meydana gelen çatlakların ilerlemesini engelleyerek materyali güçlendiren transformasyon sertliği mekanizmasını sağlamak için ilave edilen Y_2O_3 'ün miktarı önemlidir (Christel ve ark. 1988, Piconi ve Maccauro 1999).

Yitriyum oksit ile stabilize edilen zirkonyum, yüksek dayanım gücü, biyolojik uyumu ve renk avantajıyla özellikle çok üniteli posterior köprülerde metal alaşımlarına önemli bir alternatif oluşturmaktadır. Kırılma esneme direnci, feldspatik porselene göre yaklaşık altı kat, alüminaya göre ise yaklaşık iki kat daha fazladır (Luthy 2005, Raigrodski 2006). Y-TZP yapısındaki seramiklere örnek olarak IPS e-max ZirCAD seramik blokları verilebilir (Zarone 2011).

Y-TZP Materyalinin Mekanik Özelliklerini Etkileyen Faktörler

- Stabilizatör oksidin miktarı
- Zirkonya partiküllerinin boyutu ve şekli

- Isı
- Nem
- Zaman
- Materyalin içindeki makro ve mikroçatlakların miktarı ve dağılımı
- Materyale uygulanan işlemler (aşındırma, kumlama, cilalama, fırınlama)

2.5.2. Zirkonyum Dioksit Alt Yapı Üzerine Seramik Kaplama Yöntemi

Zirkonyum oksit seramikler, yapısını oluşturan yoğun kristalin faz nedeniyle oldukça opak görünüme sahiptir ve günümüz teknolojileri ile bu seramiğe doğal diş yakın bir translusensi kazandırılması mümkün değildir. Bu nedenle diğer tam seramik sistemler gibi zirkonyum oksit destekli restorasyonlar da ideal estetiğin yakalanabilmesi için doğal diş görünümüne daha yakın olan veneer seramikler ile kaplanmaktadır (O'Brien, 2002, Anusavice 2003, White ve ark. 2005, Powers ve Wataha 2008). Bu amaçla kullanılan veneer seramikleri, altyapılar üzerine geleneksel tabakalama tekniği ile uygulanabileceği gibi, basınç altında döküm yöntemi kullanılarak uygulanan veneer seramikleri ile de altyapılar kaplanabilmektedir (Bonfante ve ark. 2010). Preslenen veneer seramikleri uygulanmadan önce; gerekli görülen yüzey işlemleri yapılmakta, artıkların tamamen uzaklaştırıldığı altyapı üzerine sonuç restorasyon ile uyumlu mum modelajı yapılmakta; daha sonra tavsiye edilen işlem prosedürlerine uygun olarak altyapı üzerine veneer seramiğin basınç altında dökümü gerçekleştirilmektedir (Bonfante ve ark. 2010). Döküm işleminin ardından tijlerin uzaklaştırıldığı veneer seramik doğrudan cilalanabileceği gibi, makyaj yapılabilen veya üzerine tabakalama yöntemi ile ilave seramik uygulanabilmektedir (Cercon Ceram Press ürün kataloğu, 2006). Zirkonya altyapılar üzerine, herhangi bir liner uygulamasına gerek kalmadan doğrudan uygulanan preslenen seramiklerin kullanım alanları; termal genleşme katsayısı uyumlu olan zirkonya altyapılar, anterior ve posterior zirkonya kuron ve köprüler, inley ve inley destekli köprüler, implant üstü restorasyonlar ve parsiyel kuronlardır. Bunların yanı sıra preslenen veneer seramikleri basamak porseleni olarak da kullanılabilir (Cercon Ceram Press ürün kataloğu, 2006; IPS e.max Zirpress ürün kataloğu 2009). Kayıp mum tekniğinin kullanılması nedeniyle, tabakalama yöntemine kıyasla çok daha rahat morfolojik şekillendirmenin yapıldığı preslenen veneer seramikleri; yüksek gerilim direncine ve zirkonya altyapılar ile yüksek bağlantı direncine sahiptir

(Aboushelib ve ark. 2008a). Bruksizm ve diğer parafonksiyonel alışkanlıkların varlığında, klinik kron boyutunun yetersiz olduğu vakalarda, zirkonya altyapının bulunmadığı premolar ve molar kron-köprülerde, altyapı ile termal genleşme katsayılarının uyumsuzluk sergilediği durumlarda kullanımı tavsiye edilmeyen pres seramiklerin en büyük dezavantajı; tabaka seramiklere kıyasla sahip olduğu düşük estetik ve optik özelliklerdir. Bu seramiklerin monokromatik renge sahip olması kullanım alanlarını kısıtlamaktadır (Aboushelib ve ark. 2008a).

Seramik sistemlerde zirkonyum altyapı ile veneer seramiği arasındaki bağlantının araştırıldığı pek çok çalışma mevcuttur ve bu çalışmalar, zirkonyum bazlı tam seramik restorasyonlarda, altyapı üzerindeki veneer seramiğin delaminasyonunun veya ufalanmasının temel klinik başarısızlık nedenlerini oluşturduğunu göstermektedir (Dündar ve ark. 2007, Saito ve ark. 2010). Delaminasyon; veneer seramiğin altyapı üzerinden tabaka halinde ayrılmasıdır (Al-Dohan ve ark. 2004) ve genellikle zayıf veneer seramiği kullanılmasından ya da altyapı-veneer seramiği arasındaki zayıf bağlantıdan kaynaklanmaktadır (Aboushelib ve ark. 2008a). İki fazlı bir yapının stres dağılımı, homojen tek fazlı bir yapının stres dağılımından çok daha karmaşıktır ve iki farklı malzemeden oluşan seramik yapıların direnci sahip oldukları en zayıf nokta ile orantılıdır. Tam seramik sistemlerde bu en zayıf nokta genellikle en yüksek gerilim stresleri/geniş yüzey kusurlarının bulunduğu altyapı ile veneer seramik arasındaki bağlantı yüzeyi ya da veneer seramiğin kendisidir (Aboushelib ve ark. 2005, Dündar ve ark. 2007, Aboushelib ve ark. 2008a). Dolayısıyla bu tip restorasyonların fonksiyonel kuvvetler altında yapısal bütünlüğünün korunması için ve veneer seramiğinin yüzeyden ayrılmasını önlemek için altyapı ile veneer seramiği arasındaki bağlantının belli bir minimal dirence sahip olması gerekmektedir (Aboushelib, 2008b).

Zirkonya esaslı restorasyonlarda en zayıf bölgenin alt yapı ile üst yapı seramikleri arasındaki bağlantı bölgesi olduğu ve restorasyonun uzun dönem klinik başarısında önemli rol oynadığı belirtilmektedir. Bu bağlanmanın, alt yapı materyalinin yüzey bitirme işlemlerinin hassasiyeti, üst yapı porseleninin uygulanma metodu ve üstyapının hazırlanması sırasında uygulanan tekrarlanan fırınlamalardan etkilendiği kanıtlanmıştır (Guazzato ve ark. 2004). Üst yapı materyalinde kırılmaların önlenmesi için kullanılan iki seramik materyali arasındaki bağlanma

direncinin yüksek veya üst yapı materyalinin çiğneme streslerine yeterli derecede dayanıklı olması gerekmektedir (Aboushelb ve ark. 2005). Alt yapı materyaliyle üst yapı porseleni arasındaki bağlantı direncini etkileyen bazı faktörler vardır:

- Mekanik retansiyonu etkileyen alt yapı yüzey bitirme işlemleri,
- Kimyasal bağlanma dayanımı,
- Isısal genleşme katsayıları arasındaki uyumsuzluk sonucu oluşan artık stresler,
- Alt yapı ile veneer seramiklerinin bağlanma bölgesinde yapısal defekt ve çatlakların varlığı,
- Alt yapı ile veneer seramiklerinin bağlanma bölgesinde zirkonya kristallerinin faz değiştirmesi,
- Veneer seramiğinin ıslatabilirlik özellikleri,
- Veneer porseleninin hacimsel büzülmesi (Aboushelb ve ark. 2008b).

Bu tip faktörler alt yapı materyaliyle üst yapı porseleni arasındaki bağlanma direncinde ve dolayısıyla restorasyonun başarısında önemli rol oynamaktadır (Aboushelb ve ark. 2008b). Yapılan çalışmalarda, zirkonyum dioksit seramiklerinde görülen başarısızlığın nedenlerinden biri olarak alt yapı ile üst yapı seramiklerinin bağlantı yetersizliği gösterilmektedir (Guazzato ve ark. 2005, White ve ark. 2005, Koçak 2006). Yüzey işlemleri sırasında oluşan monoklinik fazın ara yüzeyde mikro çatlaklara sebep olduğu ayrıca faz dönüşümü sonucu meydana gelen sıkıştırıcı yüzey tabakasının bağlantıya olumsuz etkisinin olduğu düşünülmektedir (Guazzato ve ark. 2005). Alt yapı materyali ile kaplama materyalinin uyumunda, termal genleşme katsayısı, gerilim direnci, elastiklik modülü, adezyon ve kritik defekt boyutu gibi özelliklerin değerlendirilmeleri de oldukça önemlidir (Pross ve ark. 2003, De Jager ve ark. 2006).

2.6. Porselen Kırığında Tamir Yöntemleri

Kırılan porselen restorasyonun tamirinde ağız içi ve ağız dışı olmak üzere farklı yöntemler mevcuttur. Porselen tamirine başlanmadan önce mutlaka kırılmanın nedeni belirlenmeli ve bu sorun giderilmelidir. Eğer sorunu giderilmesi aşaması atlanırsa, hatanın tekrarlanması kaçınılmaz olup tamir uygulaması da başarısızlıkla sonuçlanabilir.

2.6.1. Ağız Dışı Tamir Yöntemleri

Restorasyonun ağız dışında tamir edilmesi, restorasyonun ağızdan uzaklaştırılması ve restorasyonun yeniden veneerlenerek fırınlanması işlemidir. Porselen kullanımı ile uygulanan indirekt tamir tekniği, klinik ve laboratuvar süreçleri içermektedir. Tamiri yapılan restorasyonun kendi içerisindeki renk uyumunun elde edilmesinde bu teknik oldukça başarılıdır (Galiatsatos 2005). Bununla birlikte hasar gören restorasyonun ağızdan uzaklaştırılması ve laboratuvara gönderilmesi süreci, hastayı estetik kaygıya düşürmektedir. Kırık hattının tamiri için porselen uygulaması sonrası restorasyonun yeniden fırınlanması seramik restorasyona hasar verebilmektedir (Özcan 2003, Galiatsatos 2005). Restorasyonlar üretim ve prova aşamalarında glaze işlemi de dahil olmak üzere en az iki kez fırınlanmaktadır. Provaların tekrarlanması gereken durumlarda ise, fırınlama sayısı artabilmektedir. Bu nedenle tamir işlemi için ağız dışı tamir yöntemi seçildiğinde, restorasyonun fırınlanma sayısının da arttırılmış olunacağı gerçeği göz ardı edilmemelidir. Tekrarlayan fırınlamaların seramik materyalinin rengi üzerine olumsuz etkileri olduğunu belirten çalışmalar vardır (Bachhav ve Aras 2011, Gonuldas ve ark. 2015). Ayrıca seramiğin kırılma dayanımını (Subaşı ve ark. 2014), boyutsal stabilitesini, dış yapısı üzerine adaptasyonunu (Isgrò ve ark. 2003) ve marjinal uyumunu (Cho SH ve ark. 2012) olumsuz etkilediği de çalışmalarda gösterilmiştir. Tam seramik restorasyonlar metal destekli restorasyonlara kıyasla ısı değişimlerine ve tekrarlayan fırınlamalara karşı daha hassastır. Estetik avantajının yanı sıra; yüksek tedavi maliyeti, restore edilmiş dişe zarar verilmesi olasılığı, zaman kaybı, restorasyonun çıkarılmasındaki zorluk, hastanın hızlı bir sonuç elde etme talebi ve restorasyonun fırınlama ısısından olumsuz etkilenme ihtimali gibi sebepler; restorasyonun ağız içerisinde tamir edilmesi ihtiyacını oluşturmuştur (Santos 2006).

2.6.2. Ağız İçi Tamir Yöntemleri

Porselen kırığının tamiri hasta ve hekim için zorluk yaratan bir durumdur. Porselen kırıklarında ideal olanı restorasyonun yenilenmesidir. Çünkü porselenin oluşturulmasında fırınlama işlemleri gerektiğinden dolayı var olan restorasyona ağız içinde yeni porselen eklemek mümkün değildir (Özcan 2003). Porselen restorasyonun laboratuvar koşullarında tamiri söz konusu olduğunda artan maliyet, rahatsızlık, zaman kaybı, restorasyonu çıkarma sırasında meydana gelecek

komplasyonlar gibi nedenlerden dolayı porselen restorasyonların ağız içinde tamiri çok tercih edilen yöntemdir (Appeldoorn ve ark. 1993, Rosentritt ve ark. 2000, Kumbuloğlu ve ark. 2003). Ağız içi porselen tamiri kırılmış restorasyonun tekrardan yapılmasına veya ağız dışında tamirine alternatif olarak uygulanması mümkün, az riskli ve komplasyonu olmayan bir tedavi seçeneğidir. Ağız içi tamir yöntemiyle klinik başarının sağlanmasında tutuculuk, yüzey bitirmesi, renk uyumu ve konturlar en önemli faktörlerdir (Moghadam 1994). Klinik başarı büyük oranda veneer porselen ve alt yapı materyali ile kompozit rezin arasındaki bağlanmanın bütünlüğüne dayanmaktadır. Bu bütünlük kimyasal veya mekanik bağlanma ile oluşmaktadır (zcan 2000).

Direkt Yöntemler

- **Tamir Sistemleriyle Kompozit Restorasyonu:** Kompozit rezinler kullanılarak yapılan ağız içi porselen tamiri, özellikle kırık alanının kk boyutta olduğu durumlarda ideal estetik görünümü ve uygulama kolaylığı nedeniyle tercih sebebi olmaktadır. Kırık alanının özellikleri belirlenerek, seçilen tamir setinin kullanma talimatlarına göre tamir işlemi yapılır. Gelişmekte olan adeziv teknolojisi sayesinde bu yöntemle başarılı sonuçlar alınmaktadır. Ekonomik olması, renk alternatiflerinin olması, tek seansta uygulanabilmesi gibi avantajları sayesinde sıklıkla tercih edilen bir yöntem olmuştur (Burke ve ark. 1994, Margeas 2002).
- **Tamir Sistemleriyle Kırık Parçanın Simantasyonu:** Kırık parça veya faset zarar görmemişse yine ağız içi tamir setleri kullanılarak kırık parça restorasyona yapıştırılabilir. Kırık parçaya da kırılmış restorasyon yüzeyine yapılan yüzey hazırlığı işlemlerinin uygulanması gerekmektedir. Aşırı kompozit ya da bonding uygulanması gibi nedenlerle kırık parçanın yerine tam olarak oturtulmasında sıkıntı yaşamamak için simantasyon işlemi esnasında dikkatli olunmalıdır (Değer ve Caniklioğlu 1997).

İndirekt Yöntemler

- **Laminate Faset Uygulaması:** Metal-porselen restorasyonda geniş madde kaybı olduğu durumlarda kaybedilen alan porselen bir fasetle restore edilerek tamir işlemi gerçekleştirilebilir. Kırık sahasının ls alınır, laboratuvarda

uyumlu bir lamina porselen hazırlanır ve uyumlanan lamina ağız içerisindeki restorasyona rezin bazlı simanlarla simante edilir. Diğer yöntemlere göre daha pahalıdır ve daha fazla seans gerektirir (Burke ve ark. 1994). Wady ve ark. (2014) implant destekli metal-seramik restorasyonun simantasyonundan iki yıl sonra meydana gelen kırık hattının tedavisi için bu tekniği kullanmışlardır. Lösit ile güçlendirilmiş cam seramik (IPS Empress e.max) kullanılarak hazırlanan laminate restorasyon ağız içerisinde modifiye edilen kırık yüzeyine simante edilmiştir. Bu teknik ile hem restorasyonun çıkarılması gereksinimi elimine edilmiş hem de porselen kullanımı ile uzun dönem klinik başarı ve estetik sonuç sağlanabilmesi hedeflenmiştir. Kırık parçanın yeni üretilen veneer tabakası ile restore edilmesinin dezavantajları ise tedavi süresinin uzaması ve uygulama alanında yapılan preparasyon nedeniyle geçici gereksiniminin oluşabilmesidir.

- **Overcasting Yöntemiyle Metal-Porselen Kuron Uygulaması:** Restorasyonun kırık parçasının yerine gelecek olan üst yapıya yer kazandırabilmek için metal alt yapı dikkatle metali delmeden frezelenir, insizal ya da oklüzal yüzeyde 2 mm'lik mesafe oluşturacak şekilde aşındırma işlemi bitirilmelidir. Sonrasında rutin olan ölçü, prova ve simantasyon işlemleriyle restorasyon bitirilir. Özellikle anterior bölgedeki dişlerin anatomik şekli nedeniyle bu yöntemin uygulanması zordur. Overcasting yönteminde; metal alt yapının delinmesi, aşırı konturlar, diş etiyle ilişkili olan durumlarda periodontal risklerin oluşabilmesi, bağlantı noktalarının zayıflatılması gibi olumsuzluklar yaşanabilmektedir (Cohen ve Weiner 1989).

Eski tamir yöntemlerinde tutuculuk undercut ve çukur alanlar oluşturularak sağlanan mikromekanik retansiyon prensibiyle gerçekleştirilmekteydi (Pratt ve ark. 1989). Günümüzdeyse; tamir sistemlerinin geliştirilmesi sayesinde kimyasal bağlantı için daha geniş yüzey oluşturan mikromekanik retansiyon popüler hale gelmiştir (Wolf ve ark. 1992). Tamir materyali ile uygulandığı yüzey arasında oluşacak retansiyon materyal uygulanmadan önce yapılan yüzey hazırlıklarıyla ilişkilidir. Metal-porselen-tamir materyali bağlantı başarısını etkileyen faktörler; tamir materyali çeşidi ve ıslatma açısı, yüzey hazırlıkları, mikro sızıntı, ara bağlayıcı

sistemler olarak sayılabilir (Yoshida ve ark. 1993, Thurmond ve ark. 1994, Kupiec ve ark. 1996).

2.7. Porselen Tamirinde Uygulanan Yüzey İşlemleri

Tamir için kullanılan rezinin yüzeye adezyonunu daha başarılı hale getirebilmek için seramik yüzeyine yüzey şartlandırma işlemlerinin uygulanması gerekmektedir (Valandro ve ark. 2006). Bunlar mekanik ve kimyasal yüzey işlemleri olarak gruplandırılabilir. Ağız içi tamir sistemleri mekanik olarak yüzey alanını arttırarak, yüzey gerilimini azaltarak ve ince yapılı yüzey pürüzlülüğü sağlayarak, rezin ile metal ya da seramik yapı arasında mekanik/kimyasal bağlantı sağlamaktadırlar (Chung ve Hwang 1997). Kimyasal olarak yüzey ajanlarının uygulanmasıyla, cam matriksin çözünmesi ile oluşan fiziksel değişim sonucunda rezinin pöröz yüzeye adezyonunu sağlamaktadırlar (Della Bona ve Anusavice 2002, Da Silva ve Hanashiro 2010).

2.7.1. Mikromekanik Retansiyon

Rezin kompozit ile seramik tamir işleminin yapılabilmesi için mikroretantif seramik yüzeyinin oluşturulması gerekmektedir. Mekanik retansiyon sağlanabilmesi için uygulanabilecek çeşitli yüzey işlemleri vardır (Blum 2012).

2.7.1.1. Asitle Pürüzlendirme

Asitle pürüzlendirme direkt ve indirekt tamir işlemlerinde önemli bir basamaktır (Della Bona ve Anusavice 2002). Asitle pürüzlendirme işlemi, seramiklerin yüzey enerjilerini ve rezinin seramik yüzeyine bağlantı potansiyelini değiştirerek seramik yapının yüzey alanını ve ıslanabilirliğini arttırmaktadır (Della Bona ve ark. 2004, Zogheib 2011).

Asitle pürüzlendirme işleminde elde edilen olumlu sonuçlara bağlı olarak feldspatik ve cam seramikler gibi klasik porselenlere rezin simanın bağlantısı konusunda önemli ilerlemeler kaydedilmiştir. Klasik seramiklerin asitle pürüzlendirilebilmesi ve adeziv olarak yapıştırılabilmesi bu restorasyonların klinik güvenilirliklerini ve başarılarını önemli ölçüde arttırmıştır. Asitle pürüzlendirme ve silanizasyon işlemi cam seramikler için uygun bir yüzey uygulamasıdır. HF mikromekanik tutuculuğu arttırmak için cam matriksi çözerken, silan uygulaması da

adezyonun oluşacağı organik ve inorganik yapılar arasında kimyasal adezyonu meydana getirir (Özcan ve ark. 2009).

Uygulama kolaylığı, hastaya tedavi esnasında tek seansta uygulanabilmeleri ve hatalı uygulama yapılması durumunda tekrarlanabilmeleri bu sistemin avantajları olarak sayılabilir. Asitle pürüzlendirme işlemi ve adeziv simantasyonun klasik seramiklerde restorasyonun klinik başarısını ve güvenilirliğini önemli derecede arttırmasına karşın, zirkonya seramiklerde asitle pürüzlendirme işleminin etkili olmadığı bildirilmiştir (Blatz ve ark. 2007).

Hidroflorik Asit:

Hidroflorik asit porselen yüzeyin asitlenmesinde sıklıkla tercih edilmektedir. 60 sn süre ile %2,5-10'luk HF uygulaması kırık yüzeyinin tamir işlemine hazırlanması için klinikte kullanılacak kolay bir yöntemdir. HF seramiğin cam matriksini çözerek lösit kristalleri çevresinde mikro çukurcukların oluşmasını sağlamaktadır. Akışkanlığı yüksek rezin materyaller bu boşlukları doldurarak mikromekanik bir bağlantı oluşturmaktadırlar (Szep ve ark. 2000). Aside duyarlı lityum disilikat cam seramik yapıların HF ile pürüzlendirilebildiği bilinmektedir. Silikat yapılarda bağlantının çözülebilmelerini sağlayabilecek tek asit HF'dir. HF, cam matrikste hekzaflorosilikat yapı oluşumunu sağlayan silika içeriğine etki etmektedir (Colares ve ark. 2013). HF uygulaması cam matriksi çözerek, kristalin yapının açığa çıkmasına ve böylece mikropörözite oluşturarak rezin ile mekanik kilitleme (mekanik retansiyon) için uygun yüzey oluşumuna neden olmaktadır. Bununla birlikte; HF'nin ağız içerisinde kullanımı toksik özellikleri nedeniyle tartışmalıdır. Toksik ve yakıcı etkisi nedeniyle hekime ve hastaya olası zararlı etkisi kullanımının azaltılması gerekliliği düşüncesini doğurmuştur (Szep 2000, Blum ve ark. 2012).

Fosforik Asit:

Porselen yüzeyinin pürüzlendirilmesinde %35-40 oranındaki konsantrasyonda fosforik asit kullanılır. Hidroflorik aside göre daha güçsüz yapıda bir asittir (Özcan ve Vallittu 2003). Bazı tamir kitlerinde %35-40'luk fosforik asit HF'ye alternatif asitleme ajanı olarak kullanılmıştır. Fakat yapılan bir çalışmada, fosforik asidin seramik morfolojisinde değişim oluşturmadığı ve genellikle mekanik pürüzlendirme sonrasında yüzeyin temizlenmesi için kullanılabilmesinin bildirilmesi nedeniyle,

seramik tamirinde kullanımı tartışmalı olup tamir kitlerinde bulunmaları gereksiz görülmektedir (Kussano ve ark. 2003, Blum ve ark. 2012).

Asidüle Fosfat Florür:

%1,23 oranındaki asidüle fosfat florür porselen yüzeyinin etkili ve güvenilir şekilde asitlenmesini sağlar. Porselen yüzeyinde düzgün ve homojen bir alan meydana getirir (Kato ve ark. 1996).

Asitle pürüzlendirme ile doygun (sature) olmayan oksijen bağlantıları oluşturulmaktadır. Bu yapılar silan için bağlantı sağlayıcı yapılar olarak görev yapmaktadır. Hooshmand ve ark. (2008) ve Zogheib ve ark. (2011) asitle pürüzlendirmenin cam seramiklerin biaksiyel bükülme dayanımını ciddi oranda azalttığını rapor etmişlerdir. HF'nin silikat seramiklerdeki etkinliğine rağmen mevcut asitlerin; düşük silika içeriğine sahip olan (hacimce <%15) metal ya da oksit seramik materyallerin, metal bağlantısını ya da yoğun ve dayanıklı oksit seramik bağlantısını kırabilecek güçte olmaması nedeniyle bu yapılar asitle pürüzlendirilememektedir (Della Bona ve ark. 2004). Hidroflorik asit, asidüle fosfat florür ve fosforik asitle mikromekanik tutuculuk oluşturulabilmesine rağmen, metal alt yapının ortaya çıktığı kırık durumlarında sadece bu asitlerin kullanılması etkili başarı sağlayamamaktadır.

2.7.1.2. Elmas Frez ile Pürüzlendirme

Elmas frez ile pürüzlendirme bazı tamir prosedürlerinde yüzeydeki desteksiz kalan porselen yapının ve ağız içerisinde oluşan smear tabakasının uzaklaştırılması amacıyla kullanılmaktadır (Özcan ve ark. 2009, Attia 2010). Elmas frez ile pürüzlendirme işlemi, keskin yüzey düzensizliği oluşturmaktadır. İlave olarak seramik yüzeyinde stres birikimine neden olan mikro çatlaklar ve takiben oluşabilecek kırıklara sebep olabilmektedir (Jain ve ark. 2013). Kuşlama ya da elmas frezle pürüzlendirme işlemlerinden sonra bağlantı yalnızca ortaya çıkan mikromekanik girintilere bond ajanlarının yapışmasıyla olmaktadır. Elmas frezle pürüzlendirme sonrasında olan olumsuz etkiler, düzenli yüklemeler ve suyun hidrolitik etkisi, seramiğin kompozitle olan bağlanmasını olumsuz yönde etkilemekte ve diğer yöntemlerle kıyaslandığında kırık oluşumunu arttırdığı bildirilmektedir (Attia 2010).

2.7.1.3. Kumlama

Kumlama ile yüzeyde ince yapılı pürüzlülük sağlanarak mikromekanik retansiyon oluşturulmaktadır. Kumlama işlemi, toplam yüzey alanını arttırırken, yüzey gerilimini azaltarak rezinin yüzeyi ıslatabilirliğini arttırmaktadır (Özcan 2002). Uygulayıcılar, ağız içi kumlama cihazları kullanarak minimal güvenlik riski ile etkili yüzey pürüzlülüğü oluşturabilmektedirler (örn; Microetcher II, Danville, San Ramon, Calif). 2-3 bar basınçla 50 µm alüminyum oksit ile hava abrazyonunun yüzeyi temizleyeceği, pürüzlendireceği, genişleteceği ve aktive edeceği bildirilmiştir (Borges ve ark. 2003, Kern ve ark. 2009).

Al₂O₃ Partikülleriyle Kumlama:

Yüzey enerjisini arttırmak ve bağlantı yüzey alanını genişletmek için Al₂O₃ parçacıklarıyla kumlama yaparak mikromekanik retansiyon oluşmasını sağlayacak derecede yüzey pürüzlendirme porselenlerin ağız içi tamirinde kolaylıkla kullanılan bir yöntemdir. Bu yöntem ağız içinde kullanılan bir cihaz yardımıyla kırık yüzeyinin doğrudan kumlanması şeklindedir. Kumlama ya da hava abrazyonu mikromekanik tutuculuğu arttırır. Bu işlem yoluyla porselen yüzeyinin fiziksel olarak değiştirilmesinde genelde 50 µm'lik partiküller kullanılır. Hava ile abrazyon metal yüzeyinden yağlı maddeleri ve oksitleri temizleyerek ve çok az miktarda pürüz oluşturarak metal ve rezin arasındaki kimyasal ve mekanik bağlantıyı dolayısıyla retansiyonu arttırır. Böylelikle daha kuvvetli rezin-alaşım bağlantısı oluşturulur ve yüzeyin rezin tarafından etkin şekilde ıslatılabilmesi sağlanır (Özcan ve Vallittu 2003). Zirkonya ve alumina seramik sistemlerde kumlamayla beraber MDP fosfat monomeri bulunduran rezin siman kullanımı dayanıklılığı ve bağlantı süresini arttırmıştır (Amaral ve ark. 2006).

Hava abrazyonu uygulamasının en önemli dezavantajı restorasyonun uzun dönem performansını etkileyebilecek olası yüzey hasarıdır. Alüminyum oksit partikülleri yüksek enerji ile yüzeye çarptığında, yüzeyde ufak yüzey bozuklukları oluşturmaktadır. Bu durum materyali olumsuz etkilemese de, dental seramikler gibi kırılğan materyallerdeki bu yüzey bozukluklarının görüldüğü alanlar genellikle kırıkların başlangıç noktasını oluşturmaktadır (Albakry ve ark. 2004).

Restorasyonun hasar görmemiş yüzeyinin alüminyum oksit partiküllerinden korunması zordur. Bu nedenle kumlama işlemi cam seramik (silikat materyaller) yüzeylerinde önerilmemektedir. Restorasyonun yüksek dayanımı ve gelecekteki klinik performansı açısından; silikat seramik restorasyonlarda hava abrazyonu yerine asitle pürüzlendirme yönteminin kullanılması önerilmektedir. Bununla birlikte, hava abrazyonu oksit seramikler ve metaller için önemlidir. Çünkü asitle pürüzlendirme bu yüzeylerde yeterli pürüzlülüğü oluşturamamaktadır (Dérاند ve Dérاند 2000, Madani ve ark. 2000).

Air Flow:

Periodontal tedavilerde plak ve diş taşlarını temizlemek amacıyla aşındırıcı bir tozun kullanıldığı, sıkıştırılmış suyun basınçlı hava akışı ile uygulandığı mekanik bir temizleme yöntemidir. Air flow işleminin, dişteki eklentilerin çabuk temizlenebilmesi, el aletleri ile ulaşılabilen bölgelere daha kolay erişim, daha az uygulayıcı yorgunluğu, kullanım kolaylığı ve zaman kazandırma gibi avantajları vardır (Brown ve ark. 1995, Drisco ve ark. 2000). Air flow, basınçlı hava ve aşındırıcı toz yardımıyla plak ve lekelerin kolayca yok edilmesini sağlar. Air flow işleminin mine, dişeti, kök yüzeyine zararlı etkileri olabildiği bildirilmiştir (Boyde 1984) ancak; porselen ve kompozit restorasyonların yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkilerini değerlendiren çalışma sayısı azdır.

Shimizu ve ark. (2014) air flow işleminin kompozitin yüzey pürüzlülüğünü artırdığını bildirmiştir. Rinaudo ve ark. (1997), yaptıkları çalışmada air flow işleminin smear tabakasını kaldıramayacağını; buna bağlı olarak da restorasyonların bağlanma gücünün azalacağı sonucuna varmışlardır. Kullanılan tozun yapısının da yapışma yüzeyinde bir etkisi vardır (pozitif veya negatif). Zirkonyum yüzeyine Er:YAG lazer, asitle pürüzlendirme, air flow işleminin uygulandığı bir çalışmada air flow işleminin SBS üzerinde anlamlı bir etkisi olmadığı tespit edilmiştir (Polat ve ark. 2015). Püskürtme süresi, mesafesi ve aşındırıcı tozun türü/içeriği yüzey işlemi ve yüzey özellikleri üzerinde etkili olabilir.

2.7.1.4. Lazer Uygulaması

Lazer, radyasyonun uyarılmasıyla ışık şiddetinin artırılması manasına gelmektedir. Açılımı 'Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation' olan

lazerin temeli 1900'lü yıllarda Einstein'in geliştirdiği fiziksel prensibe dayanmaktadır (Pick 1993). Dişhekimliğinde lazer kullanımı 1960'larda yakut (ruby) lazer ile başlamıştır ancak bu lazerle yapılan çalışmada olumsuz sonuçlar elde edilmiştir (Stern ve Sognaes 1965). Daha sonra düşük enerjili Erbiyum: Yitrium Alüminyum-Garnet (Er:YAG) lazer ile sağlam veya çürük diş sert dokuları uzaklaştırılabilmiş ve pulpaya geri dönüşümsüz bir zarar vermemiştir (Odabaş 2005). Lazer teknolojisi özellikle son 25 yıldır medikal alandaki ilerlemelere bağlı olarak gelişme göstermekte olup, günümüzde son derece popülerdir (Aoki ve ark. 2004). Lazerler pek çok şekilde sınıflandırılabilir (Sulewski 2000).

Tablo 2. 2. Lazerlerin Sınıflandırılması (Sulewski 2000)

Lazer Aktif maddesine göre:

1. Katı Lazerler (Granit, Ruby, Nd:YAG)
2. Gaz Lazerler (Argon, CO₂)
3. Yarı İletken Lazerler (Galyum arsenit)
4. Kimyasallar

Lazerin çalışma yöntemine göre:

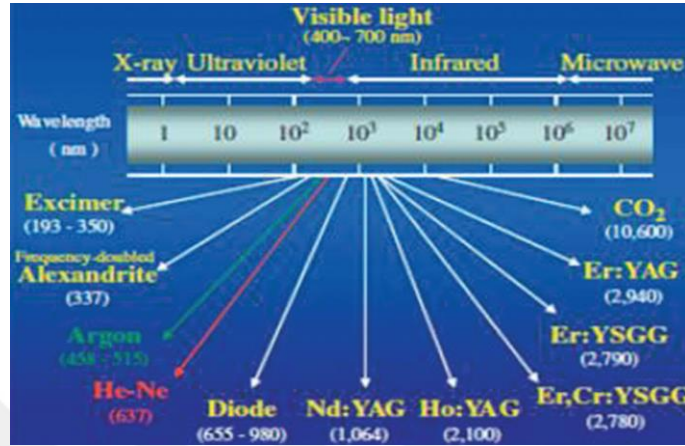
- Sürekli ışık veren lazerler (Continuous)
- Atımlı ışık veren lazerler (Pulsed)
- Kesikli ışık veren lazerler (Chopped)

Lazer uygulaması ile ilişkili riske göre:

- **Sınıf 1:** Düşük güçlü diyot lazerlerdir. Çok tehlikeli ışık yaymazlar.
- **Sınıf 2:** Gücü 1 mW' ın altında olan, ışığı gözle görülen He-Ne lazerlerdir. Doğrudan içlerine bakmadıkça tehlikeli değildirler. Korunmak için göz kırpma refleksi yeterlidir.
- **Sınıf 3:** Doğrudan ya da yansıyan ışıklarına bakılmasında önlem gerektiren, ciltle temas ettiklerinde tehlike oluşturmayan lazerlerdir.
- **Sınıf 4:** Yansıyan ve saçılan ışıkları dahi cilt ve gözler için tehlikeli olan, yangın tehlikesi oluşturan lazerlerdir. Önlem alınmasını gerektirir. Tedavide kullanılan lazerlerin birçoğu bu sınıfta yer almaktadır.

Lazer ışığının Dalga Boyuna Göre:

- Morötesi ışınlar (UV) (Excimer < 400 nm)
- Kızılötesi ışınlar (IR) (≥ 700 nm) (Diyot, He-Ne, Nd:YAG, Er,Cr:YSGG, Er:YAG, CO₂)
- Görünür ışınlar (VIS) (400-700 nm) (Argon, He-Ne, Ruby)



Resim 2. 1. Dalga Boyu Aralığına Göre Lazerler (Verma ve ark. 2012)

Protetik tedavilerin klinik safhalarında sert ve yumuşak doku lazerleri tercih edilirken (Şen ve ark. 2010) laboratuvar uygulamalarında sadece sert doku lazerleri kullanılmaktadır (Yüksel ve Zaimoğlu 2012, Atik ve Ciğer 2013).

Günümüzde dental lazerler protez öncesi hazırlık aşamalarında sıklıkla tercih edilmektedir. Dental lazerler sabit ve hareketli protezlerin yapımından önce ağız hazırlığı (cerrahi işlemler) aşamasında kullanılabilir; bu sayede diğer konvansiyonel yöntemlere göre daha kısa sürede iyileşme sağlanmakta ve daha az bakteriyel kontaminasyon riski olmaktadır (Strauss 2000, Kesler 2004).

Lazerler protez yapımından önce; torusların, ekzostozların, düzensiz alveol kreterinin, tüberlerdeki çıkıntıların ve desteksiz yumuşak dokuların cerrahi olarak düzeltilmesinde rahatlıkla kullanılabilirler. Nd:YAG, Diyot ve CO₂ lazerler yumuşak dokularda kullanılırken, Erbium lazerler sert dokularda tercih edilmektedirler (Wigdor ve Walsh 1995, Strauss 2000, Kesler 2004).

Lazerlerin Kullanıldığı Klinik Uygulamalar

- **Gingival Retraksiyon:** Retraksiyon için genellikle kullanılan lazer sistemleri Er:YAG lazer, Nd:YAG lazer, CO₂ lazer ve diyot lazerlerdir

(Kamath ve ark. 2011). Bu sistemler arasında en az kanamaya neden olan diyet lazerlerdir. Konvansiyonel retraksiyon yöntemlerinde dişeti çekilmesi ve kanama oranı %10 iken lazer sistemleri kullanıldığında bu oran %2'lere kadar düşmektedir (Prasad ve ark. 2011) Lazer ile retraksiyonun avantajı sulkusun sterilize edilmesi, doku büzülmesinin az olması, mükemmel hemostaz sağlanması ve diğer yöntemlere göre nispeten acısız olmasıdır (Prasad ve ark. 2011).

- **Kron Boyu Uzatma:** Protetik diş tedavisinde klinik kron boyu kısa olan dişlerde kron-köprü restorasyonlarının retansiyonunu arttırmak veya estetik diş hekimliğinde gülüş tasarımı oluşturmak amacıyla uygulanmaktadır (Miller 1988). Klinik kron boyu uzatma işlemi sadece yumuşak dokular ile sınırlı kalırken daha ciddi durumlarda kemiğin şekillendirilmesinin yapılması gerekebilmektedir. Yumuşak dokuları içeren işlemlerde tüm yumuşak doku lazerleri güvenle kullanılabilirken, sert dokuları kapsayan durumlarda ise son yıllarda Erbium lazer sistemleri tercih edilmektedir. Erbium lazer sistemlerinin en büyük avantajı flapsız cerrahiye uygun olmalarıdır (Flax ve Radz 2004). Konvansiyonel olarak flap kaldırılarak krestal kemiğin döner aletlerle aşındırılması ile yapılan kanamalı cerrahi işlemler lazer uygulamasıyla minimum travma ile gerçekleştirilebilmektedir. Konvansiyonel teknik ile postoperatif yumuşak doku iyileşmesi ve serbest dişeti kenarının stabilizasyonu için yaklaşık 4-6 hafta arasında bir süre beklemek gerekirken Erbium lazer kullanımı ile bu süre 2 haftaya kadar düşülebilmektedir (Deas ve ark. 2004).
- **Gövde Altının Şekillendirilmesi:** Protetik diş tedavilerinde köprü restorasyonlarında estetik görünüm için köprü gövde dizaynı doğal dişi taklit eden bir çıkış profiline sahip olmalıdır. Bu amaçla yapılan doku düzenlemeleri kanamalı ve iyileşme süresi uzun olan işlemlerdir. Kanamanın kontrol edilebilmesi ve iyileşme süresinin kısa olması nedeniyle lazer sistemlerin kullanımı son yıllarda popüler hale gelmiştir. Bu işlem için sıklıkla CO₂ ve Nd:YAG lazer sistemleri tercih edilmektedir (Myers 2000, Tavares 2003).

Lazer Sistemlerinin Kullanıldığı Laboratuvar Uygulamaları

- **Lazer Sinterleme:** Bu yöntem son yıllarda protetik diş tedavisinde kullanım alanı bulmuştur. Yapılan çalışmalarda maksillofasiyal protezlerin, hareketli bölümlü protezlerin iskelet alt yapılarının ve sabit protetik restorasyonların metal alt yapılarının bu yöntemle elde edilebileceği ortaya konmuştur (Williams ve ark. 2006, Akova ve ark. 2008, Wu ve ark. 2008, Abou Tara ve ark. 2011).

Lazer sinterleme tekniğinde üretim; modelaj, tipleme, revetmana alma gibi geleneksel döküm işlemleri uygulanarak veya CAD/CAM sistemlerinde olduğu gibi freze cihazları ile blok halindeki malzeme ile şekillendirilerek gerçekleştirilmektedir (Santos ve ark. 2006). Bu yöntemde, ısıtıldığında kaynaşabilen toz halindeki hammadde, ince ve düzgün bir tabaka halinde yayılır. Ardından yüzeyde seçilen bölgeler lazer ışınıyla taranır. Işının yüzeye çarptığı noktalarda oluşan sıcaklıkla, toz malzeme kısmen eriyerek ve/veya sinterlenerek temas halinde olduğu için diğer toz taneleri ile kaynaşır. Sonuç olarak, toz haline getirilmiş malzeme üst üste tabakalar halinde yığılarak ve birbirine bağlanarak ürün elde edilir (Akova ve ark. 2008, Mangano ve ark. 2012).

Lazer sinterleme yöntemleri kendi içinde de seçici lazer sinterleme, direkt metal lazer sinterleme ve seçici lazer eritme yöntemleri olarak alt dallara ayrılır (Yüksel ve ark. 2012). Bu üretim teknikleri ile ana parçadan malzeme uzaklaştırmak yerine malzemeyi yığarak üretim yapılmakta ve CAD/CAM sistemlerinden daha ucuz üretim yapılabilir (Santos ve ark. 2006). Uçar ve ark. (2009), konvansiyonel döküm işlemi ve lazer sinterleme ile üretilen metal alt yapıların internal uyumlarını karşılaştırdıkları çalışmalarında, iki yöntem arasında belirgin bir fark bulamamışlar ve lazer sinterleme yönteminin klinik olarak güvenilir bir yöntem olduğunu belirtmişlerdir. Lazer sinterleme ile elde edilen metal alt yapılar ve veneer seramiği arasındaki bağlantının değerlendirildiği bir çalışmada lazer sinterleme yönteminin alt yapı üretimi için uygun olduğu ifade edilmiştir (Akova ve ark. 2008). Fiber lazerler lazer sinterlemede kullanılabilen lazer sistemleridir (Strub ve ark. 2006).

- **Lazerin Lehimleme İşleminde Kullanımı:** Lehimleme işlemi, iki komşu metal yüzeyin ara doldurucu materyal kullanılmadan veya kullanılarak birleştirilmesidir. Lehimleme işlemi sırasında kullanılan ara materyalin erime noktasının birleştirilecek yüzeylerden daha düşük olmasına dikkat edilmelidir (Zupancic ve ark. 2006). Lazer ile lehimleme kızıl ötesi ışık spektrumu kullanımına dayalı bir teknolojidir. Lehim bölgesindeki ısı oranını arttırarak metalin lokal olarak erimesi sağlanmaktadır. Nd:YAG lazerler dental alaşımların lehimlemesinde kullanılabilen lazer sistemleridir (Rocha ve ark. 2006, Watanabe 2006). Lazerle lehim yapıldığında zamandan tasarruf sağlanır ayrıca ara materyal kullanılmadığı için homojen bir yapı elde edilir. Bunların dışında lazerle lehimleme mekanik dayanıklılık ve düşük deformasyon gibi avantajlar sunar (Bertrand ve ark. 2001, Santos ve ark. 2003). Konvansiyonel lehim tekniklerinde karşılaşılan sorunların başında korozyon sonucu oral kaviteye salınan metalik iyonlar neticesinde gelişen alerji ve lokal toksisite reaksiyonları gelmektedir (Bertrand ve ark. 2001). Yapılan çalışmalarda; lazer sistemi ile yapılan lehimleme işleminden sonra elde edilen kültür sonuçlarında konvansiyonel tekniğe göre daha az sitotoksisite ve hücre kaybı meydana geldiği saptanmıştır (Sestini ve ark. 2006, Wanet ve ark. 2007). Mekanik dayanıklılığın değerlendirildiği çalışmalarda lazerle lehimleme ile elde edilen mekanik dayanıklılık değerlerinin konvansiyonel lehimlemeden daha fazla olduğu görülmüştür (Bock ve ark. 2008, Bock ve ark. 2009).
- **Lazerle Pürüzlendirme:** Kullanım alanları her geçen gün artan lazerler ile ilgili ilk pürüzlendirme çalışmalarının genellikle dişler ile ilgili olduğu görülmektedir (Dunn ve ark. 2005, Işeri ve ark. 2010). Seramiklerin yüzeyine lazer ilk olarak Folwaczny ve ark. (1998) tarafından uygulanmıştır. Lazer enerjisinin oluşturacağı ısı ile seramik yüzeyini düzgünleştirmek ve parlatılmış yüzey elde etmek isteyen araştırmacılar; farklı seramik sistemleri üzerinde farklı lazer sistemlerini kullanmışlar, lazer işlemlerinden sonra hiçbir yüzeyin tamamen düzgünleşmediğini aksine mikro çatlakların, kabarıklıkların oluştuğunu ve homojen olmayan bir yüzey elde edildiğini belirtmişlerdir (Üşümez ve ark. 2003). Zirkonya seramik yüzeylerinin

pürüzlendirilmesi amacı ile değişik lazer sistemleri kullanılmıştır (Cavalcanti ve ark. 2009a, Kürklü 2011).

Erbium-doped yttrium aluminum garnet (Er:YAG), karbon dioksit (CO₂) ve Neodymium garnet yttrium aluminum (Nd:YAG) lazerler seramik yüzeylerinde bağlantı sağlamak amacıyla yüzey pürüzlülüğünün elde edilebilmesi için birçok araştırmacı tarafından kullanılmaktadır (Akhavan ve ark. 2014, Kasraei ve ark. 2014). Er,Cr:YSGG (erbium, chromium:Yttrium-scandium-gallium-garnet) lazer diğer bir etkili sert doku lazeridir. Er:YAG ve Er,Cr:YSGG (erbium, chromium: Yttrium-scandium-gallium-garnet) lazer sistemler temel özellikleri bakımından benzerdir. Dalga boyu, mevcut atım (puls) değerleri ve enerji yoğunluğu bakımından ufak farklılıklar göstermektedir (Akhavan ve ark. 2014, Perhavec ve Diaci 2008).

Er:YAG lazer mikro patlamalar ile seramik yüzeyinden partikül kaldırarak yüzeye etki etmektedir. Bu işlem ablasyon olarak adlandırılmaktadır. Lazer uygulaması sırasında oluşan ısınma ve soğuma fazları materyal bünyesinde içsel gerilimler oluşturabilen lokal ısı değişimlerine sebep olabilmektedir (Gökçe ve ark. 2007).

Güncel lazer sistemlerin seramik yapılar üzerindeki yüzey pürüzlülüğünü sağlayabilme kapasiteleri çalışmalarda enerji yoğunluğu değerlerinin değişimi yoluyla test edilmiştir. Çalışmalarda genellikle 0.5-6 W enerji yoğunluğu değerleri değerlendirilmiştir. Cavalcanti ve ark. (2009a) yaptıkları çalışmada, 4 W ve 6 W çıkış gücünde yapılan Er:YAG uygulaması sonrası Y-TZP materyalleri yüzeyinde erime, madde kaybı ve derin çatlakların meydana geldiğini bildirmişlerdir. Aynı çalışmada, örnek yüzeylerinin ışık mikroskopunda incelenmesi sonucu, muhtemelen lazer uygulaması esnasında meydana gelen ısınma ve su soğutması arasındaki farklılığa bağlı olarak renk değişikliklerinin oluştuğunu bildirmişlerdir.

Kürklü (2011) zirkonyum örneklerin yüzeyine Er:YAG lazer uyguladığı çalışmada SEM görüntü analizleri sonrasında zirkonya örnekler için 3 W çıkış gücünün yeterli bir pürüzlendirme sağladığını, daha yüksek parametrelerde örnekler üzerinde makro çatlakların oluştuğu tespit etmiştir.

CO₂ lazer, seramik tarafından tamamen absorbe edildiği için, seramik yüzey uygulamalarında tercih edilen bir lazerdir (Akova ve ark. 2005). Odaklanmış CO₂ lazer uygulaması esnasında, seramik yüzeyinde ısıya bağlı olarak gözyaşı damlası olarak isimlendirilen bir yüzey meydana gelir. Bu damlacıkların rezin ve seramik yüzeyi arasında mekanik retansiyon oluşturduğu düşünülmektedir (Akova ve ark. 2005). Ural ve ark. (2010) zirkonyum seramik yüzeyine 3 W çıkış gücünde 160 ms'lik atım süresiyle CO₂ lazer uyguladıkları çalışmalarında CO₂ lazer uygulanan örneklerin rezin simanla olan bağlantı direnci değerlerinin, kumlama/silika kaplı partiküllerle kumlama uyguladıkları örneklerin bağlantı direnci değerlerinden daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir.

Kasraei ve ark. (2014) 3 W enerjide uygulanan CO₂ lazerin, 2 W enerjide uygulanan Er:YAG lazere kıyasla zirkonya seramiklerde daha yüksek bağlanma değeri gösterdiğini bildirmişlerdir. Başka bir çalışmada ise Er:YAG ve CO₂ lazerlerin tek başına zirkonya seramiklerde yüzey pürüzlendirme için uygun lazer sistemleri olduğu ifade edilmiştir (Ural ve ark. 2010).

Dental seramiklerde yüzey pürüzlülüğünün sağlanması amacıyla Nd:YAG lazeri kullanan birçok çalışma mevcuttur (Kirmali 2015). Nd:YAG lazer uygulaması seramik yüzeyi üzerinde erime ve kristalizasyon sağlayarak rezinin yapışma özelliklerini arttıracak uygun bir yüzey hazırlar (Spohr ve ark. 2008). Buna ilave olarak Y-TZP materyali düşük ısı iletkenliğinden ve sertliğinden dolayı Nd:YAG uygulaması için uygundur. Birçok çalışmada kumlama işlemini takiben, Nd:YAG lazer uygulamasının zirkonya bazlı seramiklerde bağlantı direncini arttırdığı bildirilmektedir (Da Silveria ve ark. 2005, Spohr ve ark. 2008). Kim ve Cho (2009)'nun yaptıkları çalışmada titanyum ve seramik ara yüzey bağlantısını arttırmak için farklı yüzey işlemleri uygulanmışlar, Nd:YAG lazerle pürüzlendirmenin asitle pürüzlendirmeye göre bağlantı dayanımını arttırdığını, kumlama ve lazerle pürüzlendirme arasında ise bir fark olmadığını belirtmişlerdir.

Güncel bir yaklaşım olarak açığa çıkmış metal alaşım yüzeyine opak porselen uygulaması sonrasında lazer uygulaması silika-lazerleme olarak

tanımlanmaktadır. Sadat Madani ve ark. (2013)'nın çalışmalarında metal alaşım yüzeyine sadece lazer uygulanan gruba kıyasla, silika-lazerleme uygulanan grupta belirgin düzeyde yüksek bağlantı dayanımı bildirmelerine karşın, Madani ve ark. (2015), Ni-Cr metal alaşımlarda yüzey işlemlerinin etkisini inceledikleri çalışmalarında silika-lazerleme işleminde sadece lazer uygulanan gruba kıyasla istatistiksel bir farklılık bildirmemişlerdir.

2.7.2. Kimyasal Bağlantı

Seramik yüzeyi ya da metal yüzeyi ile hidrofobik rezin arasındaki kimyasal bağlantı silanlar ya da fosfat monomerler gibi bifonksiyonel monomerler ile oluşturulmaktadır (Matinlinna ve Vallittu 2007). Kompozit rezinin seramik yüzeyine bağlanabilmesi için anahtar faktör silan uygulamasıdır. Silan uygulaması seramik bünyesindeki silika içeriği ile siloksan yapı oluşturabilmesi sebebiyle önerilmektedir (Corazza ve ark. 2013). Klinik diş hekimliğinde kullanılan silan kaplama ajanı içerisinde bulunan 3-metakriloksipropil-trimetoksisilan (MPTS), organik (kompozit) ve inorganik (seramik) yapı arasında dual kovalent bağlantı (hidrofobik siloksan bağlantı) sağlamaktadır (Beuer ve ark. 2009, Blum ve ark. 2012). Silan ile rezin arasındaki bağlantı rezin matriksin metakrilat grubu ile silan molekülünün metakrilat grubu arasında ilave polimerizasyon reaksiyonu ile oluşmaktadır. Silan ile seramik yüzeyi arasındaki bağlantı ise hidrolize silan molekülündeki silanol grubu ile seramik yüzeyindeki silanol grubu (Si-O-H) arasında kondenzasyon reaksiyonu ile oluşmaktadır (Li R ve ark. 2014). Ayrıca; silanlar rezin penetrasyonu için yüzeyin ıslanabilirliğini sağlayarak rezin-silikat bağlantısını sağlamaktadır (Filho ve ark. 2004).

2.7.2.1. Silika Kaplama (Tribokimyasal Kaplama)

Silika kaplama yönteminde, 30 µm'lik silika kaplı Al₂O₃ yüzeye uygulanmakta ve silan yüzeyde oluşan silika tabakası ile reaksiyona girmektedir. Silika kaplama ince yapılı mekanik retansiyon sağlamaktadır. Silika kaplama işlemi, alüminyum, alüminyum/zirkonyum ya da zirkonyum seramiklerde önerilmektedir. Yüksek kristal içerikleri nedeniyle asitle pürüzlendirme kompakt yapılarına etki edememektedir. Bu nedenle silika kaplama işlemi; düşük silika içeriğine sahip asite dirençli seramiklerde endikedir (Valandro ve ark. 2006). Silanol grubu içermeyen metal ya da oksit seramik materyaller eğer silanize edilebilirler ise, silana

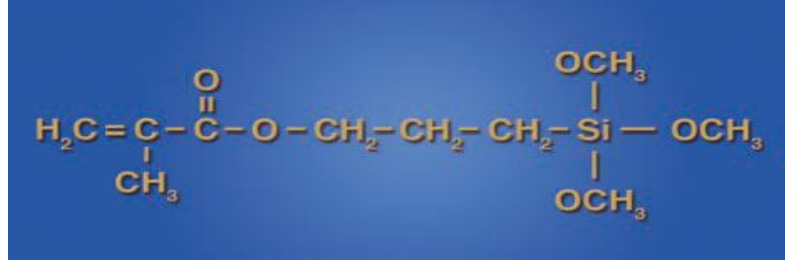
bağlanabilmektedirler. Bu işlem tribokimyasal kaplama olarak adlandırılmaktadır (Heikkinen ve ark. 2006).

2.7.2.2. Bifonksiyonel Fosfat Monomerler

Bu moleküller metal ya da oksit seramik yüzeyleri ile rezin arasında direk kimyasal bağlantı oluşturabilmektedir. Bifonksiyonel fosfat monomerler (Metakriloiloksidedil dihidrojen fosfat- MDP ya da 4-metakriloksietil trimelit anhidrit) bir uçları ile metal oksit ya da oksit seramik yüzeyine ve diğer uçları ile ise rezine bağlanmaktadır (Blatz ve ark. 2003, Uo M ve ark. 2006, Nagas ve Ergün 2008). Piyasada bu yapılar, metal ya da seramik primeri olarak mevcuttur (örn; Alloy Primer, Kuraray Noritake). Bu materyaller uyumlu oldukları rezin simanlar ile kullanılmaktadır. Bifonksiyonel fosfat monomerler, rezin simanın bir parçası olarak da kullanılabilir. Bu durumda, rezin siman içeren modifiye fosfat monomer olarak adlandırılmaktadırlar. Silan ve metal/seramik primerini birarada içeren ürünler mevcuttur (örn; Monobond Plus, Ivoclar Vivadent ve Clearfil Ceramic Primer, Kuraray, Noritake). Bunlar restorasyondaki kırık hattında farklı materyallerin ekspoz olduğu durumlarda ağız içi tamir için uygun materyallerdir (Kimmich ve Stappert 2013).

2.7.2.3. Silan Uygulaması

Silanlar, bir ya da daha fazla silikon atomu içeren bir organik molekül sınıfıdır. Farklı silan bileşiminin birçok tipi mevcuttur; dişhekimliğinde ağız içi tamir ve seramik restorasyonların yerleştirilmesinden önce tipik olarak kullanılan silan 3-metakriloksipropiltrimetoksisilandır (Şekil 2.2). Silan iki fonksiyonlu bir monomer olarak görev yapar. İçerdiği silanol grup seramik yüzeylerle birlikte, metakrilat grup ise kompozit rezin matrisi içindeki kopolimerle birlikte hareket eder. Silan ajanları rezin kompozitlerin camsı yapısının ıslanabilirliğini arttırmayı sağlarken aynı zamanda rezin kompozit ve seramik arasındaki fiziksel, kimyasal ve mekanik bağlanmayı güçlendirir (Thompson 2012). Ancak yitriumla stabilize tetragonal zirkonya (Y-TZP) gibi yüksek dirençli seramiklerin mekanik dirençlerini arttırmak için cam fazı düşürülerek, kristalin yapısı arttırılmaktadır. Bu da materyallerin aside dirençli bir yapı kazanmasını sağlamakta ve yetersiz bir pürüzlendirmeye neden olmaktadır.



Şekil 2. 2. Dişhekimliğinde Kullanılan Silanın Kimyasal Formülü (Gary 2008)

Sılanın bir bağlama ajanı olarak işlev görebilmesi ve porselen yüzeylerle kimyasal olarak etkileşime girebilmesi için, önce hidrolize edilmesi gerekmektedir (Matinlina ve ark. 2003). Asetik asit, silan molekülünün bir ucunda yer alan 3-metoksi (-OCH₃) grubu ile reaksiyona girerek silanı etkinleştirir; hidrolize etmek için sıklıkla kullanılır. Asetik asidin silanı hidrolize etme mekanizması Şekil 2.3'te gösterilmiştir. İdeal olarak, terminal metoksi gruplarının her üçü de (-OH) gruplarına dönüşecektir, ancak yalnızca bir veya ikisi reaksiyona girebilir, bu da tamamlanmamış hidroliz ve potansiyel olarak daha az etkili bir silan oluşturur (Anagnostopoulos ve ark. 1993).



Şekil 2. 3. Asetik Asidin Silan Bileşiğine Etki Mekanizması (Gary 2008)

Tek şişe olarak üretilen silanlar imalatçı tarafından önceden hidrolize edilir ve tipik olarak bir su/etanol solüsyonunda %1-5 oranında silan ve asetik asit (pH 4-5) içermektedir (Matinlina ve ark. 2004). Hidrolize edildiğinde, silan molekülleri birbirleriyle reaksiyona girme eğilimi gösterirler ve aslında bir kayganlaştırıcı olarak işlev gören ve porselene yapışma gücünü potansiyel olarak düşürebilen yüksek molekül ağırlıklı oligomer (polisiloksanlar) oluştururlar (Monticelli ve ark. 2006). Önhidrolize silan solüsyonlarının sınırlı bir raf ömrüne sahip olduğunu bilmek

önemlidir ve ayrıca soğutulmuş silanı kullanımdan önce oda sıcaklığına getirmesi önerilir.

2.8. Kompozit Rezinler

Restorasyonun fonksiyon sırasında gelen kuvvetlere karşı dayanıklı olabilmesi için tamir materyali ve restorasyon arasındaki bağlantı dayanıklı olmak zorundadır. Bunun sağlanabilmesi için de kullanılan materyallerin ısıl genleşme katsayıları ve polimerizasyon büzülmeleri birbiriyle uyumlu olmalıdır. Kompozit rezinler ağız içi porselen tamirinde sıklıkla kullanılan materyallerdir. Kompozit rezin sistemlerin porselen tamirinde başarılı olabilmesi için sadece yüksek kalitede bağlanma özelliği değil, aynı zamanda aralıklı yüklemelerde yorulmalara karşı kompozit rezinlerle bonding rezinler arasında dengenin korunmasına da bağlıdır (Drummond 1989).

Kompozitin porselene bağlanmasında bağlayıcı ajan ve kompozit rezinin tipi önemli bir etkidir. Porselen tamirinde tek aşamalı ya da iki aşamalı bonding uygulamaları yapılabilir. Yapılan bir çalışmada bu iki uygulama arasında bağlanma dayanımı açısından önemli bir fark olmadığı belirtilmiştir (Frankenberger ve Kramer 2000, Çapa ve ark. 2006). Partikül dolduruculu kompozitler, estetik özellikleri ve uygulama kolaylığı nedeniyle ağız içi tamirlerde sıklıkla tercih edilen materyallerdir. Bu amaçla genellikle mikrofil ve hibrit kompozitler kullanılır (Moszner ve Salz 2007). Porselenin ara yüzünde büyük partiküllü kompozit rezinlerin veya hibrit tipi rezinlerin bağlanma direnci, mikrofil kompozit rezinlerin bağlanma direncine göre daha yüksektir (Gregorgy ve Moss 1990). Hibrit kompozitler, polimerizasyon büzülmelerinin az olması, daha az su emmeleri ve yüksek stresler altında daha az makroskopik kırıkların oluşmasından dolayı daha dayanıklı bulunmuşlardır (Matinlinna ve ark. 2004). Ayrıca hibrit kompozitlerin bağlanma dayanımları mikrofil kompozitlere göre daha yüksektir ve metal rengini maskeleyebilecek yeterli opasiteye sahip olduğu bildirilmiştir (Margeas 2002). Ancak kompozitler, seramik materyaller ile kıyaslandıklarında, daha kolay aşınmaları ve renk stabilitelerinin iyi olmaması gibi dezavantajlara da sahiptir. Bu restorasyonların estetik başarısının uzun süreli olmadığı ifade edilmiştir. Materyalin aşınmaya karşı zayıf olması; restorasyonda zamanla aşınmaya, renk değişimine, plak birikimine ve gün geçtikçe estetik özelliklerini yitirmesine yol açmaktadır (Liu ve ark. 1993).

2.8.1. Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması

Kompozit resinler inorganik doldurucu partikül büyüklükleri ve yüzdelere göre, polimerizasyon şekilleri ve akıcılıklarına göre olacak şekilde sınıflandırılabilirler (Dayangaç 2000).

Akıcılıklarına Göre

- Akışkan kompozitler
- Kondanse edilebilen kompozitler

Polimerizasyon Yöntemlerine Göre

- Kendi kendine kimyasal yolla polimerize olan kompozitler (Chemical-cured)
- Işık aktivasyonu ile polimerize olan kompozitler (Light-cured)
- Kimyasal ve ışık aktivasyonu yolu ile polimerize olan kompozitler (Dual-cured)

Tablo 2. 3. İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklüğü ve Yüzdelere Göre Kompozitler (Dayangaç 2000)

Resin	Partikül Büyüklüğü (μm)	Partikül Yüzdesi
Megafil	50-100 μm	
Makrofil	10-100 μm	%70-80
Midifil	1-10 μm	%70-80
Minifil	0,1-1 μm	%75-85
Mikrofil	0,01-0,1 μm	%35-60
Hibrit	0,04-1 μm	%75-80
Nanofil	0,005-0,01 μm	

2.9. Bağlantı Kuvvetleri ve Test Yöntemleri

2.9.1. Bağlantı Kuvveti

Bağlantı kuvveti, adeziv-adherent (bağlanılan yüzey) ara yüzeyinde veya yakınındaki birim alanda bağlantıyı bozarak başarısızlığa neden olan minimum kuvvet değeridir. Bu nedenle bağlantı kuvveti testleri aynı zamanda ayrılma testleri olarak da adlandırılabilir. Bağlantı kuvveti bağlantı sahasının genişliğine, sahanın tamamının kontrolüne bağlıdır. Bağlantı kuvvetinin hesaplanabilmesi için de alanın boyutlarının bilinmesi gerekmektedir. Aynı ürünün bağlantı kuvvetinin belirlenmesinde kullanılan farklı metotlar veya modifikasyonlar sonuçları değiştirebilir (Lang ve ark. 2001, Gomis ve ark. 2003).

Adezivlerin değerlendirilmesinde kullanılan test metotları laboratuvaradan laboratuvara farklılık göstermektedir. Bu durumda farklı araştırmacı ve üreticilerin sunduğu sonuçların standardize edilmesi gerekmektedir (Tinschert ve ark. 2004). Bağlantı direncini değerlendirirken; kuvvet değerlerinin yanı sıra adeziv-aderent ara yüzünde meydana gelen ayrılma tipi belirtilerek test sonuçlarını standardize edilebilir (Atsu ve ark. 2006).

2.9.2. Makaslama Testleri

Bağlantı direncinin değerlendirilmesi amacıyla yaygın olarak kullanılan makaslama testi, farklı iki materyalden oluşan örnekler arasındaki bağlantıda ayrılma meydana gelene kadar, 0.5mm/dk hızla makaslama kuvvetinin örneğe paralel olarak uygulandığı in vitro test yöntemidir. Birim alana düşen makaslama direnci, uygulanan maksimum kuvvetin bağlantı yüzey alanına bölünmesi ile elde edilmektedir (Al-Dohan ve ark. 2004, Aboushelib ve ark. 2006, Saito ve ark. 2010). Uygulaması kolay ve hızlı sonuç alınan bir yöntem olan makaslama testi, bağlantı bölgesinde homojen olmayan stres dağılımlarının meydana gelmesi nedeniyle eleştirilmektedir. Örnek bünyesinde oluşan bu anormal stres konsantrasyonu çoğunlukla koheziv kırıkların gözlenmesine neden olmaktadır. Bu durum sonuçların yanlış yorumlanması, beklenenden daha düşük değerlerin elde edilmesi ve dolayısıyla materyallerin hatalı sıralanması ile sonuçlanabilmektedir (Aboushelib ve ark. 2008a, Saito ve ark. 2010). Bunların yanısıra elde edilen veriler, örnek

geometrisinden ve yükleme esnasında düzensiz stres dağılımının meydana gelmesinden de büyük ölçüde etkilenmektedir (Dündar ve ark. 2007).

Makaslama testlerinde standardizasyonu sağlayabilmek için; kuvvetin örnekler üzerinden belirtilen sahaya hep aynı pozisyonda uygulanması, yüklemeye kırılma meydana gelene kadar örneğin konumunun korunması ve yük uygulayıcının (ayırıcı bıçağın) hareketi esnasında minimum sarsılma olmasına dikkat edilmelidir. Hara ve arkadaşları (2001) makaslama testlerinde çapraz kafa hızının 0,50 ve 0,75 mm/dk olduğu durumlarda adeziv başarısızlığın belirlenebileceğini, üzerindeki değerlerde ise ya adeziv materyal ya da substrat içerisinde koheziv kırıkların oluşacağını ve adeziv bağlantı direnci için yüksek sonuçlar elde edilebileceğini ifade etmişlerdir (Scherrer ve ark. 2010).

2.10. Yüzey İşlemlerinin İncelenmesi

Yüzey dokusu; mikropürüzlülük, makropürüzlülük (dalgalanma), yüzey paterni ve yüzey hatalarını içermektedir. Makropürüzlülük büyük boyutlardaki girinti ve çıkıntıların büyük dalga boylarında oluşturdukları dalgalanmalar şeklinde görülür. Mikropürüzlülük, moleküler boyutlardaki girinti ve çıkıntıların yüzeyde ufak dalga boylarında oluşturdukları dalgalanmalar şeklinde görülür. Malzemelerin içerdikleri yüzey pürüzlülüklerinin belirlenmesi amacıyla mekanik profilometreler, optik profilometreler, atomik kuvvet mikroskobu, taramalı elektron mikroskobu (SEM) gibi çeşitli cihazlar geliştirilmiştir. Mekanik profilometre ve atomik kuvvet mikroskobu, temaslı olarak yüzey pürüzlülüğünü belirlerken optik ve taramalı elektron mikroskobu temassız olarak yüzey pürüzlülüklerini belirleyebilmektedir. Yumuşak ve yüzeyleri hassas olarak işlenmiş malzemelerin yüzey incelemelerinde, temassız olarak ölçüm yapabilen cihazlar kullanılır (Saklakoğlu 1999).

2.10.1. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

Taramalı elektron mikroskobu (Scanning Electron Microscope-SEM) odak derinliği, ayırım gücü, görüntü ve analizi birleştirme özelliğinden dolayı araştırmalarda kullanılmaktadır (Yöndem ve ark. 2006). Alüminyum kalıplara oturtulan örnekler vakum altında ince bir altın-palladyum tabakası ile kaplanır (Valandro ve ark. 2005).

SEM çalışma prensibi numune yüzeyinin elektron demetiyle taranması esasına dayanmaktadır. Tarama işleminden önce örneklerin belirli bir protokole göre hazırlanması gerekir. Numunenin yüzeyine çarpan elektronlar elektromanyetik dalgalar ve farklı çeşitte yeni elektronlar oluşturmaktadır. Yüzey üzerindeki herhangi bir noktadan dağılan ikincil elektronlar reseptörler tarafından belirlenip toplanarak yüzeyin topografisi, yapısı ve bileşenleriyle ilgili bilgi elde edilir. SEM ışık mikroskobu ile karşılaştırıldığında daha yüksek çözünürlükte, yüksek odaklama derinliği ve kontrasta sahip görüntüler elde edilmektedir. Algılayıcıya ulaşan elektron sayısı ne kadar fazla ise o bölgenin görüntüsü o kadar parlak, ne kadar az ise bölge görüntüsü o kadar karanlık olarak algılanır. Bu şekilde örnek yüzeyinin görüntüsü gri tonlarında elde edilir (Seitavuopio ve ark. 2006).

2.10.2. Atomik Kuvvet Mikroskobu

Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM) yüzey analizi için kullanılan bir cihazdır. AFM, nanometre (nm) seviyesinde, topografik bir yüzey görüntüsü elde etmede ve moleküller arası kuvvetleri (nN, pN) ölçmede kullanılır (Bourauel ve ark. 1998). Bu cihazın en önemli özelliği diğer mikroskobik tekniklerin aksine; araştırılan örneğin iletken olmasını gerektirmemesidir (Gadelmawla ve ark. 2002, Oura ve ark. 2013). Dehidratasyon, boyama, ince filmle kaplama ve vakumlu bir ortama ihtiyaç duymadan görüntü alınabilir (Sanches ve ark. 2009). AFM üç boyutlu bir yüzey görüntüsü üzerinde incelemeye olanak sağlar ve yüzey pürüzlülüğü parametrelerini rakamsal olarak verebilir (Teixeira ve ark. 2005, Tholt ve ark. 2006).

2.10.3. Profilometre Analizi

Yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek amacıyla kantitatif bir yöntem olan yüzey profili analizi kullanılmaktadır. Sistemde elmas bir tarayıcı uç örnek yüzeyinde gezinirken, elde edilen yüzey pürüzlülüğü bulguları dijital olarak hesaplanır ve kaydedilir (Gomis ve ark. 2003, Kakabuara ve ark. 2007).

Yüzeylerin profilometre ile incelenmesinde birçok parametre seçilir. En çok kullanılan parametreler R_a , R_z , R_{pm} ve R_z/R_{pm} oranıdır (Whitehead ve ark. 1995).

- **R_a :** Bir yüzeyin ortalama pürüzlülüğü olarak tanımlanır ve profilde tüm pürüzlülük mesafesinin merkez çizgiye göre uzaklığı ölçülerek aritmetik

ortalamanın alınmasıyla saptanır. Ra değeri arttıkça, yüzey pürüzlülüğü artar.

- **R_z**: Ard arda gelen beş parçada, ortalama tepe-vadi yüksekliği olarak tanımlanır.
- **R_{pm}**: Ard arda gelen beş örnek parçasındaki ana derinlik seviyesi olarak tanımlanır.

İstisnai profil tepeleri bir dereceye kadar dikkate alınır. Ra ve Rz parametreleriyle karşılık gösterdiğinden R_{pm} nispeten profil şekli hakkında bilgi verir. Küçük R_{pm} değeri geniş tepeli ve dar vadili yüzeyleri, büyük R_{pm} değerleri ise sivri ve keskin kenarlı profili gösterir. R_{pm}/Rz oranı önemli bir değerdir, profil şekli hakkında kayda değer bir bilgi verir. Bu oran 0,5'ten daha yüksek ise keskin kenarlı profil olduğunu, 0,5'ten daha küçük ise yuvarlak kenarlı profil olduğunu gösterir (Yanikoğlu ve ark. 2009).

2.10.4. Enerji Dağılımlı X-Işınları Mikroanalizi (Energy Dispersive X-Ray Spectroscopy=EDS)

EDS, incelenen yüzeydeki element içeriğinin belirlenmesinde kullanılan bir analiz tekniğidir. EDS sistemleri tek olarak çalışabileceği gibi, genellikle SEM ile birlikte (SEM-EDS) bulunmaktadır. 1960'tan beri SEM elemental analiz yapabilen cihazlar ile donatılmıştır. EDS cihazının 4 ana bileşeni vardır: Işın kaynağı, X-ray dedektörü, sinyal işlemcisi ve analizör (Goldstein ve ark. 2012). EDS analizinde SEM'in elektron demetleri incelenen örneğin yüzeyine gönderildiğinde elektronlar örnek yüzeyindeki atomlar tarafından dışarı atılır. Oluşan elektron boşluğu daha üst seviyedeki bir elektron tarafından doldurulurken iki elektron arasındaki enerji farkı sebebiyle X-ray ışını oluşur. EDS'de yer alan X-ray dedektörü enerjileriyle ilişkili olarak yayılan X-ray ışınlarının sayısını ölçmektedir (O'Connor ve ark. 2003). Dedektör, X-ray enerjisini voltaj sinyallerine dönüştürerek bu bilgiyi sinyal işlemcisine gönderir. Sinyal işlemcisi sinyalleri ölçerek analiz yaptıktan sonra veri elde etmek için analizöre gönderir (Goldstein ve ark. 2003). X-ray enerjisi her element için karakteristiktir. Tespit edilen X-ray sayısı ile ilişkili olarak enerji spektrumu elde edilerek örnek yüzeyindeki elementler nicel ve nitel olarak belirlenir (O'Connor ve ark. 2003).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu tez çalışması, Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi İlaç ve Tıbbi Cihaz Dışı Araştırmalar Etik Kurulu Başkanlığınca 28 Eylül 2016 tarih ve 2016/009 sayılı kararı ile onaylanmıştır (Bkz. Ek.1). Bu çalışmada zirkonyum disklerden oluşan örnekler akrilik bloklar içerisine gömüldü. Çeşitli yüzey işlemleri yapıldıktan sonra yüzey topoğrafyası SEM ve profilometre cihazıyla değerlendirildi. Yüzey işlemi sonrasında yüzeydeki elementlerin bileşimi enerji dağılımlı X-Işınları mikroanalizi (EDS) ile değerlendirildi. Örneklerin bir yüzeyine ağız içi tamir seti kullanılarak kompozit rezin ile tamir işlemi yapıldı. Daha sonra test cihazında kesme bağlanma kuvveti (SBS) testi uygulandı ve değerler kaydedildi. Son olarak örneklerin yüzeyi mikroskop altında incelenerek kırık tiplerine göre sınıflandırıldı. Çalışmada kullanılan materyaller ve cihazlar Tablo 3.1 ve Tablo 3.2’de gösterilmiştir:

Tablo 3. 1. Çalışmada Kullanılan Materyaller

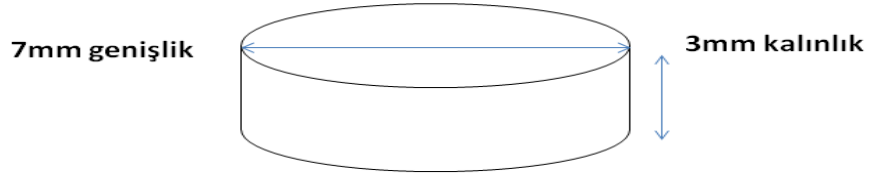
Materyal	Üretici Firma	Materyal İçeriği
Bisco Intraoral Tamir Seti	Bisco, Schaumburg,I, ABD	Porselen Primer (3ml), %9.5 Porcelain Asidi (5g), Bariyer Jel (5g), Z-Prime™ Plus (2ml), Porselen, Bonding Rezine (6ml), Opak Katalizör (3ml), Opak Base Universal (3ml)
İce Zircon Transluzent	Zirconzahn, Gais, South Tirol, İtalya	Yitriumlastabilize Zirkonyum Polikristali
Filtek Z250 Kompozit	3M ESPE, AG, Seefeld, Germany	Bisfenol Diglisitmetakrilat (BIS-GMA), Üretan Dimetakrilat (UDMA), Etoksillenmiş Bisfenol Glikol Dimetakrilat (Bis-EMA) rezinleri
Meliodent Soğuk Akril	HerausKulzer, Tokyo, Japonya	Polimetil metakrilat Likiti ve Tozu
Silikon Karbid Kağıt	3MWetordry™ Kağıt Tabaka Zımpara 734 Black 230mm x 280mm P120,3M ESPE AG, Seefeld, Germany	Cubiron ve Alüminyum mineral
Elmas Frezi	MDT (Micro Diamond Technologies), İsrail	Orta grenli elmas partikülleri
Air-flow Powder Plus Tozu	EMS Air-Flow Klasik, İsviçre	Sodyum bikarbonat- 40 µm Gren büyüklüğü

Tablo 3. 2. Çalışmada Kullanılan Cihazlar

CİHAZ	MARKA/MODEL
CAD/CAM Cihazı	Yenadent D43, Türkiye
Er-YAG Lazer	Fotona LightWalker AT, Er:YAG Lazer/ MO21-5AF/1, ABD
Nd-YAG Lazer	Fotona LightWalker AT Nd:YAG Lazer/ MO21-5AF/1, ABD
Air Flow Cihazı	EMS Air-Flow Master Piezon, İsviçre
Led Işık Cihazı	3M ESPE, AG, Seefeld, Almanya
Taramalı Elektron Mikroskobu	Hitachi Su 1510, Kobe Japonya
Altın-Paladyum Kaplama Cihazı	Denton Vacuum Desk V, 1259 North Church St. Bldg 3 Moorestown, Nj 08057, ABD
Profilometre Cihazı	Mitutoyo Sj 210, ABD
Ultrasonik Yıkama Cihazı	Dadi-da 968 Ultrasonic Cleaner, Çin
Universal Test Cihazı	Devotrans/ DVT-GPE, Türkiye
Stereo Mikroskop	SV-PT Zoom Stereo Microscope, Japonya

3.1. Örneklerin Hazırlanması

Çalışmada kullanılmak üzere 80 adet zirkonyum örnek, İce Zircon Transluzent (Zirconzahn, Gais, South Tirol, İtalya) bloklardan, özel bir laboratuvarında üretici firma talimatlarına uygun olarak CAD/CAM sistemi (Yenadent D43, Türkiye) ile üretildi. Örnekler 7 mm çap ve 3 mm genişlik ölçülerinde hazırlandı (Şekil 3.1, Resim 3.1).



Şekil 3. 1. Zirkonyum Örneğin Tasarımı ve Ölçüleri (7 mm çap, 3 mm genişlik)



Resim 3. 1. Zirkonyum Örnek

Laboratuvardan temin edilen tüm örneklerin boyutları kumpasla ölçülerek kontrol edildi, istenilen ölçülerde olmayan örnekler yeniden üretilerek standardizasyon sağlandı.

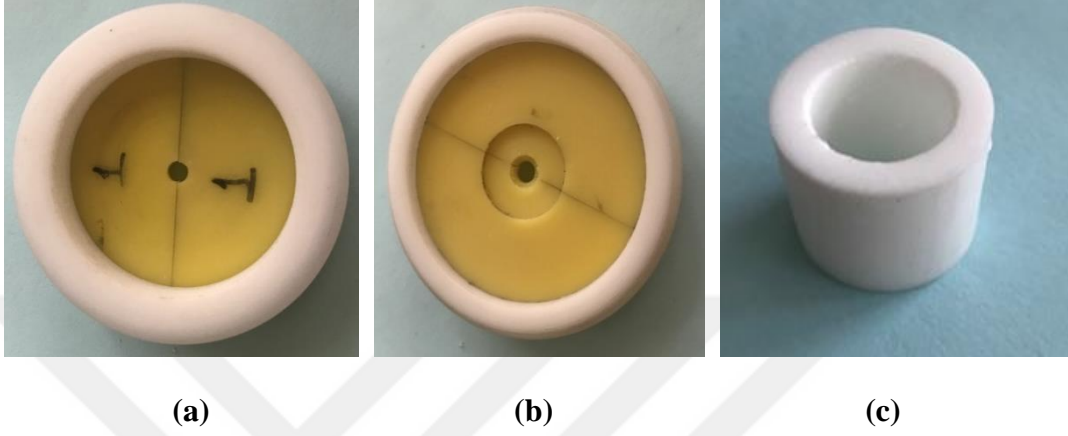
3.2. Deney Gruplarının Oluşturulması

Hazırlanan zirkonyum örnekler rastgele seçilerek 5 ayrı gruba ayrıldı (n:16). Tablo 3.3'te oluşturulan deney grupları ve yapılan yüzey işlemleri gösterilmektedir. Her gruptan iki örnek SEM ve EDS analizi için ayrıldı.

Tablo 3. 3. Deney Grupları ve Uygulanan Yüzey İşlemleri

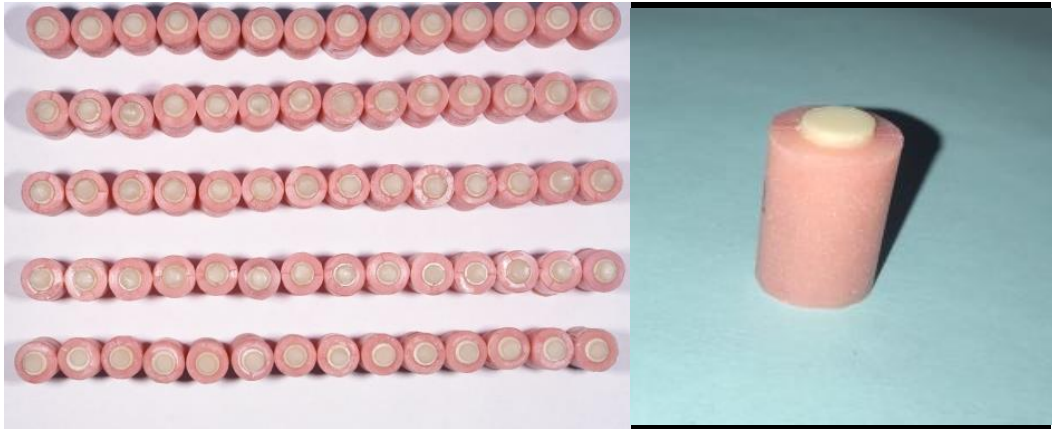
Gruplar	Uygulanan Yüzey İşlemi
Grup A	Air Flow işlemi uygulanan grup
Grup E	Er:YAG lazer işlemi uygulanan grup
Grup F	Frez uygulanan grup (elmas porselen frez)
Grup N	Nd:YAG lazer uygulanan grup
Grup K	Kontrol grubu (herhangi bir yüzey işlemi uygulanmayan grup)

Örnekleri akrilik rezin içerisine gömmek amacıyla plastik silindir şeklinde bir kalıp ve tornada özel olarak üretilen teflon bir düzenek kullanıldı (Resim 3.2). Örneklerin 2 mm sinin akrilik rezin içerisinde kalmasını sağlayacak şekilde akrilik bloklar hazırlandı.



Resim 3. 2. (a) Teflon Kalıbın Alt Yüzü (b) Teflon Kalıbın Üst Yüzü (c) Akriliğin Gömülmesi İçin Kullanılan Kalıp

Örneklerin hepsi akril blok içerisine gömüldükten sonra ayrı ayrı numaralandırılmış kutulara yerleştirildi ve yüzey işlemleri aşamasına geçildi (Resim 3.3).



Resim 3. 3. Örneklerin Akrilik Blok İçindeki Şekli

Örnekler, düzgün ve pürüzsüz yüzey elde edilebilmesi ve standardizasyonu sağlamak için ultrasonik temizleyicide temizlenmeden önce silikon karbid kağıt ile zımparalandı.

3.3. Yüzey İşlemleri

Akrilik bloklar içerisindeki zirkonyum diskler yüzey işlemi yapılmadan önce ultrasonik temizleyicide temizlendi (Dadi-da 968 Ultrasonic Cleaner, Çin) (Resim 3.4). Her bir gruptaki örnekler ultrasonik temizleyiciye yerleştirildi ve 15'er dakikalık periyotlarla temizleme işlemi gerçekleştirildi.



Resim 3. 4. Ultrasonik Temizleyici Cihaz

5 gruba ayrılmış olan örneklere sırasıyla air flow, Er:YAG lazer, elmas frezle pürüzlendirme, Nd:YAG lazer yüzey işlemleri uygulandı, kontrol grubunda örneklere herhangi bir yüzey işlemi uygulanmadı.

- **Grup A:** Bu işlem için EMS Air-Flow Master Piezon cihazı (İsviçre) (Resim 3.5) ve air flow tozu (Air Flow Powder Classic, İsviçre) (Resim3.5) kullanıldı. Cihaz ağız içerisinde çalışılabilecek maksimum güç ayarında ayarlandı. Cihaz ucu örneğe en yakın mesafeden tutularak yaklaşık 15 sn her bir örnek üzerinde gezdirildi. Örnekler işlemten sonra yıkanıp kurutuldu.



(a)



(b)

Resim 3. 5. (a) EMS Air-Flow Master Piezon cihazı (b) Air Flow Tozu

- **Grup E:** Lazer başlığı örnekten 4 mm uzaklıktan, hava/su kullanılarak, yavaşça soldan sağa doğru örnek yüzeyine dik olacak şekilde (nonkontakt) bütün yüzeye uygulandı (Fotona LightWalker AT, Er:YAG Laser/ MO21-5AF/1, ABD). Er:YAG lazerin kullanıldığı parametreler: 2 W çıkış gücü, 10 Hz atım sıklığı, 230 µsec atım uzunluğu, 1mm spot boyutu, 10 sn süre. Bu işlem gruptaki 15 örnek için tek tek yapıldı. Resim 3.6'da çalışmada kullanılan Er:YAG lazer gösterilmektedir:



Resim 3. 6. Er:YAG Lazer

- **Grup F:** Bu grupta kullanılmak üzere elmas frez (MDT, İsrail) temin edildi. Bu grup için iki adet elmas frez kullandı. Kullanılan frez Resim 3.7’de gösterilmektedir. Frez örneğın tüm yüzeyine değecek şekilde su soğutması altında 15 sn süre ile uygulandı.



Resim 3. 7. Kullanılan Elmas Frez

- **Grup N:** Lazer başlığı örnekten 1 mm uzakta, hava/su kullanılarak, örnek yüzeyine dik olacak şekilde (temas ettirilmeden) bütün yüzeye uygulandı. Nd:YAG lazerin kullanıldığı parametreler: 1,5 W çıkış gücü, 10 Hz atım sıklığı, 60 µsec atım uzunluğu, 2 dk süre. Bu işlem gruptaki 15 örnek için tek tek uygulandı. İşlem için kullanılan Nd:YAG lazer Fotona LightWalker AT (Nd:YAG Laser/ MO21-5AF/1, ABD) Resim 3.6’da gösterilmiştir.
- **Grup K:** Bu gruptaki örneklere herhangi bir yüzey işlemi yapılmadı. Bütün gruplardaki örneklere uygulanan zımparalama işlemi yapıлып ultrasonik temizleyicide temizlendikten sonra tamir setinin uygulanma aşamasına geçildi.

3.4. Yüzey İşlemlerinin İncelenmesi

3.4.1. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) İncelemesi

Yüzey işlemleri uygulanan 4 grup ve 1 tane kontrol grubundan 1’er örnek seçildi ve taramalı elektron mikroskobuyla yüzey değişiklikleri incelendi. Sputter tekniğı kullanılarak, örnekler numaralandırılarak karbon bantlar yardımıyla alüminyum taşıyıcılara yapıştırılıp sputter kaplama cihazında (Resim 3.8) ince bir

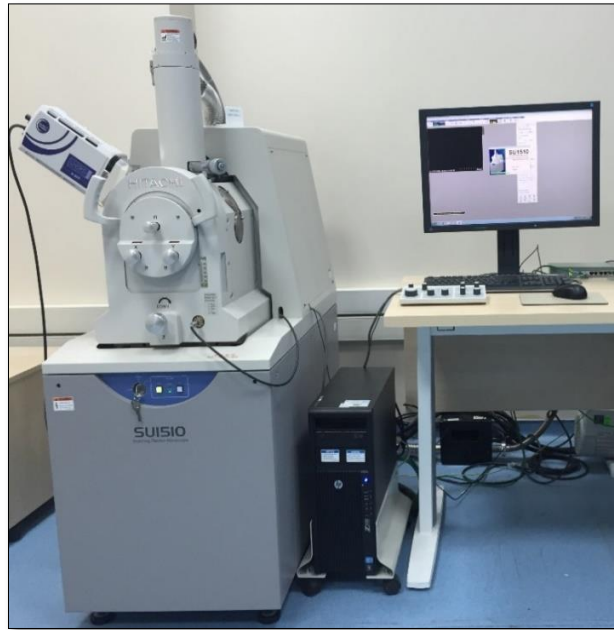
tabaka Au-Pd alaşımı ile kaplandı (Denton Vacuum Desk V, 1259, ABD) (Resim 3.9). Daha sonra SEM cihazına (Hitachi Su 1510, Kobe, Japonya) (Resim 3.10) yerleştirildi ve her bir örnekten X500, X1000, X2000 büyütmede fotoğraflar alındı.



Resim 3. 8. Sputter Kaplama Cihazı



Resim 3. 9. Altın-Paladyum Kaplanmış rnekler



Resim 3. 10. SEM Cihazı

3.4.2. Enerji Dağılımlı X-Işınları Mikroanalizi (EDS)

Yüzey işlemleri uygulanmış olan tüm gruplardan 1'er örnek seçildi ve yüzeyde bulunan elementlerin bileşimini belirleyebilmek için EDS analizi yapıldı (X50 7.0 kV). Örneklerin EDS analizi; önce HF uygulanmadan yapıldı ve veriler kaydedildi. Daha sonra aynı örneklere HF uygulandı ve EDS analizi tekrar yapıldı. EDS analizi için elemental analiz yapabilen taramalı elektron mikroskobu (SEM) kullanıldı (Hitachi Su 1510, Kobe, Japonya) (Resim 3.10).

3.4.3. Profilometre Analizi

Örneklerin yüzeyi yıkanıp kurutulduktan sonra profilometre cihazıyla (Mitutoyo Sj 210, ABD) (Resim 3.11) yüzey pürüzlülüğü değerlendirildi. Ölçümler yapılırken 5 µm boyutundaki elmas uç örnek yüzeyine 90° açıyla yerleştirildi; örnek yüzeyinde ölçüm yapıldı. Tarayıcı uç her ölçümde farklı noktaya yerleştirilerek her bir örnekten 3'er kez ölçüm yapıldı. Cihaz her bir grup örneğin ölçümünden sonra kalibre edildi. Örneklerin R_a ve R_z değerleri kaydedildi. Daha sonra elde edilen değerlerin ortalaması alınarak her bir örneğin ortalama yüzey pürüzlülük (R_a) değeri kaydedildi.



Resim 3. 11. Profilometre Cihazı

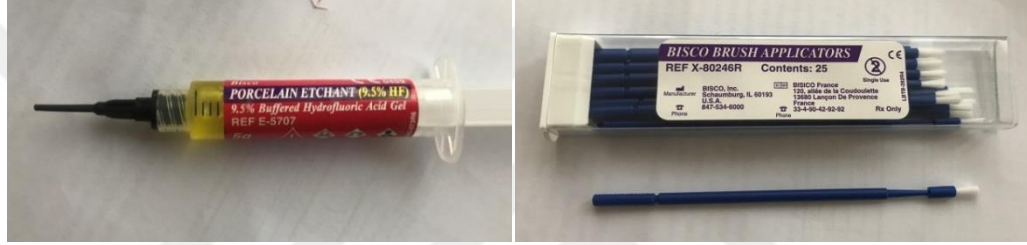
3.5. Tamir Setinin Uygulanması

Çalışmamızda tamir seti olarak İntraoral repair Kit (Bisco, ABD) kullanıldı (Resim 3.12). Tüm tamir işlemleri ve endikasyonlar, tamir materyallerinin prospektüslerinde yazılı talimatlar doğrultusunda uygulandı. Tamir setinde bulunan 'opaker' zirkonya altyapıyla çalışılması ve metal rengin yansması gibi bir durum mümkün olmadığı düşünülerek kullanılmadı. Bariyer jel in-vitro bir çalışma olduğundan ve korunması gereken diş eti ve çevre dokular bulunmadığından kullanılmadı.



Resim 3. 12. İntaroral Tamir Seti

Tüm örneklerin yüzeyine set içerisinde fırça yardımıyla 90 sn süre ile %9,5'lik Porcelain Etchant HF (Bisco, ABD) uygulandı, örneklerin yüzeyi 30 sn boyunca hava-su spreyi ile yıkanıp kurutuldu (Resim 3.13).



Resim 3. 13. HF ve Uygulandığı Fırça

İkinci aşama olarak porselen primer uygulandı (Bisco, ABD) (Resim 3.14a). Primer bir tabaka olacak şekilde sürüldü 30 sn beklendikten sonra örneğin yüzeyi hava ile kurutuldu. Daha sonra Bisco Tamir Seti'nde bulunan Z-Prime Plus (Bisco, ABD) (Resim 3.14b) yüzeye tabaka halinde uygulandı ve 3-5 sn kurutuldu. Metalin açığa çıktığı durumlarda metal rengini maskeleyebilmek için set içerisindeki opak (Bisco Opaquer Base/Catalyst, ABD) aşamasına geçilir ancak bu çalışmada altyapı zirkonyum olduğu için opak kullanılmadı.



(a)

(b)

Resim 3. 14. (a) Porselen Primer (b) Z-Prime

Primer aşamasından sonra set içerisindeki porselen bonding (Porcelain Bonding Resin, Bisco, ABD) örnek yüzeyine uygulandı (Resim 3.15a) ve tamir işleminin son basamağı olan kompozit rezinin uygulaması aşamasına geçildi. Örnekler özel hazırlanmış teflon kalıp üzerine yerleştirilerek, içerisine Filtek™ Z250 (3M ESPE, Almanya) kompozit (Resim 3.15b) tabaka halinde; 5 mm çap, 2 mm yükseklik olacak şekilde ağız spatülü yardımıyla uygulandı. Her tabaka 40 sn ışınlanarak polimerizasyon cihazıyla polimerize edildi (3M ESPE, Almanya) (Resim 3.16).

Tamir işlemi 5 gruptaki her bir örnek için üretici firmanın talimatları doğrultusunda sırasıyla uygulandı.



(a)



(b)

Resim 3. 15. (a) Porselen Bonding Resin, (b) Kompozit Resin



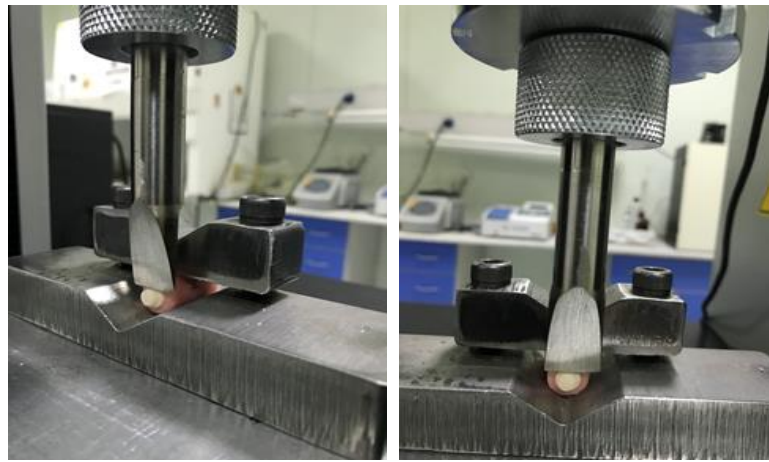
Resim 3. 16. Kompozit Resinin Polimerize Edilmesi ve Örneğin Son Hali

3.6. Bağlanma Dayanımının Ölçülmesi

Kompozit rezin ile tamir işlemleri gerçekleştirilen örnekler bağlanma dayanımını değerlendirmek amacıyla makaslama (shear) testi uygulandı. Bağlanma dayanımının ölçülmesi işlemleri, İmicrly Dental (Konya)'de bulunan universal test cihazı (Devotrans/ DVT-GPE, Türkiye) kullanılarak yapıldı (Resim 3.17). Örnekler ölçüm yapılabilmesi için daha önceden özel hazırlanan akril bloklarda sabitlendi ve bu akril blok yardımıyla test cihazının bir ucuna yerleştirildi. Test cihazının diğer ucuna da bıçak sırtı (knife-edge) şeklinde sonlanan bir uç yerleştirildi (Resim 3.18). Başlık hızı dakikada 0,5 mm olacak şekilde kompozit bağlanma yüzeyine kesme kuvveti uygulandı. Ayrılmanın gerçekleştiği noktadaki kuvvet değeri megapascal (MPa) cinsinden kaydedildi.



Resim 3. 17. Universal Test Cihazı



Resim 3. 18. Örneğin Test Cihazına Yerleştirilmesi ve Makaslama Testinin Uygulanması

3.7. Kırık Tiplerinin İncelenmesi

Makaslama testinden sonra örneklerin yüzeyi mikroskop ile incelendi (SZ-PT Olympus, Japonya) (Resim 3.19). Her bir grup kendi içinde kırık tiplerine göre sınıflandırıldı.



Resim 3. 19. Kırık Örneklerin Görüntülediği Stereo Mikroskop

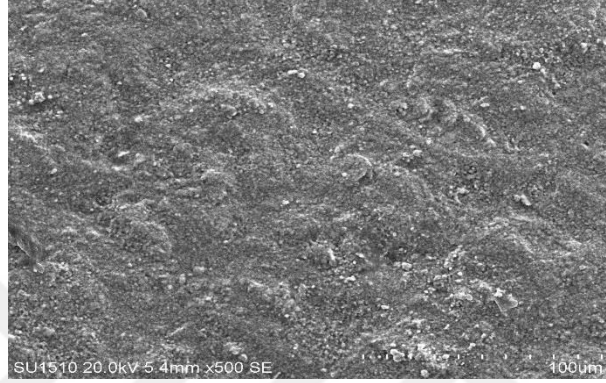
3.8. İstatistiksel Yöntem

Deney gruplarının profilometrede ölçülen yüzey pürüzlülük değerlerinin ve SBS testi verilerinin istatistiksel analizi SPSS (SPSS/PC Version20.0; SPSS Inc., Chicago, IL, USA) programında OneWay ANOVA testi ve Tukey HSD Testi ($p < 0,05$) uygulanarak yapıldı.

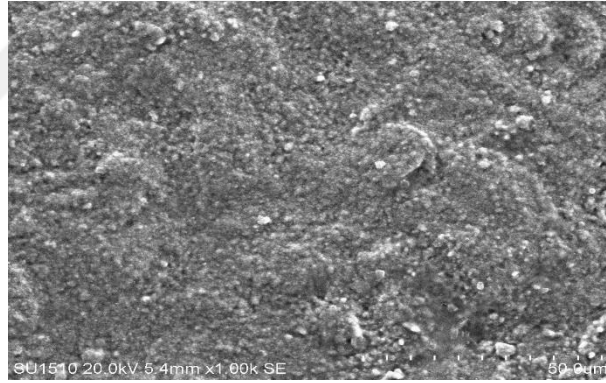
4. BULGULAR

4.1. Örneklerin SEM Görüntülerinin Değerlendirilmesi

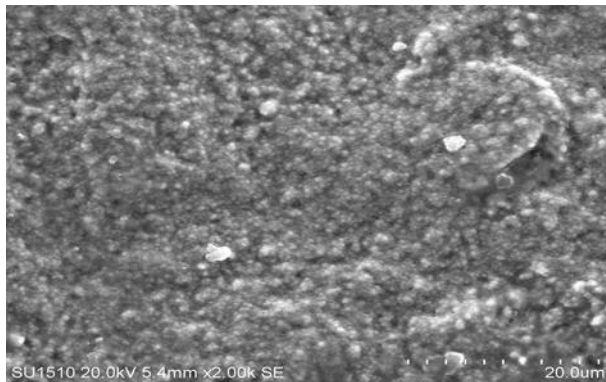
Çalışmadaki tüm örneklere yüzey işlemi uygulandıktan sonra her gruptan birer örnek seçildi ve yüzey topoğrafisi SEM’de incelendi. Her bir örnekten 500X, 1000X ve 2000X lik büyütmede görüntüler alındı. Air flow uygulanan Grup A’nın SEM görüntüleri Resim 4.1’de gösterilmiştir.



(a)



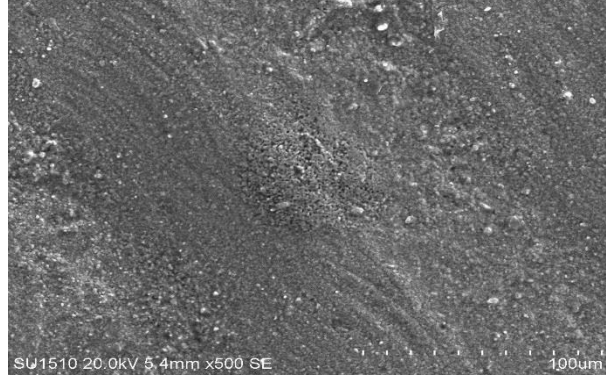
(b)



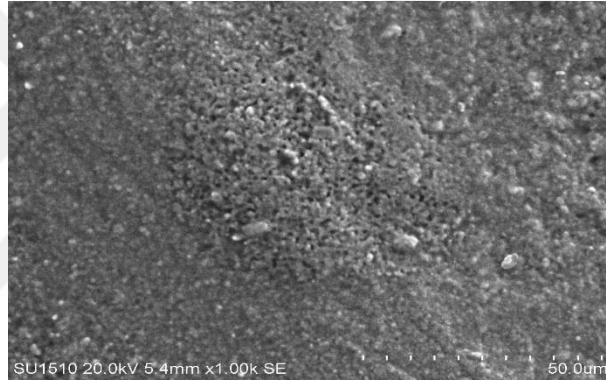
(c)

Resim 4. 1. Grup A’nın SEM Görüntüleri (a) X500, (b) X1000, (c) X2000

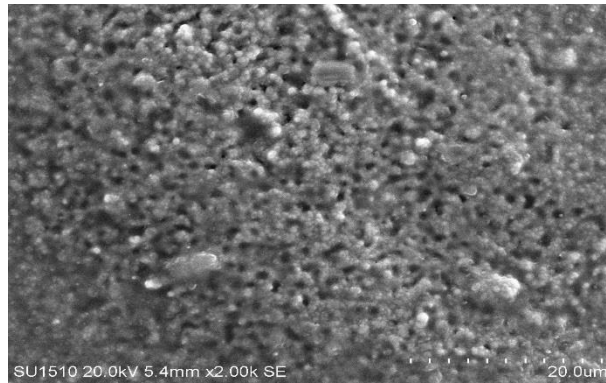
Er:YAG lazer uygulanan Grup E'nin SEM görüntüleri Resim 4.2'de gösterilmiştir.



(a)



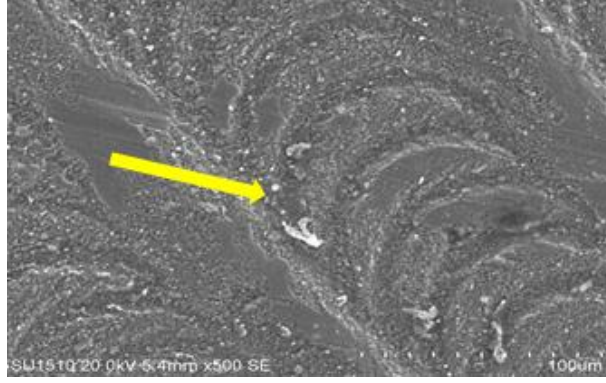
(b)



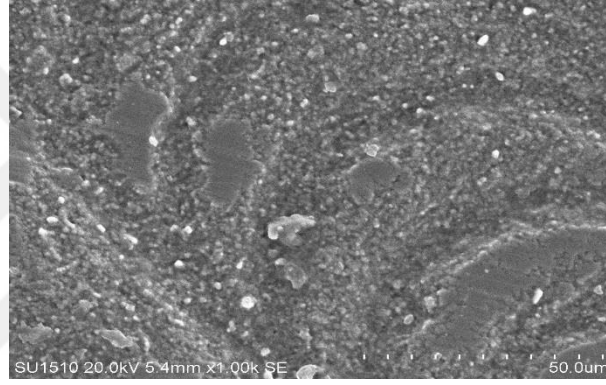
(c)

Resim 4. 2. Grup E'nin SEM Görüntüleri (a) X500, (b) X1000, (c) X2000

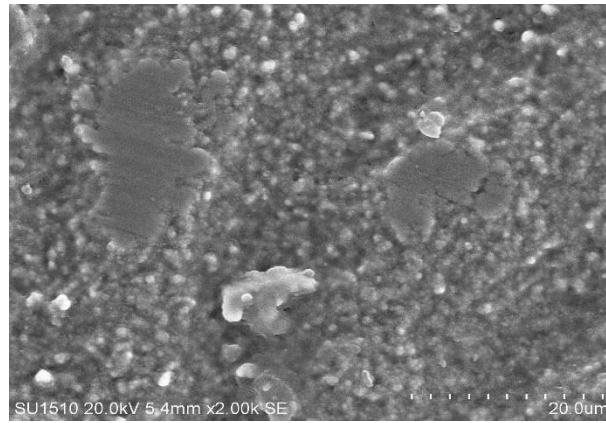
Frez ile yüzey işleme yapılan Grup F'nin SEM görüntüleri Resim 4.3'te gösterilmiştir.



(a)



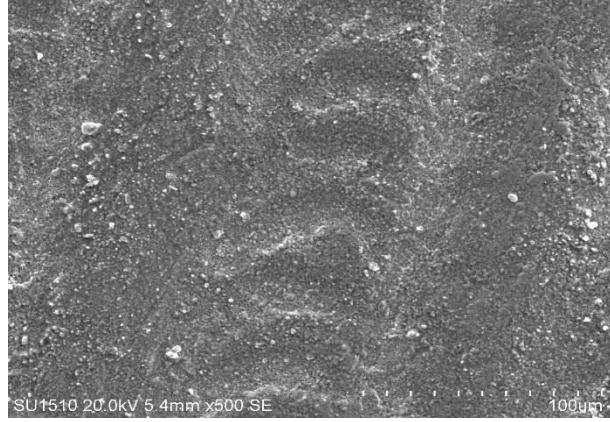
(b)



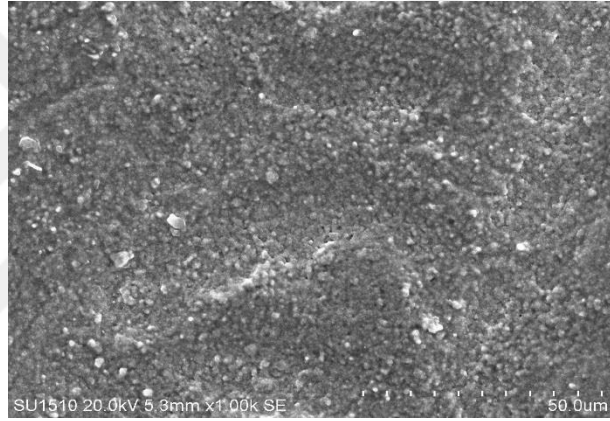
(c)

Resim 4. 3. Grup F'nin SEM Görüntüleri (a) X500, (b) X1000, (c) X2000

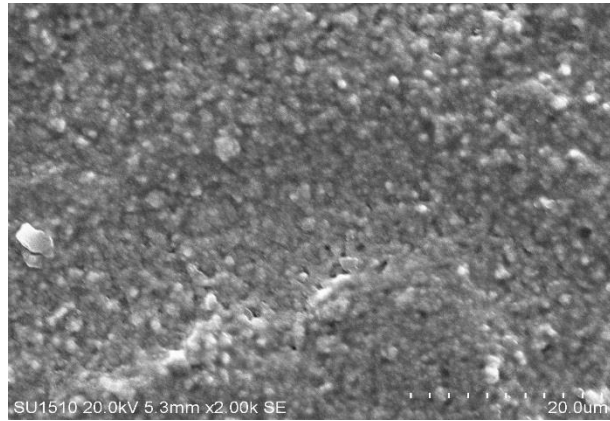
Nd:YAG lazer uygulanan Grup N'nin SEM görüntüleri Resim 4.4'te gösterilmiştir.



(a)



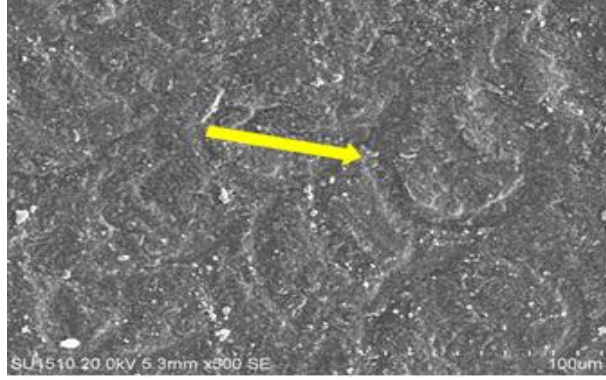
(b)



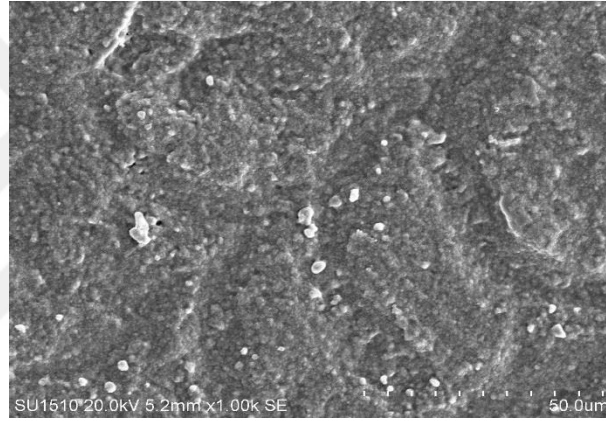
(c)

Resim 4. 4. Grup N'nin SEM Görüntüleri (a) X500, (b) X1000, (c) X2000

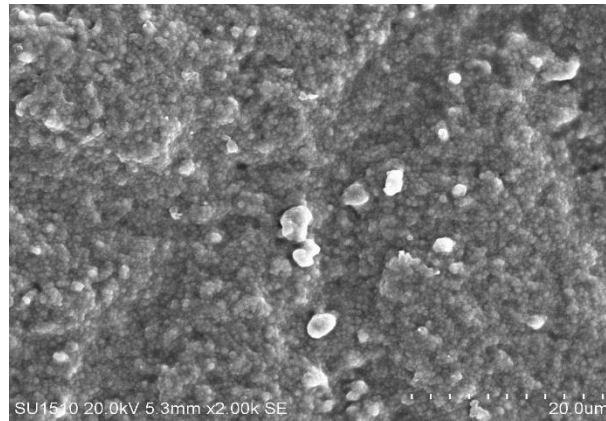
Herhangi bir yüzey işlemi yapılmayan Grup K (kontrol grubu)'nın SEM görüntüleri Resim 4.5'te gösterilmiştir.



(a)



(b)



(c)

Resim 4. 5. Grup K'nın SEM Görüntüleri (a) X500, (b) X1000, (c) X2000

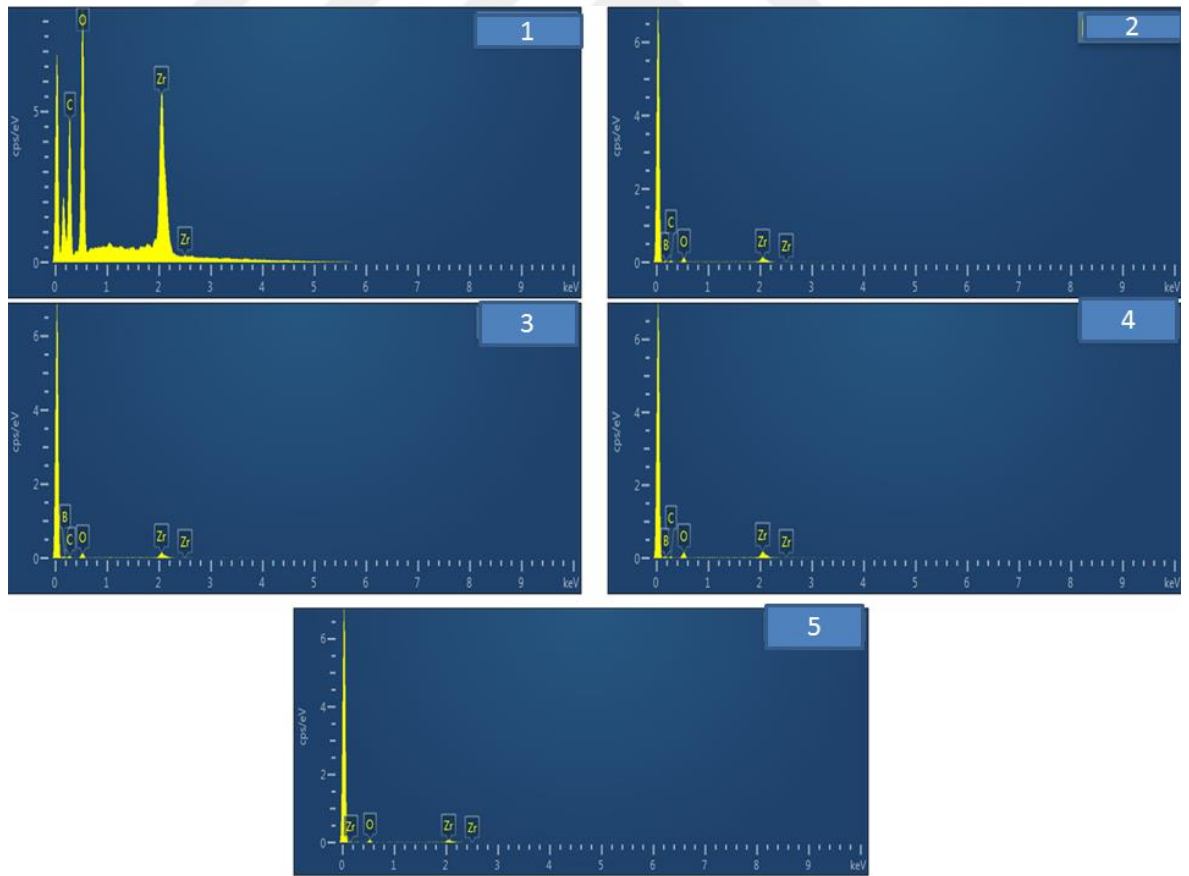
Grup K (herhangi bir yüzey işlemi yapılmamış, makinede hazırlanmış yüzey)'nin X500'deki SEM görüntüsünde örnek yüzeyinde CAD/CAM cihazının oluşturduğu halka görüntüleri (sarı ok) Resim 4.5a'da gösterilmiştir.

Grup F (elmas frezle yapılan yüzey işlemi)'ye ait X500 büyütmedeki SEM görüntüsünde, kontrol grubunun yüzeyindeki makinenin oluşturduğu halka görüntülerinin (sarı ok) daha belirginleştiği görüldü (Resim 4.3a).

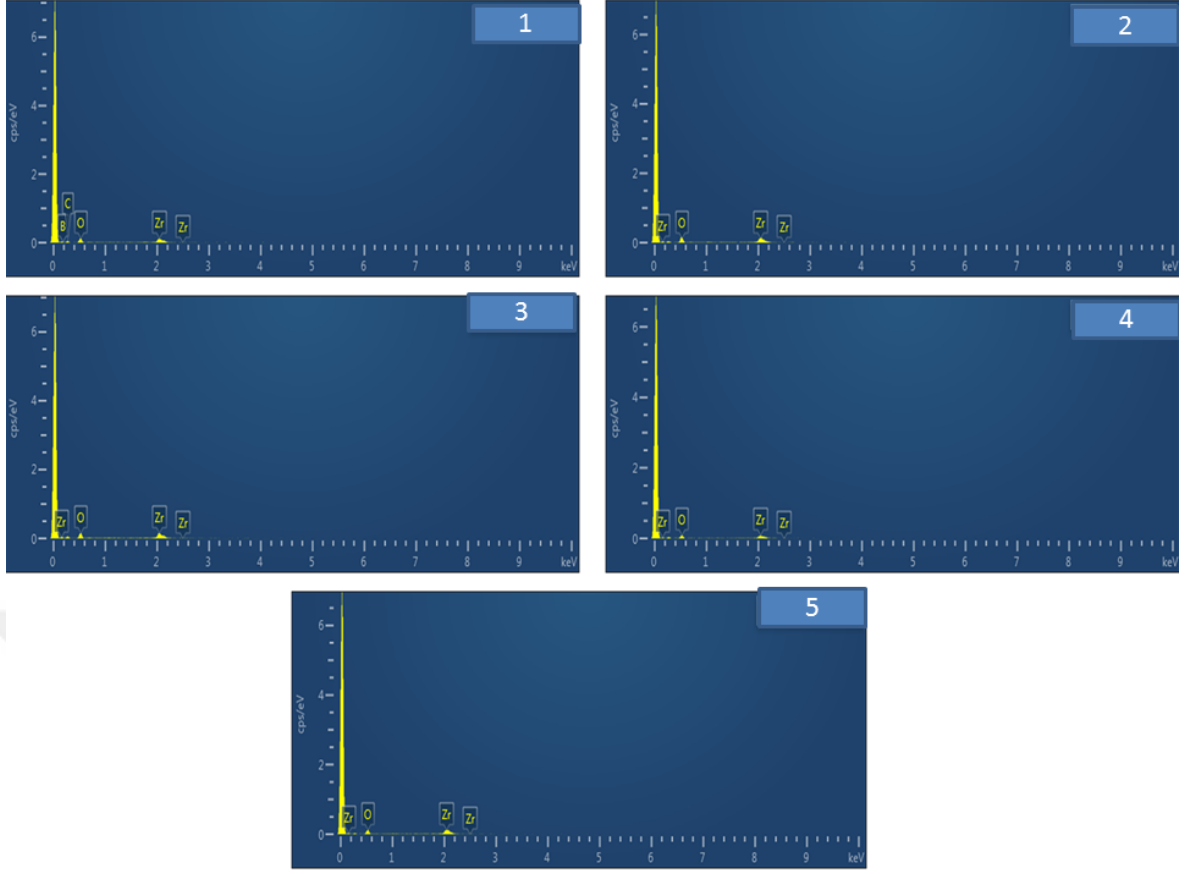
Grup A, Grup E ve Grup N'de ise örnek yüzeylerindeki makinenin oluşturduğu yüzeydeki halka görüntülerinin kaybolduğu gözlemlendi (Resim 4.1, Resim 4.2, Resim 4.4)

4.2. EDS Analizi Bulguları

HF uygulamasının örneklerin yüzeylerindeki element bileşiminde oluşturduğu değişimin EDS analiz sonuçları Şekil 4.1 ve Şekil 4.2'deki grafiklerde ve element oranları Tablo 4.2'de gösterilmiştir.



Şekil 4. 1. Uygulanmamış Örneklerin EDS Analizi Grafikleri (1) Grup K, (2) Grup A, (3) Grup E, (4) Grup F, (5) Grup N



Şekil 4. 2. HF Uygulanmış Örneklerin EDS Analizi Grafikleri (1) Grup K, (2) Grup A, (3) Grup E, (4) Grup F, (5) Grup N

Tablo 4. 1. EDS Analizi Sonuçlarına Göre Element Oranları (Ağırlıkça %)

Element	Grup K	Grup K + HF	Grup A	Grup A + HF	Grup E	Grup E + HF	Grup F	Grup F + HF	Grup N	Grup N + HF
Zr	51,11	50,91	53,09	68,67	56,97	69,73	60,85	68,14	70,83	71,68
O	28,30	22,53	21,04	31,33	20,88	30,27	21,22	31,86	29,17	28,33
C	20,28	15,92	14,51	-	13,83	-	10,07	-	-	-
Na	0,31	-	-	-	-	-	-	-	-	-
B	-	10,64	11,35	-	8,32	-	7,87	-	-	-

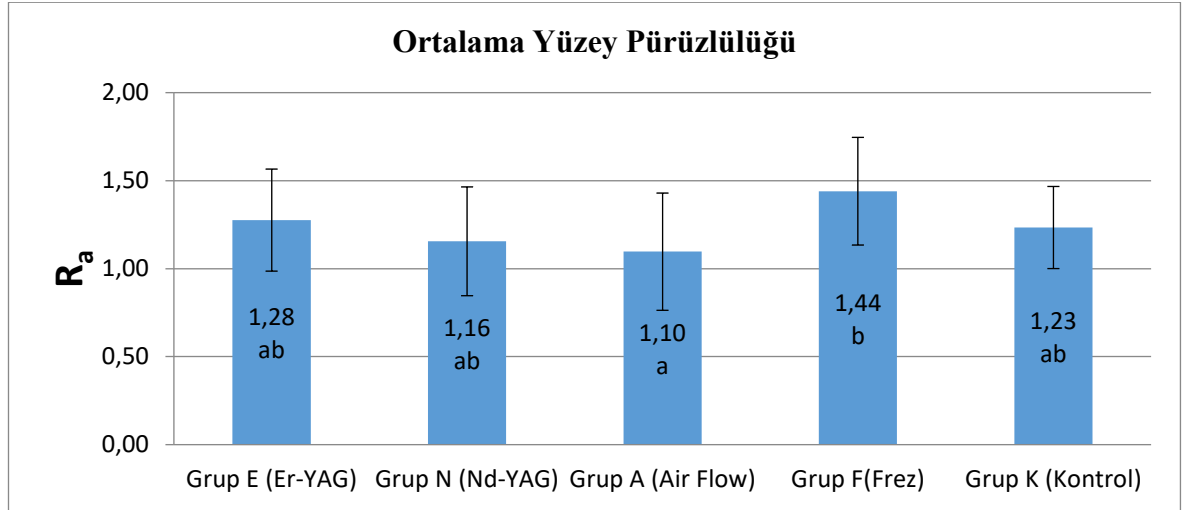
4.3. Profilometre Cihazı ile Elde Edilen Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümleri Bulguları

Profilometre cihazı ile elde edilen yüzey pürüzlülük değerleri Tablo 4.2’de gösterilmiştir.

Tablo 4. 2. Örneklerin Profilometre Cihazında Ölçülen R_a Yüzey Pürüzlülük Değerleri

Grup F (Frez)	Grup E (Er-Yag)	Grup N (Nd-Yag)	Grup A (Air Flow)	Grup K (Kontrol)
R_a	R_a	R_a	R_a	R_a
2,058	1,261	1,123	1,199	1,370
1,480	1,074	1,746	0,800	1,033
0918	1,459	1,070	1,103	1,320
1,425	1,268	0,992	1,118	1,389
1,672	1,305	1,304	1,562	0,993
1,592	0,933	0,755	1,032	1,525
1,480	1,414	1,268	0,913	1,548
1,206	1,846	1,057	1,583	1,176
1,220	1,692	1,380	0,876	1,410
1,343	0,946	0,897	0,742	1,069
1,105	1,450	1,771	0,953	0,968
1,628	1,229	0,995	0,803	1,328
1,840	0,785	0,846	0,855	0,770
1,195	1,215	0,969	1,813	1,373

Pürüzlülük değerlerine göre oluşturulan grafik Şekil 4.3’te gösterilmiştir.



Şekil 4. 3. Grupların Ortalama Yüzey Pürüzlülüğü Değerleri

*Farklı harfler istatistiksel olarak farklı grupları göstermektedir.

Profilometre cihazı ile elde edilen yüzey pürüzlülük değerlerine göre gruplar arasında fark vardır ($p=0,035$). Grup F ile Grup A’nın yüzey pürüzlülük değerleri

arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görüldü ($p=0,025$). En yüksek pürüzlülük değeri Grup F’de iken, en düşük pürüzlülük değeri Grup A’da görüldü. Grup F pürüzlülük değerleri ile Grup K, Grup E ve Grup N pürüzlülük değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görülmedi ($p=0,496$). Grup A pürüzlülük değerleri ile Grup K, Grup E ve Grup N pürüzlülük değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görülmedi ($p=0,093$).

Tablo 4. 3. Tek Yönlü Varyans Analizi Sonuçları

Varyasyon Kaynağı	KT	SD	KO	F	P Değeri
Gruplar arası	969072,2	4	242268,05	2,762	0,035
Gruplar içi	5702457,28	65	87730,112		
Toplam	6671529,48	69			

Profilometre cihazıyla elde edilen pürüzlülük değerlerinde yüksek pürüzlülük görülen gruplarda SEM incelemesindeki görüntülerde de pürüzlülüğün fazla olduğu gözlemlendi. Grup F’deki örneklerin yüzey topografyası incelendiğinde diğer örneklerden farklı olarak daha belirgin frez izleri görüldü.

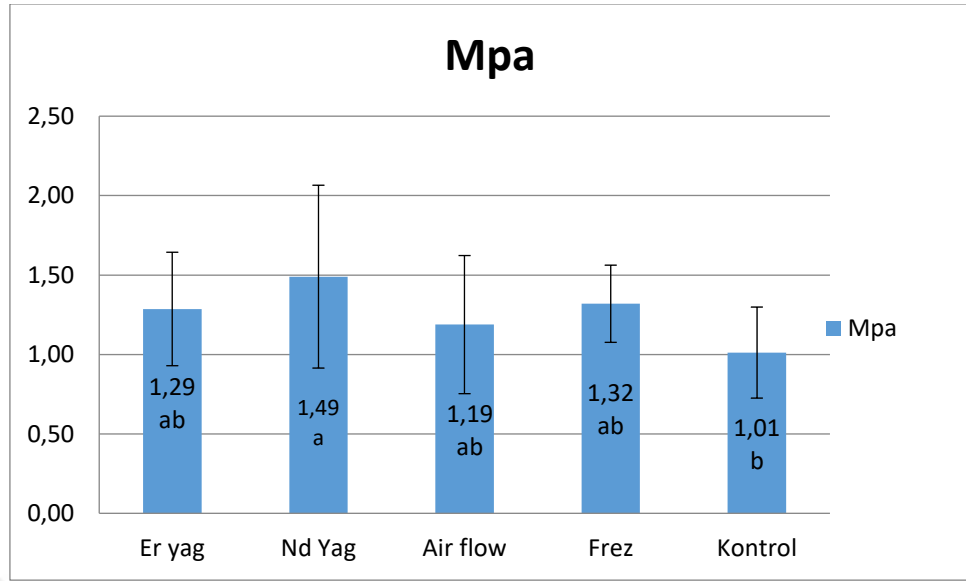
4.4. Makaslama Testi Sonuçlarının Değerlendirilmesi

Kesme Bağlanma Testi sonuçları Tablo 4.4’te gösterilmiştir.

Tablo 4. 4. Kesme Bağlanma Testi Sonuçları (Mpa)

Er-YAG	Nd-YAG	Air-Flow	Frez	Kontrol
1,64	0,94	0,81	1,12	0,46
1,07	1,01	1,12	1,33	1,12
1,42	2,51	1,48	1,24	0,58
1,61	0,99	0,57	1,63	1,17
1,45	1,49	1,22	1,28	0,77
1,46	2,46	0,67	1,75	0,99
1,35	2,46	1,30	1,09	1,37
1,29	1,51	1,38	1,30	1,13
1,14	0,93	1,97	1,35	1,06
1,80	1,40	0,95	1,69	1,45
1,46	1,46	0,74	1,50	0,81
0,95	1,01	1,74	1,01	0,92
0,41	1,30	1,73	1,17	1,32
0,96	1,39	0,95	1,01	1,02

Kesme Bağlanma Testi sonuçlarına göre oluşturulan grafik Şekil 4.4' te gösterilmiştir.



Şekil 4. 4. Kesme Bağlanma Testi Sonuçlarına Göre Grupların Karşılaştırılması

*İstatistiksel olarak farklı olan gruplar farklı harflerle gösterilmiştir.

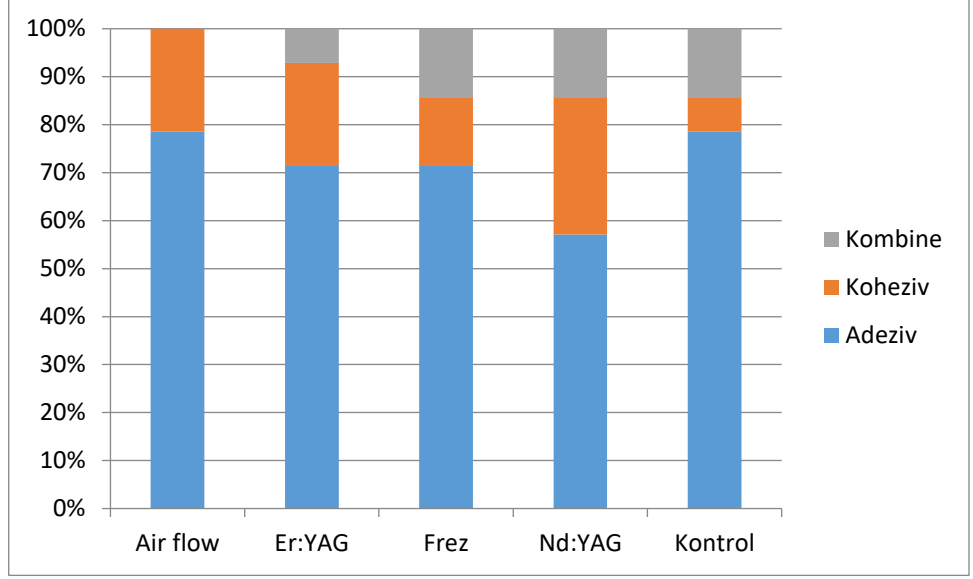
Kesme Bağlanma Testi'nin Tek Yönlü Varyans Analizi sonuçları Tablo 4.5'te gösterilmektedir.

Tablo 4. 5. Tek Yönlü Varyans Analizi Sonuçları

Varyasyon Kaynağı	KT	SD	KO	F	P Değeri
Gruplar arası	1,347	4	0,337	3,709	0,009
Gruplar içi	5,903	65	0,091		
Toplam	7,25	69			

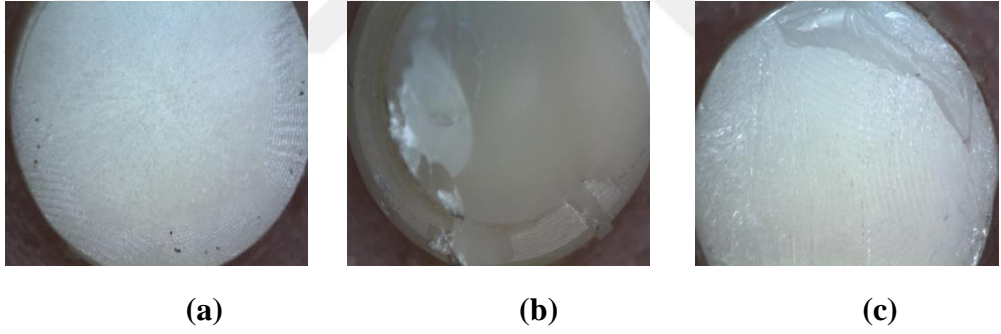
4.5. Kırık Tiplerinin Sınıflandırılması

Universal test cihazıyla örneklerin kesme bağlanma dayanımları (SBS) ölçüldü. Örneklerin zarar gördüğü ilk değer kaydedildi. Örnekler oluşan kırıklara göre adeziv, koheziv ve kombine kırık olarak üç grupta sınıflandırıldı. Örneklerin kırık tiplerine ve sayısına göre oluşturulan grafik Şekil 4.5'te gösterilmektedir.



Şekil 4. 5 .Gruplardaki Kırık Tiplerinin Karşılaştırılması

Örneklerde oluşan üç tip kırığın stereomikroskop görüntüsü Resim 4.6'da gösterilmektedir.



Resim 4. 6. Kırıkların Mikroskop Görüntüsü
(a) Adeziv Kırık, (b) Koheziv Kırık, (c) Kombine Kırık

5. TARTIŞMA

Günümüzde geliştirilen tam seramik materyaller konvansiyonel metal destekli seramik sistemlerin yerini almaktadır. Tam seramik sistemlerde zirkonyum oksit alt yapı materyali; dirençli olması, yüksek dayanım göstermesi ve posterior bölgelerde çok üyeli sabit protezlerin yapımına olanak tanması nedeniyle son zamanlarda popüler hale gelmiştir (Derand ve ark. 2005, Tsalouchou ve ark. 2008). Klinik uygulamalarda yitrium ile stabilize edilmiş zirkonyum oksit polikristalleri (Y-TZP), 9-10 MPa fraktür sertliği, 900-1200 MPa bükülme direnci, 2000 N'dan yüksek fraktür direnci gibi mekanik özelliklerinden dolayı en yaygın kullanılan zirkonyum esaslı seramiklerdir (Lin ve ark. 2010).

Tam seramik materyaller, uzun seneler hasta ağzında ideal şekillerde eksik dişlerin yerini alabilmişlerdir. Ancak restorasyonun yapımı esnasındaki laboratuvar hataları, porselenin pöröz yapısı, travma, oklüzal çatışmalar gibi sebepler nedeniyle kırılma ya da parçalara ayrılma klinik raporlarda bildirilmektedir (Raigrodski ve ark. 2012). Zirkonyum oksit seramiklerin in-vitro çalışmalarda ortalama dayanıklılık gösterdiği ve fraktür kırıklarına karşı dirençli olduğu bildirilmiştir (Kılıçarslan ve ark. 2004); ancak çiğneme kuvvetlerine bağlı oluşan doğal dinamik gerilimler, restorasyonun yapımı esnasındaki laboratuvar hataları ve porselenin pöröz yapısı kırık oluşumunu tetiklemektedir. Ayrıca ağız içi korozyon kuvvetleri de, mikro kırıkların oluşmasını arttırmakta ve porselen fraktürlerinin oluşmasına neden olmaktadır (Herrman ve ark. 1992, Raigrodski ve ark. 2006).

Zirkonya altyapılı sabit protezlerde üst yapı porseleninde görülen porselen kırıklarının zirkonyum-porselen ara yüzünde oluşan gerilme kuvvetleriyle ilişkili olduğu varsayılmaktadır. Bu gerilime sebep olarak alt yapı ve veneer porseleninin termal ekspansiyon katsayısı arasındaki farklılık, üst yapı porseleninin alt yapıyı yetersiz ısıtması, fırınlama sırasında oluşan büzülme, ara yüzdeki zirkonya kristallerinin ısıdan etkilenerek faz dönüşüme uğraması, yüzey pürüzlüğünün yetersizliği gösterilmiştir (Isgro ve ark. 2003, Sailer ve ark. 2007). Ayrıca, zirkonyanın düşük termal iletkenliği ve altyapının anatomik dizayna sahip olmaması da kırık oranında artışa sebep olmaktadır (Denry ve Kelly 2008, Heintze ve Rousson 2010).

Porselen restorasyonların klinik başarı açısından değerlendirildiği çalışmalarda, belirli bir süre takip edilen vakaların kaplama porselenlerinde, çatlaklar ve küçük kırıklar olduğu rapor edilmiştir (Larsson ve ark. 2006, Raigroski ve ark. 2006). Heintze ve Rousson (2010)'un zirkonya ve metal destekli sabit protezlerle ilgili 2 yıllık klinik takip çalışmalarını inceledikleri sistematik derlemeye göre; çalışmalarda zirkonya sabit protezler için bildirilen veneer porseleninde kırık oranı %54, metal destekli porselen protezler için bildirilen veneer porseleninde kırık oranı %34'tür. Steyern ve ark. (2005) DC-Zirkon esaslı restorasyonların 2 yıl takip sonundaki üst yapı porseleninde kırılma oranlarını %15, Sailer ve ark. (2006) 3 yıllık takip sonunda üst yapı porseleninde kırılma oranlarını %13 ve Raigrodski ve ark. (2006) Lava esaslı restorasyonların 31 ay sonundaki üst yapı porseleni kırılma oranlarını %25 olarak bildirmişlerdir. Bu oranlar metal seramiklere nazaran oldukça yüksektir. Metal seramik restorasyonlarda yapılan 3 yıllık takip sonunda üst yapı porseleni tabakasının kırılmasına bağlı gelişen başarısızlık oranları, tek kuron restorasyonları için %0,4 (Pjetursson ve ark. 2007a) ve köprü restorasyonları için %2,9 (Pjetursson ve ark. 2007b) olarak bildirilmiştir.

Restorasyonda kırık oluştuğunda ideal olan restorasyonun yenilenmesidir. Ancak restorasyonun yerinden çıkarılmasının zorluğu, dişe uygulanan travma sonucu dişte çatlak veya kırık oluşturma ihtimali, restorasyonun yeniden fırınlanması sonucu oluşabilecek distorsiyon, maliyetin artışı, zaman kaybı gibi faktörler düşünüldüğünde bazı vakalarda restorasyonun yenilenmesi pratik bir çözüm olmayabilir. Restorasyon ağız ortamında diş ve çevre dokularının bütünlüğü altında fonksiyonunu devam ettirebiliyorsa ve yenilenmesi için başka bir neden yoksa tamir uygulaması alternatif ve kolay bir tedavi seçeneği olmaktadır. Daha dayanıklı seramikler geliştirilene kadar, klinisyenler ve hastalar açısından, ağız içi porselen tamiri uygulamaları hasta ve hekim açısından kolaylık sağlamaktadır (Özcan ve ark. 2009).

Kırılan restorasyonda kompozit rezinler ve adeziv materyallerle ağız içi tamir işlemi uygulanmaktadır (Özcan ve Vallittu 2003, Valandro ve ark. 2006). Tamir rezinin alt yapıya adezyonunu optimize etmek için klinik uygulamalarında seramik yüzeyinin hazırlanması gerekmektedir (Valandro ve ark. 2006).

Bizim çalışmamızda; yitriumla stabilize zirkonyum örneklerine farklı yüzey işlemleri (Air-Flow, Er-Yag lazer, Nd-Yag lazer ve Elmas frezle pürüzlendirme işlemleri) uygulandı ve porselen tamir sisteminin bağlantı dayanımı araştırıldı.

Tamir rezininin özelliklerini değerlendirmek için klinik çalışmalar daha geçerli ve güvenilir yöntemlerdir. Ancak klinik çalışmaların zaman alması ve hasta takibi yapılması gibi dezavantajları bulunmaktadır. Bunlara ek olarak ağız ortamında ısı, kan, dişeti oluşu sıvısı, tükürük gibi klinik faktörler ve brüksizm, günlük fonksiyonlar, ısısız stresler, malokluzyon gibi ağız içi ortamda var olan çok sayıda farklı gerilimler adeziv bağlanmayı etkileyebilmektedir ve başarısızlığa sebep olan faktörü belirlemek zorlaşmaktadır (Nikaido ve ark. 2002). Bu nedenlerden dolayı, bu çalışma laboratuvar ortamında in vitro olarak gerçekleştirildi.

Kırık porselen restorasyonda fraktürün şekli ve boyutu değerlendirilip tamir için uygun olduğuna karar verildikten sonra restorasyona kompozit rezin ve adeziv teknikler kullanılarak ağız içi tamir uygulaması yapılabilir (Özcan ve ark. 2009). Günümüzde kullanılan tamir sistemleri, seramik yüzeyleri ve tamir materyali arasında mikromekanik ve kimyasal bağlantı sağlamayı amaçlamaktadır (Akyıl ve ark. 2010). Kullanılan tamir materyalinin seramik yapıya adezyonunu daha başarılı hale getirebilmek için, seramik yüzeyine yüzey şartlandırma işlemlerinin uygulanması gerekmektedir (Valandro ve ark. 2006). Yüzey işlemleri ile mekanik olarak yüzey alanı artırılarak, yüzey gerilimi azaltılarak ve yüzeyde mikropürüzlülük sağlanarak, rezin ile metal ya da seramik yapı arasında mekanik/kimyasal bağlantı oluşumu sağlanmaktadır. Kimyasal olarak da cam matriksin çözünmesi ile oluşan fiziksel değişim sonucunda rezinin pöröz yüzeye adezyonu sağlanmaktadır (Chung ve ark. 1997).

Zirkonyum yüzeyinde elmas frezle pürüzlendirme, Al₂O₃ tozu ile kumlama, hidroflorik asit/fosforik asit uygulanması, lazer uygulaması, air flow gibi çeşitli yüzey işlemleri uygulanabilmektedir. Silika bağlı Al₂O₃ tozu ile kumlama mekanik retansiyon ile birlikte kimyasal adezyon sağlamak amacıyla uygulanabilir. Bunların yanında kimyasal bağlantının artırılmasında silanizasyon ve adeziv primerler kullanılmaktadır (Thurmond ve ark. 1994, Cobbs ve ark. 2000). Bizim çalışmamızda zirkonyum örneklerine elmas frezle pürüzlendirme, air flow, Er:YAG lazer, Nd:YAG

lazer ile yüzey işlemleri uygulandı; bu işlemlerin zirkonyumun, yüzey pürüzlülüğü ve kompozit rezinle olan bağlanma dayanımına etkisi araştırıldı.

Porselen restorasyonların ağız içi tamirinde Al_2O_3 parçacıklarıyla kumlama yapılarak mikromekanik retansiyon oluşturulur ve porselen yüzeyinin fiziksel olarak değişmesi sağlanır (Swift 1989, Attia 2010). Böylelikle yüzeyin rezin tarafından etkin şekilde ıslatılabilmesi sağlanır ve daha kuvvetli rezin-alaşım bağlantısı oluşturulur (Schneider ve ark. 1992, Özcan ve ark. 2003).

Kum taneciklerinin Y-TZP yüzeyine çarpması, zirkonya polikristalinde tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüm, eroziv aşınmalar ve yan kırıklarla karakterize belirgin hasarlara neden olabilmektedir. Kumlama işleminin etkisi değerlendirilirken kumun tane büyüklüğü, cihazın basıncı, kumlama süresi ve yoğunluğu gibi değişkenlerin de belirlenmesi gerekmektedir (Piwowraczyk ve ark. 2004, Wolfard 2006). Guazzato ve ark. (2005)'nin yaptığı çalışmanın sonucu, kumlama kaynaklı hatalara rağmen, kumlama işleminin zirkonyum örneklerin bükülme dayanıklılığını büyük miktarda arttırdığını göstermektedir. Bunun sebebinin; yüzeyde tetragonal fazın hacimce daha büyük olan monoklinik faza dönüşmesi ile yüzeyde baskı tabakasının oluşması ve kumlama sonucunda oluşan direnç kaybının önlenmesi şeklinde açıklamışlardır.

Yapılan bazı çalışmalarda periodontal tedavilerde aşındırıcı bir toz yardımıyla plak ve diş taşlarını temizlemek amacıyla mekanik bir temizleme yöntemi olarak kullanılan air flow işleminin; diş ve restorasyon yüzeyinde değişikliğe yol açtığı bildirilmiştir (Boyde 1984). Kazuhiro ve ark. (2010)'nın yaptıkları araştırmaya göre, air flow işleminde kullanılan sodyum bikarbonat ($NaHCO_3$) sement ve dentinde minimal zarar oluşmaktadır.

Pelka ve ark. (2010) kompozitlere air flow uygulandıktan sonra yüzey pürüzlülüklerini inceledikleri çalışmalarında kompozit yüzeyinde çukurcuklar ve hacim kayıplarının oluştuğunu belirtmişlerdir. Shimizu ve ark. (2014) air flow işleminin kompozitin yüzey pürüzlülüğünü artırdığını bildirmişlerdir. Püskürtme süresi, mesafesi ve aşındırıcı tozun türü/içeriği yüzey işlemi ve yüzey özellikleri üzerinde etkili olabilir (Salerno ve ark. 2010). Zirkonyum yüzeyine Er:YAG lazer, asitle pürüzlendirme, air flow işleminin uygulandığı bir çalışmada air flow işleminin SBS testi üzerinde anlamlı bir etkisi olmadığı tespit edilmiştir (Polat ve ark. 2015).

Bizim çalışmamızda Grup A (Air Flow)'daki örnekler EMS cihazı ile en yüksek güçte ve su soğutması altında air flow tozu (Air Flow Powder Plus, 40µm) uygulanmıştır. Polat ve ark. (2015)'nin yapmış oldukları çalışmaya benzer olarak bizim çalışmamızda da air flow işleminin SBS testi üzerinde anlamlı bir etkisi görülmemiştir.

Seramik yüzeyinde mikromekanik retansiyon oluşturmak amacıyla uygulanan yüzey şartlandırma işlemlerinden birisi de frezle pürüzlendirme işlemidir. Bu işlem kolay uygulanabilen ve maliyeti az olan bir işlemdir (Leibrock ve ark. 1999). Elmas frezle pürüzlendirme işleminden sonra bağlantı ortaya çıkan mikromekanik girintilere bond ajanlarının yapışmasıyla olmaktadır. Elmas frez ile pürüzlendirme bazı tamir posedürlerinde yüzeydeki desteksiz kalan porselen yapının uzaklaştırılması amacıyla kullanılmaktadır (Özcan ve ark. 2009, Atia 2010). Elmas frez ile pürüzlendirme işlemi, keskin yüzey düzensizliği oluşturmaktadır. İlave olarak seramik yüzeyinde stres birikimine neden olan mikro çatlaklar ve takiben oluşabilecek kırıklara sebep olabilmektedir (Jain ve ark. 2013).

Zirkonyum yüzeyine frez ile pürüzlendirme işleminin uygulanması, daha yüksek stres, bükülme dayanımında belirgin düşüş ile birlikte faz dönüşümüne neden olabilir (Karakoca ve Yılmaz 2009, Mosharraf ve ark. 2011). Wahsh ve Ghallab (2015), Lava Ultimate rezin nanoseramik ve IPS e.max lityum disilikat seramiklere elmas frez ile pürüzlendirme ve co-jet sistemiyle yüzey işlemi uyguladıkları çalışmada elmas frez kullanımının daha yüksek SBS değeri gösterdiğini bildirmişlerdir. Su soğutması altında düşük devirde daha az stresle yapılan pürüzlendirme işlemi, tetragonal-monolitik faz dönüşümünü tetikleyebilmekte, kritik çatlak boyutunu düşürebilmektedir (Kosmac ve ark. 2000).

Korkmaz ve ark. (2015) zirkonyum örnekler elmas frezle pürüzlendirme ve Al₂O₃ ile kumlama yaptıkları çalışmalarında zirkonyum ile veneer porseleni arasındaki bağlantı dayanımını incelemiş ve iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığını bildirmişlerdir. Y-TZP materyali için daha pürüzlü alanda bağlanma dayanımı daha iyi olur varsayımını reddetmişlerdir. Bu çalışmaya benzer olarak; bizim çalışmamızda da yüzey pürüzlülük değerleri incelendiğinde en yüksek pürüzlülük değeri Grup F (elmas frez)'de görüldü. Ancak SBS testinde elmas frezle

yüzeyi pürüzlendirme işleminin bağlantı dayanımını arttırmadığı görüldü. En yüksek bağlanma dayanımı Nd:YAG lazer uygulanan grupta görüldü.

Dışhekimliğinin birçok alanında kullanılan Er:YAG lazer, CO₂ lazer, Diod lazer, Nd:YAG lazer; son zamanlarda yapılan birçok çalışmada zirkonyum materyalinin pürüzlendirilmesinde de kullanılmaya başlanmıştır (Luthy ve ark. 2006, Stübinger ve ark. 2008, Cavalcanti ve ark. 2009, Ersu ve ark. 2009, Akyıl ve ark. 2010, Akın ve ark. 2012, Liu ve ark. 2013, Üşümez ve ark. 2013, Subaşı ve İnan 2014). Literatürde Er:YAG ve Nd:YAG lazerlerin, titanyum ve zirkonyum oksitin yüzey işlemi için 1-5 W güç aralıklarında kullanıldığı çalışmalar mevcuttur (Hauser-Gerspach ve ark. 2014, Erdur ve Başçiftçi 2015, Gorler ve ark. 2015, Mahmoodi ve ark. 2016).

Seramik yüzeyine Nd:YAG lazer işlemi yapılırken kullanılan parametreler bağlanma dayanımını, yüzey değişimini etkilemektedir (Sadeghi ve ark. 2015). Sadeghi ve ark. (2015) yaptıkları çalışmada feldspatik seramik yüzeyine Nd:YAG lazeri 2 W, 3 W, 4 W ve 5 W değerleri ile uygulamış ve 5 W gücüyle uygulanan seramikte en yüksek bağlanma dayanımı değeri ölçmüşlerdir. Pedrazzi ve ark. (2012) çalışmalarında seramik yüzeyine farklı lazerleri farklı parametrelerde uygulamışlardır. 2 W ve 3 W değerleri ile uygulanan Nd:YAG lazerin seramik yapısında değişime neden olduğunu ve bunun lazerin fototermal etkisine bağlı olabileceğini bildirmişlerdir.

Y-TZP materyali düşük ısı iletkenliğinden ve sertliğinden dolayı Nd:YAG uygulaması için uygundur (Minamizato 1990). Nd:YAG lazerin kontakt ve atımlı modda kullanılması önerilmektedir. Nonkontakt ve sürekli modda kullanıldığında yüksek derecede saçılma meydana geldiği ve penetrasyon derinliğinin arttığı bildirilmiştir (Coluzzi 2004, Öztürk 2012). Madani ve ark. (2015) yaptıkları çalışmada metal seramik restorasyonlara uyguladıkları farklı yüzey işlemleri ile kompozitin yüzeye bağlantı dayanımını değerlendirdikleri çalışmalarında Nd:YAG lazer ve kumlama işlemlerinin birlikte kullanımının; sadece kumlamaya kıyasla, daha başarılı bağlanma dayanımı gösterdiğini bildirmişlerdir.

Yapılan bazı çalışmalarda zirkonyum yüzeyine Nd:YAG uygulanmasının mikro çatlak oluşumunu ve faz dönüşümünü indüklediği gösterilmiştir (Akyıl ve ark.

2010, Üşümez ve ark. 2013). Noda ve ark. (2010) yaptıkları çalışmada lokal sıcaklık değişikliklerinin çatlaklara yol açtığını ve bu çatlakların zirkonyum materyalinin katılaşması sırasında hacim değişimi nedeniyle kaçınılmaz olduğunu belirtmişlerdir. Liu ve ark. (2013) Nd:YAG lazerin farklı çıkış gücünü ve ışınlama süresini test ettikleri çalışmada, bu lazerin zirkonyum seramiklerinin dış yüzeyini değiştirebileceğini belirtmişlerdir. Nd:YAG lazer işlemi sonrası zirkonyum yüzeyinde düzensiz mikro çatlaklar ve düz bir yüzey gözlemlenmiştir.

Er:YAG lazerlerin ışın demeti su molekülleri tarafından yüksek derecede emilebildiğinden, bu lazerler su ihtiva eden dış sert dokularında hızlı ve etkin kesim yapılabilmesine olanak tanırırlar. Bu lazer sistemleri dentin yüzeyine uygulandığında, dentinin yapısında bulunan su buharlaşır, su moleküllerinin kinetik enerjisi artar ve hedef dokuda mikro patlamalar meydana gelir (Eren 2009).

Er:YAG lazerler seramik yüzeyini modifiye etmek için kullanılır ancak; seramik yüzeyinin lazerden ne kadar etkileneceği Er:YAG lazerin kullanım parametrelerine ve kullanılan seramiğin tipine göre değişkenlik gösterebilir (Shiu ve ark. 2007). Demir ve ark. (2012) farklı yüzey uygulamaları yapılan zirkonyum seramiğin yüzey pürüzlülüğünü ve morfolojik değişiklikleri inceledikleri çalışmada; 400 mJ enerjisindeki Er:YAG lazerin simantasyon öncesi mikromekanik retansiyon oluşturmak için kullanılabileceğini, ancak yüzey pürüzlendirme metodu olarak kumlamanın daha etkili olduğunu söylemişlerdir. Kara ve ark. (2015) zirkonyum yüzeyine femtosecond lazer, Nd:YAG lazer ve Er:YAG lazer uyguladıkları çalışmalarında; Er:YAG lazer uygulanan örneklerin SEM görüntüsünde yüzeyde sığ erozyonlar oluşturduğunu göstermişlerdir. Bizim çalışmamızda profilometre cihazıyla ölçülen yüzey pürüzlülük değerlerine göre Er:YAG lazer (Grup E) ve Nd:YAG lazer (Grup N) uygulanan gruplar ile kontrol grubu (Grup K) arasında yüzey pürüzlülüğü açısından istatistiksel olarak anlamlı fark görülmedi. SEM görüntüleri incelendiğinde Er:YAG lazer (Grup E) ve Nd:YAG lazer (Grup N) gruplarında kontrol grubuna göre daha düz bir yüzey topografyası görüldü. Er:YAG ve Nd:YAG lazerin zirkonyum yüzeyindeki makinenin oluşturduğu frez izlerini daha da düzleştirdiği görüldü.

Arami ve ark. (2014) zirkonyum seramik (ICE Zirkon, Zirkozahn) ile kompozit rezin arasındaki bağlanma dayanımını araştırdıkları çalışmada; örnek

yüzeylerine kumlama, Er:YAG ve Nd:YAG lazer uygulamışlardır. 2 W çıkış gücünde Er:YAG lazer, 1.5 W çıkış gücünde Nd:YAG lazer kullanmışlardır ve Nd:YAG lazerin SBS değerini istatistiksel olarak düşük ölçmüşlerdir. Bizim çalışmamızda da Arami ve ark. (2014)'nin çalışmasına benzer zirkonyum seramik örnekler (ICE Zirkon, Zirkonzahn) kullanıldı. Er:YAG lazer 2 W çıkış gücünde ve Nd:YAG lazer 1.5 W çıkış gücünde uygulandı. SBS testi sonucunda en yüksek bağlantı dayanımı Nd:YAG lazer (Grup N) grubunda görüldü. İki çalışma arasındaki bu fark; farklı porselen tamir sistemlerinin kullanılması ve/veya lazerlerin uygulanması sırasındaki farklılık nedeniyle ortaya çıkmış olabilir.

Uludamar (2007) farklı yüzey işlemleri (kontrol, kumlama, Er:YAG lazer, elmas frezle aşındırma) yapılan zirkonya örneklerine rezin simanın bağlantısını incelediği çalışmada Er:YAG grubunun bağlanma dayanımını en düşük olarak ölçmüştür. Saygın ve ark. (2017) zirkonyum oksit alt yapılara Nd:YAG lazer, Er:YAG lazer ve Ho:YAG lazer ile yüzey işlemi yaptıktan sonra üst yapı olarak düşük ısı porseleni uyguladıkları çalışmalarında; SBS değerleri arasında önemli farklılıklar olduğunu bildirmişlerdir. Kumlama yapıp Nd:YAG lazer uygulanan örnekler, Er:YAG ve Ho:YAG lazer uygulanan örneklerle karşılaştırıldığında SBS değerlerinin arttığı görülmüştür.

Üşümez ve ark. (2013) kısa atış süresi ile Nd:YAG lazer uygulamasının rezin simanın zirkonya seramiklere bağlanma dayanımını artırdığını bildirmişlerdir. Kırmalı ve ark. (2015)'nin frez ile pürüzlendirme, kumlama ve farklı lazer sistemlerini kullanarak kompozit rezinin zirkonya yüzeyine bağlama dayanımını değerlendirdikleri çalışmada, Nd:YAG (1 W) lazer yalnız başına kullanıldığında Er,Cr:YSGG (1,5 W) lazere göre daha yüksek bağlantı dayanımı göstermiştir. Bizim çalışmamızda da en yüksek SBS değerleri Nd:YAG lazer grubunda (Grup N) görüldü. Nd:YAG lazer grubu ile Kontrol Grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardı. Fakat diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmedi.

Asitle pürüzlendirme işlemi, seramiğin yüzey enerjisini ve rezinin seramik yüzeyine bağlanma potansiyelini değiştirerek, seramiğin ıslanabilirliğini ve yüzey alanını arttırmaktadır (Della Bona ve Shen 2004, Zogreib ve ark. 2011). Asitle pürüzlendirme işleminde elde edilen olumlu sonuçlara bağlı olarak feldspatik ve cam seramikler gibi klasik porselenler ile rezin simanın bağlantısını artırdığı bildirilmiştir

(Cavalcanti ve ark. 2009). Asitle pürüzlendirme işlemi ile doymun olmayan oksijen bağlantıları oluşmakta ve bu yapılar silan için bağlantı sağlayıcı yapılar olarak görev yapmaktadır (Szep ve ark. 2000). %5-10'luk HF ile pürüzlendirme işlemi, seramik restorasyon ve rezin arasında bağlantıyı arttırmak amacıyla silika bazlı seramiklerde en çok tercih edilen kimyasal yöntemlerden biridir (Cavalcanti ve ark. 2009). Seramik yüzeylerinin pürüzlendirilmesinin rezin siman bağlantısına etkisinin incelendiği bir çalışmada, en yüksek bağlantı dayanımı HF ile pürüzlendirilen örneklerde, en düşük bağlantı dayanımını ise Er:YAG lazer ile pürüzlendirilen örneklerde görülmüştür (Akyıl ve ark. 2008).

HF silikat seramiklerde, etkili olabilmesine rağmen; düşük silika içeriğine sahip olan (hacimce <%15) metal ya da oksit seramik materyallerde (alüminyum oksit, zirkonyum oksit); metal bağlantısını ya da yoğun ve dayanıklı oksit seramik bağlantısını kırabilecek güçte değildirler. Bu nedenle zirkonyum oksit ve alüminyum oksit gibi materyaller yüksek kristalin yapıya sahip olduklarından ve camsı faz bulundurmadıklarından asit uygulamasından etkilenmemektedir (Sahafi ve ark. 2003, Della Bona ve ark. 2004, Della Bona ve ark. 2007). Yapılan bazı çalışmalarda, kumlama ve HF uygulamasının zirkonya seramik-kompozit rezin ara yüzeyinde bağlantı direncini arttırmadığı belirtilmiştir (Derand ve Derand 2001, Ersu ve ark. 2009). Burges ve ark. (2003) zirkonyum oksit seramiklerde kırık hattına rezin bağlantısının sağlanabilmesi için kullanılan yüzey şartlandırma işlemlerine ilişkin yaptıkları çalışmada HF ve hava abrazyonunun yüzey pürüzlülüğünü arttırmada etkin olmadığını bildirmişlerdir. Bu bilgiler doğrultusunda biz de çalışmamızda HF örneklerin yüzey temizliği için uyguladık. Çalışmada kullanılan porselen tamir seti uygulama prosedürlerine uyularak bütün gruplardaki zirkonyum örneklerin yüzeyine 90 sn asit uygulandı. Ayrıca yüzey işlemi görmüş örneklere HF uygulanarak nasıl bir etki göstereceği EDS analizi ile değerlendirildi. EDS analizi sonucuna göre bütün gruplarda yüzeydeki element oranları arasındaki fark Tablo 4.1'de gösterildi. EDS analizine göre Grup K ve Grup K+HF'deki element oranları arasındaki fark Şekil 4.1 ve Şekil 4.2'de belirgin bir şekilde görülmektedir.

Grup K (Kontrol) ve Grup N (Nd:YAG) arasında yüzey pürüzlülüğü değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmezken; bu grupların bağlantı dayanımları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görülmüştür. Bu sonuçlar;

Nd:YAG lazerin örnek yüzeyinde oluşturduğu farklı topografya ve EDS analizi sonucunda yüzeydeki farklı element oranları ile ilişkili olarak oluşmuş olabilir.

Ji-Young ve ark. (2015) kırık metal-seramik yüzeylere uygulanan farklı yüzey işlemlerinden sonra kompozit rezinin bağlantı dayanımını incelemiştir. Çalışmada metal ve feldspatik porselen grupları oluşturulmuş, 'Bisco Intraoral Repair Kit' ve 'Co-jet Intraoral Repair System'tamir sistemleri kullanılmıştır. Porselen gruplar içinde kumlama yapılan bisco grubu en yüksek dayanım gösteren grup olmuştur ($25,85 \pm 3,51$ MPa). Bizim çalışmamızda yüzey işlemi görmüş zirkonyum örneklerin tamiri için 'Bisco İntraoral Repair Kit' kullanıldı.

Bifonksiyonel fosfat monomerler, bir uçları ile metal oksit ya da oksit seramik yüzeyine ve diğer uçları ile rezine bağlanarak; metal ya da oksit seramik yüzeyleri ile rezin arasında direk kimyasal bağlantı oluşturabilen moleküllerdir (Blatz ve ark. 2003, Uo ve ark. 2006, Nagaş ve Ergün 2008). Metal ya da seramik primeri olarak piyasada bulunan bu yapılar; kırık hattında farklı materyallerin ekspoz olduğu durumlarda ağız içi tamir için kullanılır (Kimmich ve Stappert 2013). Bizim çalışmamızda kullanılan tamir sisteminde (Bisco İntraoral Repair Kit) de 'Z Prime Plus' MDP monomeri bulunmaktadır.

Seramik restorasyon ile kompozit rezin arasındaki bağlantı direnci tamir esnasında kullanılan kompozitin türünden etkilenmektedir (Matsumura ve ark. 1989). Mikrofil kompozitler mine porseleni seviyesinde olan yüzeysel kırıkların tamirinde tercih edilirken, kondanse edilebilen ve hibrit kompozitler, çiğneme basıncını karşılayan posterior bölgelerdeki derin kırıkların tamirinde tercih edilmektedir (Ahmad 2004).

Hibrit kompozitler, daha az polimerizasyon büzülmesi görülmesi, daha az makroskobik kırık görülmesi, daha az su emilimi oluşması gibi avantajlara sahiptir (Matinlinna ve ark. 2004). Ayrıca hibrit kompozitlerin metal rengini maskeleyebilecek yeterli opasiteye sahip olduğu ve bağlanma dayanımlarının mikrofil kompozitlere göre daha yüksek olduğu bildirilmiştir (Margeas 2002). Bizim çalışmamızda bahsedilen avantajları nedeniyle hibrit bir kompozit türü olan Filtek TM Z250 (3M ESPE) kullanıldı.

Yapılan çalışmalara göre zirkonyum oksit alt yapıli restorasyonların üst yapı porseleni ile bağlanmasında, üst yapı porseleninin tamamen ya da bir kısmının alt yapıdan tabakalar şeklinde ayrılması en sık görülen başarısızlıktır (Fisher ve ark. 2008, Kim ve ark. 2011, Harding ve ark. 2012). İn-vitro testler bu başarısızlıktaki mekanik parametreleri aydınlatmaya yardımcı olmaktadır (White ve ark. 2005). Alt yapı-üst yapı tabakaları arasındaki bağlanma kuvvetinin ölçülmesinde farklı test yöntemleri kullanılabilir. Bunlar; makaslama kuvvetlerine karşı direnç (SBS, shear bond strength), gerilim kuvvetlerine karşı direnç (MTBS, microtensile bond strength) ve üç/dört nokta bükülme (three/four point bending) testleridir. Her test yönteminin avantajları ve dezavantajları vardır (Aboushelib ve ark. 2005). SBS testi, iki materyalin bir adeziv ajan aracılığıyla birleştirilmesi ve sıyrıma ile ayrılma meydana gelene kadar yük uygulanması ile yapılır (Craig ve Powers 2002). SBS testinin yaygın olarak kullanılmasının nedenleri, deney protokolünün basit olması, örneklerin kolay hazırlanması ve sonucun çabuk alınmasıdır (McDonough ve ark. 2002, Valandro ve ark. 2008). Bu avantajlar göz önüne alınarak çalışmamızda SBS deney yöntemi kullanıldı.

Farklı yüzey işlemleri uygulanmış Y-TZP zirkonyum örnekleri yapıştırma simanın bağlanma dayanımının değerlendirildiği bir çalışmada; universal test cihazı ile 0,5 mm/dk'lık hızla gerilme kuvveti uygulanmıştır (Sciasci ve ark. 2015). Bizim çalışmamızda da universal test cihazında özel uç yardımıyla zirkonyum-kompozit ara yüzeyine 0,5 mm/dk hızla 90'lik makaslama kuvveti uygulanmış ve bağlanma dayanım değerleri ölçülmüştür.

Materyal yüzeyini incelemek için SEM, profilometre ve AFM gibi cihazlar kullanılabilir (Anusavice ve Brantley 2003). Profilometre cihazıyla iki boyutlu bir tarama yapılmakta yüzeydeki çizgisel pürüzlülük ölçülmektedir. Profilometre cihazı AFM cihazına göre daha büyük bir alanda ölçüm yapar ve ortalama yüzey pürüzlülüğü (Ra) ile ilgili sonuçlar verir (Valois ve ark. 2005). Ayrıca materyal yüzeyindeki element bileşimini değerlendirmek için EDS analizi kullanılabilir (Sciaci ve ark. 2015). Bizim çalışmamızda yüzey pürüzlülüğünün belirlenmesinde, nitel inceleme için SEM; nicel inceleme için profilometre cihazı kullanılmıştır. Ayrıca işlem görmüş örneklerin yüzeyindeki elemental bileşimin değerlendirilmesi için EDS analizi yapılmıştır.

Klinikte porselen restorasyonlardaki kırıklar; sadece porselende oluşan kırık, porselendeki kırıkla birlikte altyapının bir kısmının açığa çıktığı kırık ve porselenin büyük bir kısmının kırılıp altyapının tamamının açığa çıktığı kırık şeklinde görülebilir (Chung ve ark. 1997, Haselton ve ark. 2001). Bağlanma dayanımı testlerinde başarısızlık tipi önemli bilgiler vermektedir (Panah ve ark. 2008). Yapılan bir çalışmada kombine ve koheziv tip başarısızlıkların adeziv tip başarısızlığa göre daha çok tercih edildiği ve adeziv başarısızlığın düşük bağlanma dayanımı ile ilişkili olduğu belirtilmiştir (Atsu ve ark. 2006). Bizim çalışmamızda kesme bağlanma testi sonrası başarısızlık tiplerine göre adeziv, koheziv ve kombine olmak üzere üç tip sınıflama yapıldı. En az adeziv kırık tipi Grup N (Nd:YAG)’de gözlemlendi. Bu sonuç bağlanma dayanım değerlerini destekler nitelikteydi.



6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu tez çalışmasında farklı yüzey işlemleri yapılmış zirkonyum seramiklerde porselen tamir sisteminin kesme bağlanma dayanımına etkisi araştırıldı ve aşağıdaki sonuçlara ulaşıldı:

- Elmas frezle yapılan yüzey işlemi zirkonyum örneklerde yüzey pürüzlülüğünü artırdı.
- Nd-YAG lazer ile yüzey işleminin; zirkonyum seramiklerin kompozit rezinle tamir işleminde bağlantı dayanımını arttırdığı görüldü.
- Bağlantı dayanımının yüksek olduğu grupta (Grup N) adeziv kırık sayısı diğer gruplardakilerden daha az görüldü.
- Bizim çalışmamızın sonucunda zirkonyum seramiklerde yüzey pürüzlülüğünün artışının; porselen tamir sisteminin bağlanma dayanımını artırmadığı görüldü.
- EDS analizi sonuçlarına göre HF zirkonyum örneklerin yüzeyindeki bazı elementlerin oranlarını değiştirdi.
- Lazer kullanım parametreleri ve kullanım şekli zirkonyum seramiklerde bağlantı gücünü ve yüzey özelliklerini değiştirebilir.

İn-vitro çalışmalar ağız içi ortama daha yakın deney şartları oluşturularak yapılabilir.

Zirkonyum seramiklerde yüzey işlemlerinin materyal bünyesinde faz dönüşümüne etkisi daha ayrıntılı yüzey değerlendirme yöntemleri ile kontrol edilebilir.

Nd:YAG lazerin parametreleri değiştirilerek zirkonyum seramiklerin tamir kompoziti ile bağlantısı üzerine yeni çalışmalar yapılabilir.

7. KAYNAKLAR

- Abd Wahab MH, Bakar WZ, Husein A. Different surface preparation techniques of porcelain repaired with composite resin and fracture resistance. *J Conserv Dent* 2011;14:387-90.
- Abou Tara M, Eschbach S, Bohlsen F, Kern M. Clinical Outcome of Metal-Ceramic Crowns Fabricated with Laser-Sintering Technology. *International Journal of Prosthodontics* 2011;24: 46-8.
- Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Effect of Zirconia Type on Its Bond Strength with Different Veneer Ceramics. *J. Prosthodont.* 2008b ;17: 401-8
- Aboushelib MN, De Jager N, Pallav P, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all- ceramic restorations. *Dent Mater* 2005; 21: 984- 991.
- Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile Bond Strength of Different Components of Core Veneered All-Ceramic Restorations. Part 3: Double Veneer Technique. *J Prosthodont* 2008a; 17: 9- 13.
- Ahmad İ. Point of Care. *J Can Dent Assoc* 2004;70(11):786-7.
- Akhavan Zanjani V, Ahmadi H, Nateghifard A, Ghasemi A, Torabzadeh H, Abdoh Tabrizi M, et al. Effect of different laser surface treatment on microshear bond strength between zirconia ceramic and resin cement. *J Investig Clin Dent* 2014;3:1-7.
- Akın E. Dişhekimliğinde Porselen. İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, İstanbul,1999. 20: 1-25.
- Akın H, Tugut F, Akin GE, Guney U, Mutaf B. Effect of Er:YAG laser application on the shear bond strength and microleakage between resin cements and Y-TZP ceramics *Lasers Med Sci.* 2012;27(2):333-338.
- Akova T, Ucar Y, Tukay A, Balkaya MC, Brantley WA. Comparison of The Bond Strength of Laser-Sintered and Cast Base Metal Dental Alloys To Porcelain. *Dent Mater* 2008;24:1400-4.
- Akova T, Yoldas O, Toroglu MS, Uysal H. Porcelain surface treatment by laser for bracket-porcelain bonding. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005;128(5):630-7.
- 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. *Photomed Laser Surg* 2010;28:801-8.
- Akyıl MS, Yılmaz A, Bayındır F, Duymuş ZY. Microtensile Bond Strength of Resin Cement to a Feldspathic Ceramic. *Photomedicine and Laser Surg.* 2011; 29, 3, 197-203
- Akyıl MS, Yılmaz A, Karaalioglu OF, Duymuş ZY. Shear bond strength of repair composite resin to an acid-etched and a laser-irradiated feldspathic ceramic surface. *Photomed Laser Surg* 2010;28(4):539-45.
- Akyıl Ş, Karaalioglu O, Duymuş YZ. Feldspatik Seramiğe Rezin Simanın Kesme Bağlanma Direncine Asit, Er:YAG Ve Nd:YAG Lazer Uygulamaları ve Silanizasyonunun Etkisi. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* 2008;35:87-93.
- Aladağ A. ‘Vitapan Classical’ ve ‘Vitapan 3D-Master’ renk anahtarları kullanılarak renk seçimi yapılmış metal destekli seramik kronların, doğal diş göre renk uyumlarının araştırılması. *Doktora Tezi, Ege Üniv. Diş Hek. Fak.* 2003.
- Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Effect of sandblasting, grinding, polishing and glazing on the flexural strength of two pressable all-ceramic dental materials. *J Dent* 2004;32(2):91-99.
- Al-Dohan HM, Yaman P, Dennison JB, Razzoog ME, Lang BR. Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. *J. Prosthet. Dent.*, 2004;91: 349-55
- Amaral R, Özcan M, Bottino MA, Valandro LF. Microtensile bond strength of a resin cement to glass infiltrated zirconia-reinforced ceramic: The effect of surface conditioning. *Dent Mater.*2006;22: 283-90.

- Anagnostopoulos T, Eliades G, Palaghias G. Composition, reactivity and surface interactions of three dental silane primers. *Dent Mater.* 1993;9:182-190.
- Anusavice K, Brantley W. Physical properties of dental materials. *Phillips' Science of Dental Materials* 11th ed. 2003
- Anusavice KJ. *Phillips' Science of Dental Materials* 11 ed. Saunders; 2003: 660-67.
- Aoki A, Sasaki KM, Watanabe H, Ishikawa I. Lasers in nonsurgical periodontal therapy. *Periodontol* 2004;36(1):59-97.
- Appeldoorn RE, Wilwerding TM, Barkmeier WW. Bond strength of composite resin to porcelain with newer generation porcelain repair systems. *J Prosthet Dent* 1993;70(1):6-11.
- Arami S, Tabatabaei MH, Namdar F, Safavi N, Chiniforush N. Shear bond strength of the repair composite resin to zirconia ceramic by different surface treatment. *J Lasers Med Sci.* 2014 Fall;5(4):171-5.
- Atik E, Çiğir S. Güncel Lehimleme Tekniği: Lazer Lehimleme. *Atatürk Üniv. Diş Hek Fak Derg* 2013;23:138-44.
- Atsu SS, Kilicarslan MA, Kucukesmen HC, Aka PS. Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. *J Prosthet Dent* 2006;95(6):430-6.
- Attia A, Kern M. Fracture strength of all-ceramic crowns luted using two bonding methods. *J Prosthet Dent* 2004;91(3):247-52.
- Attia A. Influence of surface treatment and cyclic loading on the durability of repaired all-ceramic crowns. *J Appl Oral Sci* 2010;18(2):194-200.
- Baydaş S. Kron- Köprü Protezleri, Birinci baskı, Özyurt Matbaacılık, Ankara, 2005.
- Bayındır B, Uzun İH. Tam seramik kuron sistemleri. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.* 2007: 33-42
- Bertrand C, Petitcorps L, Albingre L, Dupuis V. The Laser Welding Technique Applied To The Non-Precious Dental Alloys: Procedure And Results. *Brit Dent J* 2001;190:255-7.
- Beuer F, Schweiger J, Eichberger M, Kappert HF, Gernet W, Edelhoff D. High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings - a new fabrication mode for all-ceramic restorations. *Dent Mater* 2009;25(1):121-28.
- Bhaskar SN, Grower MF, Cutright DE. Gingival healing after hand and ultrasonic scaling biochemical and histologic analysis. *J Periodontol* 1972;43:31-34.
- Blatz M.B, Chiche G, Holst S, Sadan A. Influence of surface treatment and simulated aging on bond strengths of luting agents to zirconia. *Quintessence.* 2007;38: 745-753.
- Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2003;89(3):268-74.
- Blum IR, Nikolinakos N, Lynch CD, Wilson NH, Millar BJ, Jagger DC. An in vitro comparison of four intra-oral ceramic repair systems. *J Dent* 2012;40(11):906-12.
- Bock JJ, Bailly J, Fuhrmann RA. Effects of Different Brazing And Welding Methods On The Fracture Load of Various Orthodontic Joining Configurations. *J Orthod* 2009;36:78-84.
- Bock JJ, Bailly J, Gernhardt CR, Fuhrmann RA. Fracture Strength of Different Soldered And Welded Orthodontic Joining Configurations With And Without Filling Material. *J Appl Oral Sci* 2008;16:328-35.
- Boening, KW, Wolf BH, Schmidt AE, Kastner K, Walter MH. Clinical fit of procera all-ceramic crowns, *J Prosthet Dent* 2000;84:419-24
- Bonfante EA, Coelho PG, Guess PC, Thompson VP, Silva N.R. Fatigue and damage accumulation of veneer porcelain pressed on Y-TZP. *J. Dent.* 2010;38: 318-324
- Borges GA, Sophr AM, De Goes MF, Sobrinho LC, Chan DC. Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. *J Prosthet Dent* 2003;89(5):479-88.

- Bourauel C, Fries T, Drescher D, Plietsch R. Surface roughness of orthodontic wires via atomic force microscope, laser specular reflectance, and profilometry *European Journal of Orthodontics*. 1998;20(1):179-92.
- Boyde A. Airpolishing effects on enamel, dentine, cement and bone. *Br Dent*. 1984;156: 287-91.
- Brown DM, Barnhart RC. A scientific foundation for clinical use of air-polishing systems. Part I. A review of the literature. *J Prac Hygn* 1995;4:36-40.
- Burke FJT, Grey NJA. Repair of Fractured Porcelain Units: Alternative Approaches, *Br Dent J*, 1994;176:251-256.
- Casucci A, Mazzitelli C, Monticelli F, Toledano M, Osorio R, Osorio E, Papacchini F, Ferrari M. Morphological analysis of three zirconium oxide ceramics: Effect of surface treatments. *Dent Mater*. 2010; 26(8), 751-60.
- Cavalcanti AN, Foxton RM, Watson TF, Oliveira MT, Giannini M, Marebi GM. Bond Strength of Resin Cements to a Zirconia Ceramic with Different Surface Treatments *Oper Dent*. 2009;34(3):280-287.
- Cavalcanti AN, Pilecki P, Foxton RM, Watson TF, Oliveira MT, Gianinni M, et al. Evaluation of the surface roughness and morphologic features of Y-TZP ceramics after different surface treatments. *Photomed Laser Surg* 2009;27(3):473-9.
- Cehreli MC, Kokat AM, Akca K. CAD/CAM Zirconia vs. slip-cast glass-infiltrated Alumina/Zirconia all-ceramic crowns: 2-year results of a randomized controlled clinical trial. *J Appl Oral Sci* 2009;17(1):49-55.
- Christel P, Meunier A, Dorlot JM, Crolet JM, Witvoet J, Sedel L, Boutin P. Biomechanical compatibility and design of ceramic implants for orthopedic surgery. *Ann N Y Acad Sci* 1988; 523:234-256.
- Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN. Mechanical properties and short-term in vivo evaluation of yttrium-oxide partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res* 1989; 23: 45-61.
- Christensen GJ. The confusing array of tooth-colored crowns. *J Am Dent Assoc*, 2003, 134: 1253-1255.
- Chung KH, Hwang YC. Bonding strengths of porcelain repair systems with various surface treatments. *J Prosthet Dent* 1997;78(3):267-74.
- Clarke IC, Manaka M, Green DD, Williams P, Pezzotti G, Kim YH, et al. Current status of zirconia used in total hip implants. *J Bone Joint Surg Am* 2003; 85 (4): 73-84.
- Cobb DS, Vargas MA, Fridrich TA, Bouschlicher MR. Metal surface treatment: characterization and effect on composite-to-metal bond strength. *Oper Dent* 2000;25(5):427- 33.
- Cohen B, Weiner S. Restoration of Fixed Partial Dentures with Fractured Porcelain Veneers Using an Overcasting. *J Prosthet Dent*, 1989;62:390-392.
- Colares RCR, Neri JR, Souza AMBD, Pontes KMDF, Mendonca JS, Santiago SL. Effect of surface pretreatments on the microtensile bond strength of lithium-disilicate ceramic repaired with composite resin. *Braz Dent J* 2013;24(4):349-52.
- Coluzzi DJ. Fundamentals Of Dentallasers: Science And Instruments. *Dent Clin North Am* 2004;48(4):751-770.
- Corazza PH, Cavalcanti SC, Queiroz JR, Bottino MA, Valandro LF. Effect of post-silanization heat treatments of silanized feldspathic ceramic on adhesion to resin cement. *J Adhes Dent* 2013;15(5):473-79.
- Craciunescu E, Sinescu C, Negrutiu ML, et al. Shear bond strength tests of zirconia veneering ceramics after chipping repair. *Journal of Adhesion Science and Technology*, 2016;30(6):666-676.
- Craig GR, Powers MJ. *Restorative Dental Materials* 11 ed. St.Louis: CV Mosby; 2002: 480,552,53,56,65-66,76-85.

- Çapa N, Özkurt Z, Kazazoğlu E. Ağız İçi Porselen Tamir Sistemleri. Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg. 2006; (16): 34- 40.
- Da Silva Ferreira S, Hanashiro FS, et al. Influence of aluminum oxide sandblasting associated with Nd:YAG or Er:YAG lasers on shear bond strength of a feldspathic ceramic to resin cements. *Photomed Laser Surg* 2010;28:471-5.
- Da Silveira BL, Paglia A, Burnett LH, Shinkai RS, Eduardo Cde P, Spohr AM. Micro-tensile bond strength between a resin cement and an aluminous ceramic treated with Nd:YAG laser, Rocatec System, or aluminum oxide sandblasting. *Photomed Laser Surg* 2005;23(6):543-8.
- Dayangaç B. Kompozit Rezin Restorasyonlar. Ankara: Güneş Kitabevi; 2000: 2-20.
- De Jager N, de Kler M, van der Zel JM. The influence of different core material on the FEA-determined stress distribution in dental crowns. *Dent Mater* 2006;22:234-242.
- De Jager N, Pallav P, Feilzer AJ. The influence of design parameters on the FEA-determined stress distribution in CAD-CAM produced all-ceramic dental crowns. *Dent Mater* 2005;21(3):242-51.
- Deas DE, Moritz AJ, McDonnell HT, Powell CA, Mealey BL. Osseous Surgery for Crown Lengthening: A 6-Month Clinical Study. *J Periodontol* 2004;75:1288-94.
- Değer S, Caniklioğlu B. Metal-Seramik Restorasyonların Ağız-içi Tamir Yöntemleri. *Dişhek Der*, 1997;26:184-190.
- Della Bona A, Anusavice KJ. Microstructure, composition, and etching topography of dental ceramics. *Int J Prosthodont* 2002;15(2):159-67.
- Della Bona A, Borba M, Benetti P, Cecchetti D. Effect of surface treatments on the bond strength of a zirconia-reinforced ceramic to composite resin. *Braz Oral Res* 2007;21:10-5.
- Della Bona A, Shen C, Anusavice KJ. Work of adhesion of resin on treated lithia disilicate-based ceramic. *Dent Mater* 2004;20(4):338-44.
- Demir N, Subası MG, Oztürk AN. Surface Roughness and Morphologic Changes of Zirconia Following Different Surface Treatments. *Photomed Laser Surg* 2012;30(6):339-345.
- Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater* 2008;24(3):299-307.
- Derand P, Derand T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *Int J Prosthodont* 2001; 13: 131-135.
- Derand T, Molin M, Kvam K. Bond strength of composite luting cement to zirconia ceramic surfaces. *Dent Mater* 2005;21(12):1158-62.
- Drisco CL, Cochran CL, Blieden T, Bonwsma QJ, Cohen R, Damoulis O, Fine JB, Greenstein G, Hinrichs J, Somerman MJ, Lacombo V, Genco RJ. Position paper: sonic and ultrasonic scalers in periodontics. Research science and therapy committee of the American Academy of periodontology. *J Periodontol* 2000;43:31-4.
- Drummond JL, King TJ, Bapna MS, Koperski RD. Mechanical property evaluation of pressable restorative ceramics. *Dent Mater* 2000; 16: 226–33.
- Drummond JL. Cyclic fatigue of composite restorative materials. *J Oral Rehabil* 1989;16(5):509-20.
- Dunn WJ, Davis JT, Bush AC. Shear Bond Strength and SEM Evaluation of Composite Bonded to Er:YAG Laser Prepared Dentin and Enamel. *Dent Mater* 2005;21:616-24.
- Duret F. Computerized dentistry. *Dent Pract Manage* 1986:10-3.
- Dündar M, Ozcan M, Gokce B, Comlekoglu E, Leite F, Valandro LF. Comparison of two bond strength testing methodologies for bilayered allceramics. *Dent Mader* 2007 May;23(5):630- 6.
- Edelhoff D, Florian B, Florian W, et al. HIP zirconia fixed partial dentures – clinical results after 3 years of clinical service. *Quintessence Int.* 2008;39:459–471.

- Erdur EA, Basciftci FA. Effect of Ti:Sapphire-femtosecond laser on the surface roughness of ceramics. *Lasers Surg Med.* 2015 Dec;47(10):833-8.
- Eren F. Er,Cr:Ysgg Ve Er:Yag Lazer İle Hazırlanan Dentin Yüzeylerine, Farklı Rezin Simanlarla Uygulanan Seramiklerin Bağlanma Kuvvetlerinin İn-Vitro Olarak İncelenmesi. Doktora Tezi, Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü 2009.
- Ersu B, Yuzugullu B, Ruya Yazici A, Canay S. Surface roughness and bond strengths of glass-infiltrated alumina-ceramics prepared using various surface treatments. *J Dent* 2009;37(11):848-56.
- Esquivel-Upshaw JF, Anusavice KJ. Ceramic design concepts based on stress distribution analysis. *Compend Contin Educ Dent* 2000;21(8):649-52, 54; quiz 56.
- Filho AM, Vieira LCC, Araújo É, Monteiro Júnior S. Effect of different ceramic surface treatments on resin microtensile bond strength. *J Prosthodont* 2004;13(1):28-35.
- Fischer H, Marx R. Fracture toughness of dental ceramics: comparison of bending and indentation method. *Dent Mater* 2002;18(1):12-9.
- Fischer J, Grohmann P, Stawarczyk B. Effect of zirconia surface treatments on the shear strength of zirconia/veneering ceramic composites. *Dent Mater J*, 2008; 27(3), 448-54.
- Flax HD, Radz GM. Closed-Flap Laser-Assisted Esthetic Dentistry Using Er:YSGG Technology. *Compend Contin Educ Dent.* 2004;25:628-30.
- Folwaczny M, Mehl A, Haffner C, Hickel R. Polishing And Coating of Dental Ceramic Materials With 308 Nm Xecl Excimer Laser Radiation. *Dent Mater* 1998;14:186–93.
- Frankenberger R, Kramer N. Repair strengths of etched vs silica-coated metal –ceramic and allceramic restorations. *Operative Dentistry* 2000; (25): 209-215.
- Gadelmawla E, Koura M, Maksoud T, Elewa I, Soliman H. Roughness parameters. *Journal of Materials Processing Technology.* 2002;123(1)33-45
- Gary A, Preparing porcelain surfaces for optimal bonding *Compend Contin Educ Dent.* 2008. Jul-Aug;29(6):324-35; quiz 336
- Goldstein J, Newbury D, Joy D, Lyman C, Echlin P, Lifshin E. J. 2003. *Scanning Electron Microscopy And X-Ray Microanalysis: a text for biologists, materials, scientists, and geologists, Springer Science& Business Media, p.2012*
- Gomis JM, Bizar J, Anglada J M, Samso J, Paraire M. Comparative evaluation of four finishing systems on one ceramic surface. *Int. J. Prosthodont.* 2003;(16): 74–7.
- Gorler O, Dogan DO, Ulgey M, Goze A, Hubbezoğlu I, Zan R, Ozdemir AK. The Effects of Er:YAG, Nd:YAG, and Ho:YAG Laser Surface Treatments to Acrylic Resin Denture Bases on the Tensile Bond Strength of Silicone-Based Resilient Liners. *Photomed Laser Surg.* 2015 Aug;33(8):409-14.
- Gökçe B, Ozpinar B, Dündar M, Cömlekoglu E, Sen BH, Güngör MA. Bond strengths of all-ceramics: acid vs laser etching. *Oper Dent* 2007;32(2):173-8.
- Gregory WA, Moss SM. Effects of heterogeneous layers of composite and time on composite repair of porcelain. *Operative Dentistry* 1990;15:18–22.
- Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, MV. S. Pressable and alumina glass- infiltrated ceramics.;Srength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. *Dent Mater* 2004;20(5):441- 48.
- Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J. Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *Int J Prosthodont* 2002 Jul-Aug; 15 (4): 339-346.
- Guazzato M, Proos K, Quach L, Swain MV. Strength, reliability and mode of fracture of bilayered porcelain/ zirconia (Y-TZP) dental ceramics. *Biomaterials* 2004; 25(20) 5045-52.
- Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y- TZP dental ceramic. *J Dent* 2005; 33: 9-18.

- Guess PC, Zhang Y, Kim JW, Rekow ED, Thompson VP. Damage and reliability of Y-TZP after cementation surface treatment. *J Dent Res*, 2010; 89(6), 592-6.
- Gürel G. Porselen laminat venerler bilim ve sanatı, Quintessence Yayıncılık Ltd. Şti, İstanbul. 2004.
- Hannink RHJ, Kelly PM, Muddle BC. Transformation toughening in zirconia-containing ceramics. *J Am Ceram Soc* 2000;83(3):461-87.
- Hara AT, Pimenta LA, Rodrigues AL, Jr. Influence of cross-head speed on resin-dentin shear bond strength. *Dent Mater* 2001;17(2):165-9.
- Harding AB, Norling BK, Teixeira EC. The Effect of Surface Treatment of the Interfacial Surface on Fatigue-Related Microtensile Bond Strength of Milled Zirconia to Veneering Porcelain. *J Prosthodont*, 2012 DOI: 10.1111/j.1532-849X.2012.00843.x
- Haselton DR, Diaz-Arnold AM, Dunne JT, Jr. Shear bond strengths of 2 intraoral porcelain repair systems to porcelain or metal substrates. *J Prosthet Dent* 2001;86(5):526-31.
- Hauser-Gerspach I, Mauth C, Waltimo T, Meyer J, Stübinger S. Effects of Er:YAG laser on bacteria associated with titanium surfaces and cellular response in vitro. *Lasers Med Sci*. 2014 Jul;29(4):1329-37.
- Heikkinen TT, Lassila LV, Matinlinna JP, Vallittu PK. Effect of operating air pressure on tribochemical silica-coating. *Acta Odontol Scand* 2007;65(4):241-48.
- Heintze SD, Rousson V. Survival of zirconia- and metal-supported fixed dental prostheses: a systematic review. *Int J Prosthodont* 2010;23(6):493-502.
- Herrmann M, Rottenegger R, Tinschert J, Marx R. The effect of corrosive environment on the porcelain-to-metal bond--a fracture mechanics investigation. *Dent Mater* 1992;8(1):2-6.
- Hooshmand T, Parvizi S, Keshvad A. Effect of surface acid etching on the biaxial flexural strength of two hot-pressed glass ceramics. *J Prosthodont* 2008;17(5):415-19.
- Imanishi A, Nakamura T, Ohyama T. 3-D Finite element analysis of allceramic posterior crowns. *J Oral Rehabil* 2003;30:818-822.
- Isgro G, Pallav P, Van der Zel JM, Feilzer AJ. The influence of the veneering porcelain and different surface treatments on the biaxial flexural strength of a heat-pressed ceramic. *J Prosthet Dent* 2003; 90: 465-473.
- Işeri U, Özkurt Z, Kazazoğlu E, Küçüköğlü D. Influence of Grinding Procedures On The Flexural Strength Of Zirconia Ceramic. *Braz Dent J* 2010;21:528-32.
- Jain S, Parkash H, Gupta S, Bhargava A. To evaluate the effect of various surface treatments on the shear bond strength of three different intraoral ceramic repair systems: an in vitro study. *J Indian Prosthodont Soc* 2013;13(3):315-20.
- Jones DW, Ceram, FI. Development of dental ceramics; An historical perspective. *Dental Clinics of North America*, 1985;29(4): 621- 644.
- Kakaboura A, Fragouli M, Rahiotis C, Silikas N. Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. *J Mater Sci Mater Med*, 2007;18:155-163.
- Kamath R, Sarandha DL, Baid GC. Advances in Gingival Retraction. *Int J Clin Dent Sci* 2011;2:64-7.
- Kara Ö, Kara HB, Tobi ES, Öztürk AN, Kilic SH. Effect of Various Lasers on the Bond Strength of Two Zirconia Ceramics. *Photomedicine and Laser Surgery*. 2015; 33, 2. DOI: 10.1089/pho.2014.3841
- Karakoca S, Yılmaz H. Influence of surface treatments on surface roughness, phase transformation and biaxial flexural strength of Y-TZP ceramics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2009;92:930–937.
- Karakoca S, Yılmaz H. Zirkonyum ve sabit protezlerde kullanımı. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.* 2006: 36-44.

- Kasraei S, Rezaei-Soufi L, Heidari B, Vafae F. Bond strength of resin cement to CO₂ and Er: YAG laser-treated zirconia ceramic. *Restor Dent Endod* 2014;39(4):296-302.
- Kato H, Matsumura H, Tanaka T, Atsuta M. Bond Strength and Durability of Porcelain Bonding Systems. *J Prosthet Dent*, 1996;75:163-168.
- Kazuhiro Tada, Kiyoshi Kakuta, Hideo Ogura, Soh Sato. Effect of particle diameter on air polishing of dentin surfaces. *Odontology* 2010;98:31-6.
- Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dent Mater*. 2008 Mar;24(3):289-98.
- Kelsey WP, 3rd, Latta MA, Stanislav CM, Shaddy RS. Comparison of composite resin to-porcelain bond strength with three adhesives. *Gen Dent* 2000;48(4):418-21.
- Kern M, Barloi A, Yang B. Surface conditioning influences zirconia ceramic bonding. *J Dent Res* 2009;88(9):817-22
- Kesler G. Clinical Applications of Lasers During Removable Prosthetic Reconstruction. *Dent Clin North Am* 2004;48:963-9.
- Kilicarslan MA, Kedici PS, Kucukesmen HC, Uludag BC. In vitro fracture resistance of posterior metal-ceramic and all-ceramic inlay-retained resin-bonded fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 2004;92(4):365-70.
- Kim HJ, Lim HP, Park YJ, Vang MS. Effect of zirconia surface treatments on the shear bond strength of veneering ceramic. *J Prosthet Dent*. 2011;105(5):315-22.
- Kim J.T, Cho S.A. The Effects of Laser Etching On Shear Bond Strength At The Titanium Ceramic Interface. *J Prosthet Dent* 2009;101:101-6.
- Kimmich M, Stappert CF. Intraoral treatment of veneering porcelain chipping of fixed dental restorations: a review and clinical application. *J Am Dent Assoc* 2013;144(1):31-44.
- Kirmali O, Kapdan A, Harorli OT, Barutcugil C, Ozarslan MM. Efficacy of ceramic repair material on the bond strength of composite resin to zirconia ceramic. *Acta Odontol Scand* 2015;73(1):28-32.
- Knight JS, Holmes JR, Bradford H, Lawson C. Shear bond strengths of composite bonded to porcelain using porcelain repair systems. *Am J Dent* 2003;16(4):252-4.
- Kocak A. Cercon zirkonya sistemi ile yapılan posterior sabit protezlerin uzun dönem klinik başarılarının incelenmesi. Doktora Tezi 2006.
- Korkmaz FM, Bagis B, Turgut S, et al. Effect of surface treatments on the bond strength of veneering ceramic to zirconia. *J Appl Biomater Funct Mater*. 2015;13:17–27.
- Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. Strength and reliability of surface treated Y-TZP dental ceramics. *J Biomed Mater Res*, 2000, 53: 304-313.
- Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dental Materials* 1999; 15: 426-433.
- Kumbuloglu O, User A, Toksavul S, Vallittu PK. Intra-oral adhesive systems for ceramic repairs: a comparison. *Acta Odontol Scand* 2003;61:268-72.
- Kursoglu P, Motro PFK, Yurdagüven H. Shear bond strength of resin cement to an acid etched and a laser irradiated ceramic surface. *J Adv Prosthodont* 2013;5(2):98-103.
- Kussano CM, Bonfante G, Batista JG, Pinto JHN. Evaluation of shear bond strength of composite to porcelain according to surface treatment. *Braz Dent J* 2003;14(2):132-35.
- Kürklü D, Zirkonyum alt yapı porselen restorasyonların tamirinde kullanılan kompozitin bağlantı direnci üzerine yüzey işlemlerinin etkisinin incelenmesi, Doktora tezi, Atatürk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Erzurum 2011
- Lang LA, Wang R, Kang B, White SN. Validation of finite element analysis in dental ceramics research. *J Prosthet Dent* 2001; 86: 650-654.

- Larsson C, Vult von Steyern P, Sunzel B, Nilner K. All-ceramic two- to five-unit implant-supported reconstructions. A randomized, prospective clinical trial. *Swed Dent J* 2006;30(2):45-53.
- Leibrock A, Degenhart M, Rosentritt M, Handel G. In vitro study of the effect of thermo- and loading-cycling on the bond strength of porcelain repair systems. *J Oral Rehab* 1999;26:130e7.
- Leinfelder K F. Porcelain esthetics for the 21st century. *The Journal of the American Dental Association*, 2000; 131, 47- 51.
- Li R, Ren Y, Han J. Effects of pulsed Nd:YAG laser irradiation on shear bond strength of composite resin bonded to porcelain. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi* 2000;18(6):377-9.
- Lin J, Shinya A, Gomi H. Effect of self-adhesive resin cement and tribochemical treatment on bond strength to zirconia. *Int J Oral Sci* 2010;2(1):28-34.
- Lin JD, Duh JG. Fracture toughness and hardness of ceria and yttria doped tetragonal zirconia ceramics. *Mater Chem Phys* 2002; 78: 253-261.
- Liu D, Matinlinna JP, Tsoi JK, Pow EH, Miyazaki T, Shibata Y, Kan CW. A new modified laser pretreatment for porcelain zirconia bonding *Dent Mater* 2013;29(5):559-565.
- Liu L, Suogang L, Song X, Zhu Q, Zhang W. Effect of Nd: YAG laser irradiation on surface properties and bond strength of zirconia ceramics. *Lasers Med Sci* DOI 10.1007/s10103-013-1381-7.
- Liu PR, Isenberg BP, Leinfelder KF. Evaluating CAD-CAM generated ceramic veneers. *J Am Dent Assoc* 1993; (124): 59-63.
- Luthy H, Filser F, Loeffel O, Schumacher M, Gauckler LJ, CH. H. Strength and reliability of four-unit all-ceramic posterior bridges. *Dent Mater* 2005;21(10):930-7.
- Luthy H, Loeffel O, Hammerle CH. Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic. *DentMater* 2006;22(2): 195-200.
- Madani AS, Astaneh PA, Nakhaei M, Bagheri HG, Moosavi H, Alavi S, Najjaran NT. Effectiveness of silica-lasing method on the bond strength of composite resin repair to Ni-Cr alloy. *J Prosthodont* 2015;24(3):225-32.
- Madani M, Chu FC, McDonald AV, Smales RJ. Effects of surface treatments on shear bond strengths between a resin cement and an alumina core. *J Prosthet Dent* 2000;83(6):644-47.
- Magne P, Magne M. Treatment of extended anterior crown fractures using Type IIIA bonded porcelain restorations. *J Calif Dent Assoc*. 2005;33:387-396.
- Mahmoodi N, Hooshmand T, Heidari S, Khoshro K. Effect of sandblasting, silica coating, and laser treatment on the microtensile bond strength of a dental zirconia ceramic to resin cements. *Lasers Med Sci*. 2016 Feb;31(2):205-11.
- Mangano FG, Cirotti B, Sammons RL, Mangano C. Custom-Made, Root-Analogue Direct Laser Metal Forming Implant: A Case Report. *Lasers Med Sci* 2012;27:1241-5.
- Margeas R.C. Salvaging a Porcelain-Fused-to-Metal Bridge with Intraoral Ceramic Repair. *Compend Cont Educ Dent*, 2002;23:952-956.
- Matinlinna JP, Lassila LV, Ozcan M, et al. An introduction to silanes and their clinical applications in dentistry. *Int J Prosthodont*. 2004;17:155-164.
- Matinlinna JP, Vallittu PK. Bonding of resin composites to etchable ceramic surfaces—an insight review of the chemical aspects on surface conditioning. *J Oral Rehabil* 2007;34(8):622-30.
- Matsumura H, Kawahara M, Tanaka T, Atsuta M. A new porcelain repair system with a silane coupler, ferric chloride, and adhesive opaque resin. *J Dent Res* 1989;68(5):813-8.
- McCabe JF. *Applied Dental Materials*, Seventh ed., Mass Publishing Co, Egypt. 1994.

- McDonough WG, Antonucci JM, He J, Shimada Y, Chiang MY, Schumacher GE, et al. A microshear test to measure bond strengths of dentinpolymer interfaces. *Biomaterials* 2002; 23 (17): 3603–3608.
- McLean JW, Hughes TH. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Br Dent J* 1965;119(6):251-67.
- McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent* 2001;85(1):61-66.
- McLean, JW, Sced, IR. Reinforcement of aluminous dental porcelain crowns using a platinum alloy preformed coping technique. *Br Dent J.* 1987;163:347–352
- Mehl A, Hickel R. Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. *Int J Computer Dent* 1999;2(1):9-35.
- Miller PD Jr. Regenerative and Reconstructive Periodontal Plastic Surgery. *Mucogingival Surgery. Dent Clin North Am* 1988;32:287-306.
- Minamizato T. Slip-cast zirconia dental roots with tunnels drilled by laser process. *J Prosthet Dent* 1990;63(6):677-84.
- Moghadam B. Intraoral repair of fractured porcelain using porcelain laminate veneer. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1994;6:65-6, 68.
- Monaco C, Cardelli P, Scotti R, Valandro LF. Pilot evaluation of four experimental conditioning treatments to improve the bond strength between resin cement and Y-TZP ceramic. *J Prosthodont.* 2010; 20(2), 97-100.
- Monticelli F, Toledano M, Osorio R, et al. Effect of temperature on the silane coupling agents when bonding core resin to quartz fiber posts. *Dent Mater.* 2006;22:1024-1028.
- Mosharraf R, Rismanchian M, Savabi O, et al. Influence of surface modification techniques on shear bond strength between different zirconia cores and veneering ceramics. *J Adv Prosthodont.* 2011;3:221–228.
- Moszner N, Salz U. Composites for Dental Restoratives. In: Shalaby SW, Salz U, editors. *Polymers for dental and Orthopedic Applications.* NW, USA: Taylor&Francis Group; 2007;14-58.
- Myers TD. The Future of Lasers in Dentistry. *Dent Clin North Am* 2000;44:971-80.
- Nagas IC, Ergun G. The position and future of zirconia ceramics in dentistry. *Acta Odontol Turc* 2008;25(3):51-60.
- Nayır E. *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi.* İstanbul: İstanbul Üniversitesi Basımevi; 1999.
- Nikaido T, Kunzelmann KH, Chen H, Ogata M, Harada N, Yamaguchi S, Cox CF, Hickel R, Tagami J. Evaluation of thermal cycling and mechanical loading on bond strength of a self-etching primer system to dentin. *Dent Mater.* 2002 May;18(3):269-75.
- Noda M, Okuda Y, Tsuruki J, Minesaki Y, Takenouchi Y, Ban S Surface damages of zirconia by Nd: YAG dental laser irradiation. *Dent Mater J.* 2010 29:536–541.
- O'Brien WJ. *Ceramics Dent Clin North America,* 1985; 29: 621-643, 667-672.
- O'Brien WJ. *Dental Materials and Their Selection.* Chicago: Quintessence Pub Co Inc; 2002.
- O'Connor J, Sexton B, Smart RS. *Surface Analysis Methods in Materials Science.* Germany, Springer-Verlag. 2003.
- Oura K, Lifshits VG, Saranin A, Zotov AV, Katayama M. *Surface science: an introduction,* Springer Science& Business Media, p.2013
- Özcan M, Corazza PH, Marocho SM, et al. Repair bond strength of microhybrid, nanohybrid and nanofilled resin composites: effect of substrate resin type, surface conditioning and ageing. *Clin. Oral Invest.* 2013;17:1751–1758.
- Özcan M, Niedermeier W. Clinical study on the reasons for and location of failures of metal-ceramic restorations and survival of repairs. *Int J Prosthodont* 2002;15(3):299-302.

- Özcan M, Valandro LF, Amaral R, Leite F, Bottino MA. Bond strength durability of a resin composite on a reinforced ceramic using various repair systems. *Dent Mater* 2009;25(12):1477-83.
- Özcan M, Vallittu PK. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dent Mater* 2003;19:725-31.
- Özcan M. Evaluation of alternative intraoral repair techniques for fractured ceramic-fused-to-metal restorations. *J Oral Rehabil* 2003;30:194-203
- Özcan M. Fracture Strengths Of Ceramic-Fused-To-Metal Crowns Repaired With Two Intraoral Air-Abrasion Techniques And Some Aspects Of Silane Pretreatment –A Laboratory And Clinical Study. Cologne: University of Cologne; 1999.
- Öztürk B. Nd:YAG, Er:YAG ve CO2 lazer ile pürüzlendirme sonrası florid uygulamasının süt ve sürekli dişlerde mine erozyonunu önlemede ve florid alımını arttırmada etkisinin in vitro incelenmesi ve yüzey morfolojisinin sem ile değerlendirilmesi. Doktora tezi, Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü 2012.
- Pameijer CH, Louw NP, Fischer D. Repairing fractured porcelain: how surface preparation affects shear force resistance. *J Am Dent Assoc* 1996;127(2):203-9.
- Panah FG, Rezai SM, Ahmadian L. The influence of ceramic surface treatments on the micro-shear bond strength of composite resin to IPS Empress 2. *J Prosthodont*. 2008 Jul;17(5):409-14. doi: 10.1111/j.1532-849X.2007.00296.x.
- Paranhos MP, Burnett LH Jr, Magne P Effect of Nd: YAG laser and CO2 laser treatment on the resin bond strength to zirconia ceramic. *Quintessence Int* 2011;42:79-89
- Pelka MA, Altmaier K, Petschelt A, Lohbauer U. The effect of air-polishing abrasives on wear of direct restoration materials and sealants. *J Am Dent Assoc* 2010;14:63-70.
- Perhavec T, Diaci J. Comparison of Er: YAG and Er, Cr: YSGG dental lasers. *J. Oral Laser Appl* 2008;8(2):87-94.
- Pick RM. Using lasers in clinical dental practice. *JADA* 124: 37-47, 1993.
- Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial: Review. *Biomaterials*
- Piowowraczyk A, Lauer HC, Soransen J A. In vitro shear bond stress of cementing agent to fixed prosthodontic restorative materials. *J Prosthet Dent* 2004; 92: 265-273.
- Pjetursson BE, Sailer I, Zwahlen M, Hammerle CHF. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: single crowns. *Clinical Oral Implant Research* 2007a;18: 73-85.
- Pjetursson BE, Sailer I, Zwahlen M, Hammerle CHF. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: fixed partial dentures. *Clinical Oral Implant Research* 2007b;18: 86-96.
- Platt P, Frankel P, Gass M, Howells R, Preuss M. Finite element analysis of the tetragonal to monoclinic phase transformation during oxidation of zirconium alloys. *Journal of Nuclear Materials* 454 (2014) 290-297
- Polat S, Cebe F, Tunçdemir AR, Öztürk C, Üşümez A. Evaluation of the bond strength between aged composite cores and luting agent. *J Adv Prosthodont* 2015;7:108-14
- Powers JM, L.Sakaguchi R. *Craig's Restorative Dental Materials* 12 ed. St. Louis: Mosby.Co; 2006: 552.
- Powers JM, Wataha JC. *Dental materials: Properties and manipulation*. 9th Ed. St. Louis. Mosby, 2008; Chapter 14.
- Powers JM. *Restorative Dental Materials* St.Louis: CV Mosby; 2002.
- Prasad KD, Hedge C, Agrawal G, Shetty M. Gingival Displacement in Prosthodontics. A Critical Review of Existing Methods. *J Interdiscip Dent* 2011;1:80-6.

- Pratt RC, Burgess JO, Schwarts RS, Smith JH. Evaluation of Bond Strength of Six Porcelain Repair Systems. *J Prosthet Dent*, 1989;62:11-13.
- Proos KA, Swain MV, Ironside J, Steven GP. Influence of core thickness on a restored crown of a first premolar using finite element analysis. *Int J Prosthodont* 2003; 16: 474-80.
- Raigrodski AJ, Chiche GJ, Potiket N, Hochstedler JL, Mohamed SE, Billiot S, et al. The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: a prospective clinical pilot study. *J Prosthet Dent* 2006;96(4):237-44.
- Raigrodski AJ, Hillstead MB, Meng GK, et al. Survival and complications of zirconia-based fixed dental prostheses: a systematic review. *J. Prosthet. Dent.* 2012;107:170–177.
- Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dent Clin North Am* 2004; 48 (2): 531-544.
- Rinaudo PJ, Cochran MA, Moore BK. The effect of air abrasion on shear bond strength to dentin with dental adhesives. *Oper Dent* 1997;22:254-9.
- Rocha R, Pinheiro AL, Villaverde AB. Flexural Strength of Pure Ti, Ni-Cr And Co-Cr Alloys Submitted to Nd:YAG Laser or TIG Welding. *Braz Dent J* 2006;17:20-3.
- Rosentiel SF, Fujimoto J. *Contemporary Fixed Prosthodontics China*: Mosby Elsevier; 2006.
- Rosentritt M, Behr M, Kolbeck C, et al. In vitro repair of all-ceramic and fiberreinforced composite crowns. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2000;8:107-12.
- Sadat Madani A, Astaneh PA, Shahabi S, Nakhaei MR, Bagheri HG, Chiniforush N. Influence of different power outputs of intraoral Nd: YAG laser on shear bond strength of a resin cement to nickel-chromium dental alloy. *Lasers Med Sci* 2013;28(1):229-34.
- Sadeghi A, Davari A, Mahani AA, Hakimi H. Influence of Different Power Outputs of Er:YAG Laser on Shear Bond Strength of a Resin Composite to Feldspathic Porcelain. *J Dent Shiraz Univ Med Sci.*, March 2015; 16(1): 30-36
- Sahafi A, Peutzfeldt A, Asmussen E, Gotfredsen K. Bond strength of resin cement to dentin and to surface-treated posts of titanium alloy, glass fiber, and zirconia. *J Adhes Dent*, 2003, 5: 153-162.
- Saito, A, Komine, F, Blatz, M.B, Matsumura, H. A comparison of bond strengths of layered veneering porcelains to zirconia and metal. *J. Prosthet. Dent.* 2010; 104: 247-257
- Sailer I, Fehér A, Filser F, Lüthy H, Gauckler LJ, Schärer P, Hämmerle CHF. Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3- year follow-up. *Quintessence Int* 2006; 37: 685-693.
- Sailer I, Pjetursson BE, Zwahlen M, Hämmerle CH. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. part II: fixed dental prostheses. *Clin Oral Implants Res* 2007;18(3):86-96.
- Saker S, Ibrahim F, Ozcan M. Effect of different surface treatments on adhesion of In-Ceram Zirconia to enamel and dentin substrates. *J. Adhes. Dent.* 2013;15:369–376.
- Saklakoğlu, İE. (1999). Doktora tezi: İyon İmplantasyonu Yöntemiyle Yüzeyi Farklı Tip Elementlerle Modifiye Edilmiş AISI 316 L Tipi Paslanmaz Çeliğin Yüzey Karakteristiklerinin Karşılaştırılması. İzmir.
- Salerno M, Giacomelli L, Derchi G, Patra N, Diaspro A. Atomic force microscopy in vitro study of surface roughness and fractal character of a dental restoration composite after air-polishing. *Biomed Eng Online* 2010;9:59.
- Sanjeev Kumar Verma, Sandhya Maheshwari, Raj Kumar Singh, Prabhat Kumar Chaudhari. Laser in dentistry: An innovative tool in modern dental practice. *National Journal of Maxillofacial Surgery.* 2012;(3):2.Jul-Dec :124-132.
- Santos EC, Shiomi M, Osakada K, Laoui T. Rapid Manufacturing of Metal Components By Laser Forming. *International Journal of Machine Tools & Manufacture* 2006;46:1459-68.

- Santos M, Acciari HA, Vercik LCO, Guastaldi AC. Laser Weld: Microstructure And Corrosion Study of Ag-Pd-Au-Cu Alloy Of The Dental Application. *Mater Let* 2003;57:1888-93.
- Saygin AG, Ozdemir AK, Gorler O. Influence of Various Laser Surface Modifications on SBS of Titanium and Zirconium Oxide Substructures. *Cumhuriyet Üniversitesi Fen Fakültesi Fen Bilimleri Dergisi (CFD)*, 2017;Cilt 38, No.2(ISSN: 1300-1949
- Scherrer S, Cesar PF, Swain MV. Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: A critical literature review. *Dental Materials*. 2010;Feb; 26(2): 78-93.
- Scherrer SS, de Rijk WG. The fracture resistance of all-ceramic crowns on supporting structures with different elastic moduli. *Int J Prosthodont* 1993;6(5):462-7.
- Schmalz G, Garhammer P. Biological interactions of dental cast alloys with oral tissues. *Dent Mater* 2002;18:396-406.
- Schneider W, Powers JM, Pierpoint HP. Bond Strengths of Composites to etched and Silica Coated Porcelain Fusing Alloys. *Dent Mater*, 1992;8:211-215.
- Sciasci P, Abi-Rached FO, Adabo GL, Baldissara P, Fonseca RG. Effect of surface treatments on the shear bond strength of luting cements to Y-TZP ceramic. *J Prosthet Dent*. 2015 Mar;113(3):212-9.
- Seitavuopio, P. The roughness and imaging characterisation of different pharmaceutical surfaces. Academic dissertation. 2006 Helsinki University.
- Sestini S, Notarantonio L, Cerboni B, Alessandrini C, Fimiani M, Nannelli P. In Vitro Toxicity Evaluation of Silver Soldering, Electrical Resistance, And Laser Welding of Orthodontic Wires. *Eur J Orthod* 2006;28: 567-72.
- Shimizu Y, Tada K, Seki H, Kakuta K, Miyagawa Y, Shen JF, Morozumi Y, Kamoi H, Sato S. Effects of air polishing on the resin composite-dentin interface. *Odontology* 2014;102: 279-83.
- Shiu P, De Souza-Zaroni WC, Eduardo Cde P, Youssef MN. Effect of feldspathic ceramic surface treatments on bond strength to resin cement. *Photomed Laser Surg* 2007;25(4):291-6.
- Soares CJ, Soares PV, Pereira JC, et al. Surface treatment protocols in the cementation process of ceramic and laboratoryprocessed composite restorations: a literature review. *J Esthet Restor Dent*. 2005;17:224-235.
- Spohr AM, Borges GA, Junior LH, Mota EG, Oshima HM. Surface modification of In-Ceram Zirconia ceramic by Nd:YAG laser, Rocatec system, or aluminum oxide sandblasting and its bond strength to a resin cement. *Photomed Laser Surg* 2008;26(3):203-8.
- Strauss R. Lasers in Oral and Maxillofacial Surgery. *Dent Clin North Am* 2000;44:851-73.
- Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-Aided Design And Fabrication of Dental Restorations: Current Systems And Future Possibilities. *J Am Dent Assoc* 2006;137: 1289-96.
- Stübinger S, Homann F, Etter C, Miskiewicz M, Wieland M, Sader R. Effect of Er:YAG, CO₂ and Diode Laser Irradiation on Surface Properties of Zirconia Endosseous Dental Implants *Lasers Surg Med* 2008;40(3):223-228.
- Subaşı MG, Inan O. Influence of surface treatments and resin cement selection on bonding to zirconia. *Lasers Med Sci*. 2014;29:19–27
- Subbarao EC. Zirconia- an overview. In: Heuer AH, Hobbs LW, editors. *Science and Technology of Zirconia*. Advances in ceramics, vol. 3. Amsterdam: Elsevier, 1981:1- 24:
- Sulewski JG. Historical survey of laser dentistry. *Dent Clin North Am* 2000;44(4):717-52.
- Sundh A, Molin M, Sjogren G. Fracture resistance of yttrium oxide partially- stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent Mater* 2005; 21: 476-482.
- Sundh A, Sjogren G. A comparison of fracture strength of yttrium-oxide partiallystabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. *J Oral Rehabil* 2004;31: 682–8.

- Swift EJ, Jr. New adhesive resins. A status report for the American Journal of Dentistry. Am J Dent, 1989, 2: 258-260.
- Szep S, Gerhardt T, Gockel HW, Ruppel M, Metzeltin D, Heidemann D. In vitro dentinal surface reaction of 9.5% buffered hydrofluoric acid in repair of ceramic restorations: a scanning electron microscopic investigation. J Prosthet Dent 2000;83(6):668-74.
- Şen S, Kunt EG, Ceylan G. Lazerler ve Protez Öncesi Uygulama Alanları. EÜ Diş Hek Fak Derg 2010;31:1-8
- Tan PL, Dunne JT. An esthetic comparison of a metal ceramic crown and cast metal abutment with an all-ceramic crown and zirconia abutment: A clinical report. J Prosthet Dent 2004; 91 (3): 215-218.
- Tavares M, Stultz J, Newman M, et al. Light Augments Tooth Whitening With Peroxide. J Am Dent Assoc 2003;134:167-75.
- Technical Specification. Dental materials-Testing of adhesion to tooth structure. ISO/TS 11405. 2003.
- Teixeira EC, Thompson, JL.,Piascik JR, Bs,Jeffrey Y. Thompson JY. In Vitro Toothbrush-Dentifrice Abrasion of Two Restorative Composites. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry. 2006;17,3,172-81
- Theunissen GSAM, Bouma JS, Winnubst AJA, Burggraaf AJ. Mechanical properties of ultra-fine grained zirconia ceramics. J Mater Sci 1992; 27: 4429-4438.
- Tholt B, Miranda-Júnior W, Prioli R, Thompson J, Oda M. Surface roughness in ceramics with different finishing techniques using atomic force microscope and profilometer.2006;31,4,442-9
- Thompson JY, Stoner BR, Piascik JR, Smith R. Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: where are we now? Dent Mater. 2011, 27: 71- 82.
- Thurmond JW, Barkmeier WW, Wilwerding TM. Effect of porcelain surface treatments on bond strengths of composite resin bonded to porcelain. J Prosthet Dent 1994;72(4):355-9.
- Tinschert J, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina- and zirconia- based three- unit fixed partial dentures: a laboratory study. Int J Prosthodont 2001; 14: 231-238.
- Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H. Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. Int J Comput Dent 2004;7(1):25-45.
- Tinschert J, Schulze KA, Natt G, et al. Clinical behavior of zirconia-based fixed partial dentures ade of DCZirkon: 3-year results. Int. J. Prosthodont. 2008;21:217–222.
- Tinschert J, Zwez D, Marx R, Anusavice KJ. Structural reliability of alumina-, feldspath leucite-, mica- and zirconia- based ceramics. J Dent 2000; 28: 529- 535.
- Toksavul S, Artunç C, Ulusoy M, Toman M. Tüm Seramik Kronlar. Meta Basım Bornova; İzmir: 2002. p.3-8.
- Toksavul S, Toman M, Fırınoğlu K. Tüm seramik restorasyonlar ve klinik uygulaması: olgu sunumu Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi 2008; 11,1.
- Touati B, Nathanson D. Esthetic Dentistry and Ceramic Restorations London: Martin Dunitz Ltd; 1999.
- Tsalouchou E, Cattell MJ, Knowles JC, Pittayachawan P, McDonald A. Fatigue and fracture properties of yttria partially stabilized zirconia crown systems. Dent Mater 2008;24(3):308-18.
- Tulunoglu IF, Beydemir B. Resin shear bond strength to porcelain and a base metal alloy using two polymerization schemes. J Prosthet Dent 2000;83(2):181-6.
- Tysowsky G. Ivoclar Vivadent. Personal communication. August 28, 2007.

- Uçar Y, Akova T, Akyil MS, Brantley WA. Internal Fit Evaluation of Crowns Prepared Using A New Dental Crown Fabrication Technique: Laser-Sintered Co-Cr Crowns. *J Prosthet Dent* 2009;102:253-9.
- Uludamar AK. Zirkonyum oksit seramik restorasyonlarda farklı yüzey hazırlıklarının kompozit yapıştırma simanının bağlanmasına etkilerinin incelenmesi.2007;Selçuk Üniversitesi, Konya.
- Uo M, Sjögren G, Sundh A, Goto M, Watari F, Bergman M. Effect of surface condition of dental zirconia ceramic (denzir) on bonding. *Dent Mater J.* 2006;25(3):626-31.
- Ural C, Kulunk T, Kulunk S, Kurt M. The effect of laser treatment on bonding between zirconia ceramic surface and resin cement. *Acta Odontol Scand* 2010;68(6):354-9.
- Ural Ç, Külünk T, Külünk ğ, Kurt M. The Effect of Laser Treatment on Bonding Between Zirconia Ceramic Surface And Resin Cement. *Acta Odontol Scand* 2010;68:354-9.
- Üşümez A, Hamdemirci N, Köroğlu BY, Şimşek İ, ParlarÖ, Sarı T. Bond strength of resin cement to zirconia ceramic with different surface treatments. *Lasers Med Sci* 2013;28:259–266.
- Valandro LF, Della Bona A, Antonio Bottino M, Neisser MP. The effect of ceramic surface treatment on bonding to densely sintered alumina ceramic. *J Prosthet Dent.* 2005;93(3):253-9.
- Valandro LF, Ozcan M, Amaral R, Vanderlei A, Bottino MA. Effect of testing methods on the bond strength of resin to zirconia-alumina ceramic: microtensile versus shear test. *Dent Mater J.* 2008;27:849-55.
- Valandro LF, Ozcan M, Bottino MC, Bottino MA, Scotti R, Bona AD. Bond strength of a resin cement to high-alumina and zirconia-reinforced ceramics: the effect of surface conditionin *J Adhes Dent* 2006;8(3):175-81.
- Valois CR, Silva LP, Azevedo RB. Atomic force microscopy study of stainless-steel and nickel-titanium files. *J Endod.* 2005.Dec;31(12):882-5.
- Vannet B, Hanssens JL, Wehrbein H. The Use of Three-Dimensional Oral Mucosa Cell Cultures To assess The Toxicity of Soldered And Welded Wires. *European Journal of Orthodontics* 2007;29:60-6.
- Vult P, Steyern V, Carlson P, Nilner K. All ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon technique. A 2-year clinical study. *Journal of Oral Rehabilitation,* 2005;32: 180-187..
- Wady AF, Paleari AG, Queiroz TP, Margonar R. Repair Technique for Fractured Implant-Supported Metal-Ceramic Restorations: A Clinical Report. *Journal of Oral Implantology.* 2014;40:5
- Wahsh MM, Ghallab O.H, Influence of different surface treatments on microshear bond strength of repair resin composite to two CAD/CAM esthetic restorative materials. *Tanta Dental Journal.* 2015; 12:178-184.
- Watanabe I, Baba N, Chang J, Chiu Y. Nd:YAG Laser Penetration Into Cast Titanium And Gold Alloy With Different Surface Preparations. *j Oral Rehabil* 2006;33:443-6.
- White SN, Miklus VG, McLaren EA, Lang LA, Caputo AA. Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system. *J Prosthet Dent* 2005;94(2):125-31.
- Whitehead SA, Shearer AC, Watts DC, Wilson NH. Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic. *J Oral Rehabil,* 1995, 22: 421-427.
- Wigdor H, Walsh J, Featherstone JDB, et al. Lasers in Dentistry. *Lasers Surg Med* 1995; 16:103-33.
- Wikipedia. <https://tr.wikipedia.org/wiki/Porselen>, 2017
- Williams RJ, Bibb R, Eggbeer D, Collins J. Use of CAD/CAM Technology to Fabricate A Removable Partial Denture Framework. *J Prosthet Dent* 2006;96:96-9.
- Wolf D.M., Powers J.M., O'Keefe K.L. Bond Strengths of Composite to Porcelain Treated With New Porcelain Repair Agents. *Dent Mater,* 1992;8:158-161.

- Wolfart M, Lehmann F, Wolfart S, Kern M. Durability of the shear bond strength to zirconia ceramic after using different surface conditioning methods. *Dent Mater* 2006; 23: 45-50.
- Wu G, Zhou B, Bi Y, Zhao Y. Selective Laser Sintering Technology for Customized Fabrication of Facial Prostheses. *J Prosthet Dent* 2008;100:56-60.
- www.ivoclarvivadent.us.com
- Yanikoglu N, Duymus ZY, Yılmaz B. Effects of different solutions on the surface hardness of composite resin materials. *Dent Mater J*, 2009, 28: 344-351.
- Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam porselen sistemleri II, G. Ü. Diş Hek Fak Derg 2005;22:49-60.
- Yavuzylmaz H. Metal Destekli Estetik Kuronlar. Baskı. Ankara, Gazi Üniversitesi İletişim Fakültesi Basımevi, 1996: 192-196.
- Yılmaz B. Beş Farklı Yöntemle Hazırlanan Zirkonyum Altyapılı Kuronların Marjinal Uyum ve Kırılma Dirençlerinin İn Vitro Olarak Değerlendirilmesi. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 2008, 9.
- Yoo J, Yoon H, Park J, Park E . Porcelain repair - Influence of different systems and surface treatments on resin bond strength. *J Adv Prosthodont* 2015;7:343-8.
- Yöndem İ. Farklı Yüzey Bitirme İşlemlerinin Metal Desteksiz Seramik Restorasyonlarda Yüzey Pürüzlülüğü ve Kırılma Dayanımları Üzerindeki Etkisinin Karşılaştırmalı Olarak incelenmesi, Doktora Tezi, Konya, 2006.
- Yücel MT. Farklı Tip Tam Seramik Kronların Marjinal Uyumlarının İn Vitro Olarak Değerlendirilmesi. Doktora Tezi. Selçuk Üniv Diş. Hekimliği Fakültesi, Konya 2005.
- Yüksel E, Zaimoğlu A. Hızlı Prototip Üretim Teknolojileri ve Diş Hekimliğinde Kullanımı: Olgu Sunumu. *Cumhuriyet Dent J* 2012;14:225-9.
- Zaimoglu, A, Can G, Ersoy E, Aksu L. Dis Hekimliginde Maddeler Bilgisi, Birinci baskı, Ankara Üniversitesi Dis Hekimligi Fakültesi Yayınları, Ankara 1993.
- Zarone F, Russo S, Sorrentino R. From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. *Dent Mater* 2011;27(1):83-96.
- Zogheib LV, Bona AD, Kimpara ET, McCabe JF. Effect of hydrofluoric acid etching duration on the roughness and flexural strength of a lithium disilicate-based glass ceramic. *Braz Dent J* 2011;22(1):45-50.
- Zogheib LV, Bona AD, Kimpara ET, McCabe JF. Effect of hydrofluoric acid etching duration on the roughness and flexural strength of a lithium disilicate-based glass ceramic. *Braz Dent J* 2011;22(1):45-50.
- Zupancic R, Legat A, Funduk N. Tensile Strength and Corrosion Resistance of Brazed And Lser-Welded Cobalt-Chromium Alloy Joints. *J Prosthet Dent* 2006;96:273-82.

8. ÖZGEÇMİŞ

24.11.1988 tarihinde Gölbaşı'nda doğdu. İlk ve orta öğrenimini Çatalağaç İlköğretim Okulu'nda, lise öğretimini Gölbaşı Anadolu Lisesi'nde tamamladı. 2007 yılında Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi' ni kazandı. 2013 yılında mezun oldu. 2014 yılında Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda uzmanlık eğitime başladı. Halen aynı anabilim dalında uzmanlık öğrencisidir.



9. EKLER

Ek 1: Etik Kurul Onayı



NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ
DIŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
İLAÇ VE TIBBİ CİHAZ DIŞI ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

Sayı: 2016/009

28.09.2016

Sayın Yrd. Doç. Dr. Hakkı ÇELEBİ

Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi İlaç ve Tıbbi Cihaz Dışı Araştırmalar Etik Kurulu'nun 28.06.2016 tarihinde yapılan 2016/009 sayılı toplantısında, yürütücüsü olduğunuz "Farklı yüzey işlemleri uygulanmış zirkonyum seramiklerde porselen tamir sisteminin kesme ve bağlanma dayanımını araştırılması" başlıklı projenin bilimsel etik açıdan uygun olduğuna karar verildi.

Saygılarımla...

Doç. Dr. Ali Rıza TUNÇDEMİR

NEÜ Diş Hekimliği Fakültesi
İlaç ve Tıbbi Cihaz Dışı Araştırmalar
Etik Kurul Bşk.



NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

İLAÇ VE TIBBİ CİHAZ DIŞI ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

Toplantı sayısı: 2016/009

Toplantı tarihi:28.09.2016

Karar 4 : Yrd.Doç.Dr. Hakkı ÇELEBİ'nin Farklı yüzey işlemleri uygulanmış zirkonyum seramiklerde porselen tamir sisteminin kesme ve bağlanma dayanımını araştırılması"başlıklı projesinin, etik ilkelere uygun olduğuna karar verildi.

Doç. Dr. Ali Rıza TUNÇDEMİR

Başkan

Prof. Dr. Yağmur ŞENER
Üye

Doç. Dr. Sevgi ÖZCAN
Üye

Doç.Dr. Bozkurt Kubilay IŞIK
Üye

Yrd. Doç. Dr. Begüm BÜYÜKEREMEN
Üye

Yrd. Doç. Dr. Elif ÖNCÜ
Raportör

Yrd. Doç. Dr. Arslan TERLEMEZ
Üye

Yrd. Doç. Dr. Ahmet Ertan SOĞANCI
Üye

Yrd. Doç. Dr. Said KARABEKİROĞLU
Üye