

**T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ
ANABİLİM DALI**

**ZİRKONYUM OKSİT ESASLI SERAMİK İLE REZİN
SİMANIN BAĞLANTISINA FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİNİN
ETKİLERİ**

DOKTORA TEZİ

Selma ŞEN

**Samsun
Haziran-2010**

**T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ
ANABİLİM DALI**

**ZİRKONYUM OKSİT ESASLI SERAMİK İLE REZİN
SİMANIN BAĞLANTISINA FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİNİN
ETKİLERİ**

DOKTORA TEZİ

Selma ŞEN

Danışman: Doç. Dr. Gözlem CEYLAN

**Samsun
Haziran-2010**

T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Bu çalışma jürimiz tarafından Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Programında
Doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

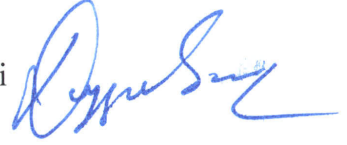
Başkan : Prof. Dr. Şenay CANAY, Hacettepe Üniversitesi



Üye : Doç. Dr. Gözlem CEYLAN, Ondokuz Mayıs Üniversitesi



Üye : Doç. Dr. Duygu SARAÇ, Ondokuz Mayıs Üniversitesi



Üye : Doç. Dr. Ahmet Umut Güler Ondokuz Mayıs Üniversitesi



Üye : Yrd. Doç. Dr. Tuğrul KIRTILOĞLU, Ondokuz Mayıs Üniversitesi



Bu tez, Enstitü Yönetim Kurul'unca belirlenen yukarıdaki jüri üyeleri tarafından
uygun görülmüştür.

Prof. Dr. Süleyman KAPLAN
Enstitü Müdürü

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince, bana yön veren ve destek olan, ayrıca bu tez çalışmasının ortaya çıkarılmasında yardımlarını esirgemeyen Sayın Doç. Dr. Gözlem CEYLAN'a,

Tez izleme komitesinde yer alan ve çalışmamızda, bilgi ve deneyimleri ile destek olan Sayın Prof. Dr. Şenay CANAY, Sayın Doç. Dr. Duygu SARAÇ, Sayın Doç. Dr. Ahmet Umut GÜLER, Sayın Yrd. Doç. Dr. Tuğrul KIRTILOĞLU'na,

Tez çalışmama maddi destek sağlayan Ondokuz Mayıs Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu'na

Çalışma sonuçlarımın istatistiksel olarak değerlendirilmesinde yardımlarından dolayı Sayın Prof. Dr. Yüksel BEK'e,

Tezimin laboratuvar aşamasındaki yardımlarından dolayı Sayın Prof. Dr. H. Serdar ÇÖTERT'e

Doktora eğitimime birlikte başladığım ve zorlu geçen bu süreci varlıklarıyla kolaylaştıran sevgili dostlarım Dt. Ayhan ÖZAN, Dt. Özlem KARAKAŞ'a, ayrıca yoğun geçen çalışma sürecinde yanımda olan sevgili bölüm arkadaşlarıma,

Doktora eğitimimde bilgi ve deneyimleri ile bana yön veren bölüm öğretim üyeleri; Sayın Doç.Dr. Şinasi SARAÇ, Sayın Yrd. Doç. Dr. Murat YENİSEY, Sayın Yrd.Doç.Dr. Murat KURT, Sayın Yrd.Doç.Dr. Çağrı URAL, Sayın Yrd.Doç.Dr. Göknil ERGİN, Sayın Yrd.Doç.Dr. Şafak KÜLÜNK, Sayın Yrd.Doç.Dr. Tolga KÜLÜNK'e

Çalışmamızın laboratuvar aşamalarındaki yardımlarından ve sağladıkları imkanlardan dolayı Sayın Dr. Veysel BALKAYA' ya, Karadeniz Teknik Üniversitesi Araştırma Merkezi'ne ve Protetik Diş Tedavisi A.D. teknik elemanlarına,

Tez çalışmam süresince anlayış ve desteklerinden dolayı eşimin ailesine,

Aldığım kararlarda bana destek veren ve bugünlere gelmemde büyük emeği olan sevgili anneme, babama ve zor zamanlarımda bana moral veren dert ortağım kardeşime,

Zor anlarımla kolaylaştıran, güzel anılarımla anlamlandıran sevgili eşime,

Dünyanın en güzel duygusunu bana tattıran, hayatımın anlamı canım oğluma,

Sevgilerimle Çok Teşekkür Ederim...

ÖZET

ZİRKONYUM OKSİT ESASLI SERAMİK İLE REZİN SİMANIN BAĞLANTISINA FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİNİN ETKİLERİ

Selma ŞEN, Doktora Tezi
Ondokuz Mayıs Üniversitesi, Samsun, Haziran 2010

Bu çalışmanın amacı zirkonyum oksit içerikli alt yapı seramiğine uygulanan kumlama, silika kaplama, lazer ile pürüzlendirme yöntemlerinin ve bu yöntemlerin kombine olarak kullanımının, rezin siman ile arasındaki makaslama bağlantı dayanıklılığına etkisini araştırmaktır. 150 adet zirkonyum oksit içerikli seramik örnek 5x5x2 mm boyutlarında hazırlandı. Daha sonra seramik örnekler yüzey işlemlerine göre 15 gruba ayrıldı: Grup C; kontrol; grup K; kumlama; grup S; silika kaplama; grup sp1; Er:YAG lazer (150 mJ 10 Hz sp) ile pürüzlendirme; grup Ssp1; grup sp1'deki işlemin ardından silika kaplama işlemi; grup ssp1; Er: YAG lazer (150 mJ 10 Hz ssp) ile pürüzlendirme; grup Sssp1; grup ssp1'deki işlemin ardından silika kaplama; grup sp2; Er: YAG lazer (300 mJ 10 Hz sp) ile pürüzlendirme; grup Ssp2; grup sp2'deki işlemin ardından silika kaplama; grup ssp2; Er: YAG (300 mJ 10 Hz ssp) pürüzlendirme; grup Sssp2; grup ssp2'deki işlemin ardından silika kaplama; grup W1; CO₂ lazer (sürekli modda, 3 W güçte) ile pürüzlendirme; grup SW1; grup W1'deki işlemin ardından silika kaplama; grup W2; CO₂ lazer (sürekli modda, 4W güçte) ile pürüzlendirme; grup SW2; grup W2'deki işlemin ardından silika kaplama.

Yüzey işlemlerinden sonra, seramik yüzeylere silindirik kompozitler (3x3mm) rezin siman ile yapıştırıldı. Örnekler distile suda 24 saat bekletildikten sonra Üniwersal Test Cihazında kafa hızı 1 mm/dk olacak şekilde makaslama bağlantı testi uygulandı. Makaslama testi sonrası başarısızlık tipleri incelendi. Her gruba ait ilave bir örnek SEM'da incelendi.

Makaslama bağlantı testi ile elde edilen veriler tek yönlü varyans analizi (ANOVA) ile değerlendirildi ve ortalama değerler Tukey HSD testi ile karşılaştırıldı ($\alpha:0.05$). Yüzey işlemleri bakımından makaslama bağlantı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu bulundu ($p<0.01$). En yüksek değer (20,31 MPa) SW1 grubunda, en düşük değer (10,78) ise ssp2 grubunda elde edildi. Kontrol grubu (11,92 MPa) ile kumlama (18,03 MPa) ve silika kaplama yapılan gruplar (19,15 MPa) arasında

anlamalı bir fark bulundu ($p<0.05$). Fakat kumlama ve silika kaplama gruplarının arasında anlamalı bir fark bulunmamıştır ($p>0.05$).

Çalışmamızın sonucunda, 3W ve 4W güçte CO₂ lazer ile yapılan pürüzlendirmelerin seramik-rezin bağlantısını arttıran alternatif bir yüzey işlemi olabileceği bulundu. Çalışmamızda, Er:YAG lazerin kullanılan parametrelerinin bağlantıyı istatistiksel olarak arttıracak bir etkisinin olmadığı bulundu. Lazer ile pürüzlendirme sonrasında, silika kaplama işleminin uygulanması sonucunda elde edilen bağlantı değerleri ile sadece silika kaplama işlemi yapılan grubun değerleri arasında fark bulunmadı ($p>0.05$).

ABSTRACT
THE EFFECTS OF DIFFERENT SURFACE TREATMENTS ON THE BOND
STRENGTH OF ZIRCONIUM-OXIDE CERAMIC AND
ADHESIVE RESIN

Selma ŞEN, Ph.D. Thesis
Ondokuz Mayıs University Samsun, June 2010

The aim of this study is to evaluate the effect of different surface treatments; air abrasion, silicoating, etching with laser and combination of these methods on the shear bond strength between zirconium oxide ceramic and adhesive resin. 150 zirconium oxide ceramic (5x5x2 mm) specimens were prepared. Then they were randomly divided into fifteen experimental groups according to the surface treatments: Group C; control, group K; sandblasting; group S; silicoating, group sp1; etching with Er: YAG laser (150 mj 10 Hz sp); group Ssp1; surface treatment as in group sp1 and then silicoating, group ssp1; etching with Er: YAG laser (150 mj 10 Hz ssp), group Sssp1; surface treatment as in group ssp1 and then silicoating, group sp2; etching with Er: YAG laser (300 mj 10 Hz sp), group Ssp2; surface treatment as in group sp2 and then silicoating, group ssp2; etching with Er: YAG laser (300 mj 10 Hz ssp); group Sssp2; surface treatment as in group ssp2 and then silicoating, group W1; etching with CO₂ laser (3W, continous mode) group SW1; surface treatment as in group W1 and then silicoating, group W2; etching with CO₂ laser (4W continous mode) group SW2; surface treatment as in group W2 and then silicoating.

After these surface treatments, the composite resin cylinders (3x3mm) were bonded to the ceramic surfaces with resin luting agent. After the specimens were stored in distilled water at 37 °C for 24 hour, shear bond strength test was applied with an Universal Testing Machine at a crosshead speed of 1 mm/min. After shear bond strength test, the modes of failure were assessed. An additional specimen for each group was examined under SEM.

The shear bond strength datas were evaluated with parametric one-way analysis of variance (ANOVA). And the mean values were compared by the Tukey HSD test (α :0.05). When surface treatments were compared, among groups there was a statistically significant difference ($p<0.05$). The maximum shear bond strength data (20,31 MPa) was evaluated in the group SW1 and the lowest data (10,78) was evaluated

in the group ssp2. There was a statistically significant difference between control group (11,92 MPa), sandblasting (18,03 MPa) and silicoating (19,15 MPa) ($p < 0.05$). But there was no statistically significant difference between sandblasting and silicoating ($p > 0.05$).

As a result, etching with CO₂ laser (3W, 4W) could be an alternative surface treatment method that increased the bond strength between ceramic and adhesive resin cement. Er:YAG laser with the parameters used in our study statistically had no effect on bond strength. There was no statistically significant difference between groups, silicoating after laser etching and only silicoating ($p > 0.05$).

SİMGELER VE KISALTMALAR

%	Yüzde
µm	Mikrometre
µs	Mikrosaniye
°C	Santigrat Derece
°K	Derece Kelvin
Al ₂ O ₃	Alüminyum oksit
Al ₂ O ₃ -2SiO ₂ -2H ₂ O	Kaolin
Ar	Argon
B ₂ O ₃	Boron trioksit
BIS-GMA	BIS-fenol glisidil metakrilat
CAD-CAM	Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim
CaO	Kalsiyum oksit
CeO ₂	Seryum oksit
CIS	Cam iyonomer siman
cm ²	Santimetrekare
Co	Kobalt
CO ₂	Karbon dioksit
Cu	Bakır
CW	Continious wave (Sürekli dalga)
dk	Dakika
Er:YAG	Erbiyum Yitriyum Alüminyum Garnet
Er,Cr:YSGG	Erbiyum, Kromiyum:Yitriyum Skandiyum Galliyum Garnet
Fe	Demir
Fe ₂ O ₃	Demir oksit
GaAlAs	Galyum Alüminyum Arsenit
GPa	Giga paskal
gr	Gram
gr/cm ³	Gram/santimetreküp
HEMA	Hidroksietilmetakrilat
He-Ne	Helyum-Neon
HfO ₂	Hafniyum dioksit
HIP	Hot Isostatically Pressed (Tam sinterlenmiş)
Ho:YAG	Holmiyum Yitriyum Alüminyum Garnet
HV	Sertlik Değeri
Hz	Hertz
J	Joule
J/cm ²	Joule/santimetrekare
K ₂ O ₃ - Al ₂ O ₃ -6SiO ₂	Feldspat
K ₂ O ₃	Potasyum oksit
KHz	Kilohertz
LED	Light emitting diode
Li ₂ O	Lityum oksit
LP	Long Pulse (Uzun Atım)

MAD-MAM	Elde tasarım ve üretim
Mg	Magnezyum
MgO	Magnezyum oksit
mJ	Milijoule
mJ/cm ²	Milijoule/santimetrekare
mm	Milimetre
mm/dk	Milimetre/dakika
mm ²	Milimetrekare
MPa	Mega paskal
MPS	Metakriloksipropiltrimetoksisilan
ms	Milisaniye
N	Newton
Na ₂ O	Sodyum oksit
Nd:YAG	Neodymium yitrium alüminyum garnet
Ni	Nikel
nm	Nanometre
Non-HIP	Non Hot Isostatically Pressed (Yarı sinterlenmiş)
pH	Power of Hydrogen (Asitlik veya bazlık derecesi)
pps	Pulse Per Second (Saniyedeki Atım)
PW	Pulsed wave (Atımlı dalga)
SEM	Scanning Electron Microscobe (Tarama elektron mikroskobu)
SiO ₂	Silisyum oksit (Silika)
Si-OH	Silika-hidroksil
sp	Short pulse (Kısa atım)
ssp	Super short pulse (Süper Kısa Atım)
TEOS	Tetraetoksisilan
Ti	Titanyum
TM	Trade Mark (Tescilli Marka)
VLP	Very Long Pulse (Çok Uzun Atım)
VSP	Variable Square Pulse (Değişken Kare Atımı)
W	Watt
W/cm ²	Watt/santimetrekare
Y ₂ O ₃	Yitrium oksit
Y-TZP	Yitrium ile stabilize tetragonal zirkonya polikristali
Zr	Zirkonyum
ZrCl ₄	Zirkonyum tetraklorür
ZrO ₂	Zirkonyum dioksit
ZrSiO ₄	Zirkonyum silikat

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	iii
ÖZET.....	iv
İNGİLİZCE ÖZET (ABSTRACT).....	vi
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	viii
İÇİNDEKİLER.....	x
1.GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Dental Seramik.....	3
2.2 Dental Seramiğin Yapısı.....	3
2.2.1 Feldspat ($K_2OAl_2O_3 \cdot 6SiO_2$).....	3
2.2.2 Kuartz (SiO_2).....	4
2.2.3 Kaolin ($Al_2O_3 \cdot 2SiO_2 \cdot 2H_2O$).....	4
2.3 Tam Seramikler.....	4
2.4 Tam Seramik Sistemlerin Yapım Tekniği Bakımından Sınıflandırılması..	5
2.4.1 Isıya Dayanıklı Daylar Üzerinde Fırınlanan Seramik Sistemleri	5
2.4.2 Dökülebilir Seramik Sistemleri.....	6
2.4.3 Isı ve Basınç Altında Şekillendirilen Cam Seramik Sistemleri.....	6
2.4.4 Frezeleme ile Hazırlanan Seramikler.....	7
2.5 Zirkonya Seramikler.....	10
2.5.1 Zirkonya Seramiğin Diş Hekimliğinde Kullanımı.....	10
2.5.2 Zirkonya Seramiklerin Mikroyapısı.....	11
2.5.3 Zirkonya Seramiklerin Üretimi.....	13
2.5.4 Güncel Zirkonya Sistemleri	15

2.6 Tam Seramik Restorasyonların Simantasyonu ve Kullanılan Simanlar....	19
2.6.1 Çinkofosfat Siman	20
2.6.2 Polikarboksilat Siman.....	20
2.6.3 Cam İyonomer Siman.....	21
2.6.4 Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman.....	21
2.6.5 Poliasit Modifiye Rezin Kompozit (kompomer).....	21
2.6.6 Rezin Simanlar.....	22
2.7 Yüzey Hazırlığı Yöntemleri.....	24
2.7.1 Asit Uygulaması.....	24
2.7.2 Kuşlama.....	25
2.7.3 Silika Kaplama İşlemi.....	25
2.7.4 Frezle Pürüzlendirme.....	26
2.7.5 Plazma Spreyi Yöntemi.....	26
2.7.6 Silan Uygulanması.....	26
2.7.7 Kombine Uygulamalar.....	27
2.7.8 Lazer ile Pürüzlendirme.....	27
2.8 Lazer.....	28
2.8.1 Lazer Parametreleri.....	29
2.8.2 Lazer-Doku Etkileşimleri	30
2.8.3 Geçmişten Bugüne Diş Hekimliğinde Lazer.....	31
2.8.4 Lazerlerin Sınıflandırılması.....	32
2.8.5 Diş Hekimliğinde Kullanılan Lazerler.....	34
2.9 Lazerin Protetik Tedavideki Kullanım Alanları.....	37
2.9.1 Lazerin Hareketli Protetik Tedavideki Kullanım Alanları.....	38

2.9.2 Lazerin Sabit Protetik Tedavideki Kullanım Alanları.....	39
2.10 Bağlantı Kuvveti Değerlerinin Ölçülmesinde Kullanılan Test Metodları	41
3. MATERYAL ve METOD.....	42
3.1 Çalışmada Kullanılan Materyaller ve Cihazlar.....	42
3.2 Seramik Örneklerin Hazırlanması.....	43
3.3 Kompozit Örneklerin Hazırlanması	45
3.4 Lazer Enerjisinin Uygulanması.....	45
3.5 Uygulanacak Lazer Protokolünün Tespiti İçin Yapılan Ön Çalışma.....	50
3.6 Seramik Örneklerin Gruplandırılması.....	50
3.7 Simantasyon.....	56
3.8 Makaslama Bağlantı Testi.....	58
3.9 Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) İncelemesi.....	60
4.BULGULAR.....	61
4.1 Uygulanacak Lazer Protokolünün Tespiti İçin Yapılan Ön Çalışmanın Bulguları.....	61
4.2 Grupların Makaslama Bağlantı Değerleri Açısından Değerlendirilmesi...	63
4.3 Gruplarda Makaslama Bağlantı Testi Sonucu Oluşan Başarısızlık Tipleri.	68
4.4 SEM İncelemesi.....	69
5. TARTIŞMA.....	72
6.SONUÇ VE ÖNERİLER.....	89
7. KAYNAKLAR.....	90
ÖZGEÇMİŞ.....	103

1.GİRİŞ

Dental seramikler, kimyasal stabilite, biyouyumluluk, yüksek baskı dayanıklılığı ve doğal taklit eden estetik özelliklere sahip olması gibi avantajlara sahiptir (Anusavice, 1996). Sayılan birçok avantajının yanında seramikler makaslama ve çekme stresleri altında kırılındır. Seramiklerin metal bir alt yapı ile desteklenmeleri gerektiği bulunmuş ve metal-seramik restorasyonlar geliştirilmiştir. Fakat metal alt yapının, ışık geçirgenliğini engellemesi ve korozyona uğraması ayrıca restorasyonda ilave bir kalınlığa yol açması gibi dezavantajlara sahip olması sebebiyle metal desteksiz tam seramik sistemler geliştirilmiştir (Rosenblum ve Schulman, 1997; Akın, 1999).

Son yıllarda seramik yapıların güçlendirilmesi ve güçlendirilmiş seramik bloklardan bilgisayar desteğiyle aşındırma yapılarak restorasyonların üretilmesi güncel hale gelmiştir. Zirkonyum oksit içerikli seramikler üstün mekanik özelliklerinden dolayı günümüzde sıklıkla kullanılan materyallerdendir.

Zirkonya, yüksek gerilme direncine sahip olması, doku dostu olması ve gren çapının düşük olması sayesinde diş hekimliğinde seramik formunda implant ve abutment materyali, sabit restorasyonlarda kor materyali, post-kor materyali ve ortodontik braket olarak kullanılmaktadır (Kern ve Wegner, 1998; Ardlin, 2002; Raigrodski, 2004; Luthardt ve ark., 2004).

Geliştirilmiş mekanik özellikleri restorasyonun uzun dönem performansı için önemli olsa da sabit protezin klinik başarısı simantasyon işlemiyle de yakından ilişkilidir (Thompson ve ark., 1998). Zirkonya esaslı restorasyonların simantasyonu çinko fosfat veya modifiye cam iyonmer gibi konvansiyonel simanlarla yapılabilmektedir. Bunun yanısıra rezin esaslı simanların uygun marjinal örtüm, iyi retansiyon ve restorasyonun kırılma direncini arttırmaları gibi avantajları bu simanları yüksek dirençli seramiklerin simantasyonunda güncel hale getirmektedir (Rosenstiel ve ark., 1998; Blatz ve ark., 2003a).

Seramik ve rezin siman arasındaki başarılı bağlantı, seramik yüzeyi ile rezin arasındaki kimyasal ve mikromekanik bağlantı ile sağlanır. Bu amaçla restorasyona simantasyon öncesi yüzey işlemi uygulamak gerekir (Blatz ve ark., 2003a).

Zirkonya içerikli seramiklerde, yüzey işlemi olarak kumlama ve silika kaplama yöntemleri tavsiye edilmektedir. Alüminyum oksit (Al_2O_3) veya silika (SiO_2)

partikülleri içeren kumlama sistemleri seramiğin yüzey alanını artırır ve aynı zamanda rezin siman ile bağlantıyı arttıran mikromekanik tutuculuk sağlar (Dérand ve Dérand, 2000; Kern ve Thompson, 1994; Kern ve Thompson, 1995; Wegner ve Kern, 2000; Wegner ve ark.,2002).

Günümüzde, dental alanda pek çok yeni kullanım alanı bulan lazerler de yüzey hazırlığı yöntemleri arasında yerini almaya başlamıştır. Lazer enerjisinin etki mekanizması, ışık enerjisinin ısıya dönüşmesi şeklinde olup, lazer ve madde arasındaki en önemli etkileşim lazer enerjisinin madde tarafından emilmesidir (Coluzzi, 2004). Lazerin oluşturduğu ısıl etki sonucu dentin ve mine pürüzlendirmesinde etkili olduğu ve rezin simanla mekanik bağlantıyı arttırdığı yönünde birçok çalışma yapılmıştır (Shahabi ve ark., 1997; Ariyaratnam ve ark., 1997; Üşümez ve Aykent, 2003; Dunn ve ark., 2005). Farklı porselen yüzeylerine lazer ile yapılan pürüzlendirmenin rezin siman ile bağlantısına etkisini araştıran çalışmalar da bulunmaktadır (Silveira ve ark., 2005; Akova ve ark., 2005; Gökçe ve ark., 2007; Cavalcanti ve ark., 2009 a,b; Ersu ve ark., 2009). Fakat zirkonyum oksit ile rezin siman bağlantısına Er:YAG ve CO₂ lazer ile pürüzlendirme yöntemlerinin etkilerini karşılaştıran çalışma bulunmamaktadır.

Çalışmamızın amacı, zirkonyum oksit içerikli seramiğe uygulanan kumlama, silika kaplama, Er:YAG ve CO₂ lazer ile pürüzlendirme yöntemlerinin ve bu yöntemlerin kombine olarak kullanımının, rezin siman ile makaslama bağlantı dayanıklılığına etkisinin değerlendirilmesidir. Çalışmamızın hipotezi ise; farklı yüzey işlemlerinin zirkonyum oksit içerikli seramik ile rezin siman bağlantısını etkilemesidir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental Seramik

Restoratif diş hekimliğinin amacı, kayıp dokuları olabildiğince doğal, estetik yapıda ve en uygun fiziksel karakterde iade etmektir. Seramik restorasyonlar ve özellikle son yıllarda da tam seramik restorasyonlara karşı duyulan ilgi hem diş hekimleri hem de hastalar arasında her geçen gün artmaktadır. Seramik materyaller, rengi, ışık geçirgenliği ve doğala en yakın görünüm gibi özellikleri sebebiyle diş hekimliğinde özel bir yere sahiptir (Akın, 1999).

Seramik sözcüğü Yunanca topraktan yapılmış anlamına gelen 'keramikos' kelimesinden türetilmiştir. Çinli seramikçiler tarafından geliştirilen porselenin Avrupa'da kullanımı 17. yüzyılda başlamıştır. Seramik, 18. yüzyılın 2. yarısında Fauchard ve diğer araştırmacılar tarafından diş hekimliğinde uygulama alanı bulmuştur. İlk olarak 1950'lerde metal alaşımına benzer ısıl genleşme katsayısına sahip dental seramiklerin geliştirilmesi ve vakumla pişirilmesi sonucu metal seramik restorasyonlar kullanılabilir hale gelmiştir (Akın, 1999).

2.2 Dental Seramiğin Yapısı

Seramik, bir veya daha fazla metalin, metal olmayan bir elementle yaptığı bileşik olarak tanımlanır. Metal olmayan element oksijendir ve matriks görevi görür. Daha küçük yapıdaki metal ya da silikon gibi yarı metal atomlar, oksijen atomları arasında yer alır (Anusavice, 1996).

Seramiğin ana yapı taşları feldspat, kuartz (silika) ve kaolindir (Shillingburg ve ark., 1997). Bu üç temel maddeden başka akışkanlar, metal oksitler ve renk pigmentleri eklenmektedir.

2.2.1 Feldspat ($K_2OAl_2O_3 \cdot 6SiO_2$)

Camsı fazı sağlamaktadır. Yüksek erime dereceli bileşenlere akışkanlık kazandırır. Seramiğe belirli bir şeffaflık vererek, ısıya daha dayanıklı bileşenleri bağlayan ana yapıdır. % 70-80 oranında bulunur. Erime derecesi 1100-1300°C'dir (Powers ve Sakaguchi, 2003; Anusavice, 1996).

2.2.2 Kuartz (SiO₂)

Matriks içinde doldurucu görevi yapar. Fırınlama sonucu oluşan büzölmeleri önlör ve stabilite sağlar. Aynı zamanda materyale şeffaf bir görünüm verir. Seramiğe kırılğanlık özelliğini verir. % 25-30 oranında bulunur. Erime derecesi 1700°C'dir (Powers ve Sakaguchi, 2003; Anusavice, 1996).

2.2.3 Kaolin (Al₂O₃2SiO₂ 2H₂O)

Adeziv özellikte olduğundan su ile karıştırıldığında yapışkan hale gelir ve modelajı kolaylaştırır. Seramiğe opaklık verir. % 0-3 oranında bulunur. Erime derecesi 1800°C'dir (Anusavice, 1996).

Dental seramik içindeki cam modifiye ediciler; potasyum oksit (K₂O₃), sodyum oksit (Na₂O), magnezyum oksit (MgO), lityum oksit (Li₂O) cam yapının erime derecesini düşürmek amacıyla kullanılırlar. Diş hekimliği seramiği pioplastik akmaya karşı oldukça dirençli olmalıdır. Bu nedenle camın viskozitesini ve pişirme derecesini düşürmek amacıyla bu oksitler kullanılır (O'Brien, 2002).

Dental seramik içindeki ara oksitler; Al₂O₃, B₂O₃ camın sertliğini ve viskozitesini artırır. Ayrıca titanyum (Ti), magnezyum (Mg), demir (Fe), kobalt (Co), bakır (Cu), nikel (Ni) gibi yüksek ısıya dayanıklı metallerin oksitleri de porselene renk vermek için kullanılır (O'Brien, 2002).

2.3 Tam Seramikler

Restoratif diş hekimliğinde estetik arayış, tam seramik sistemlerinin gelişmesinde önemli bir etken olmuştur. Günümüzde metal-seramik sistemlerin bilinen potansiyel allerjik ve toksik etkileri, ağız içinde korozyon ve oksidasyona uğrama eğilimleri, metallerin ışık geçirmez ve opak yapıları nedeniyle estetik açıdan olumsuz bir görünüm oluşturmaları, hekimleri ve estetik beklentisi yüksek olan hastaları, tam seramik restorasyonlara yönlendirmektedir (Raigrodski, 2004).

Tam seramik sistemler; restorasyonda ışık difüzyonu ve translusensi derinliğinin artmasıyla estetik kalitenin yükselmesi, ideal biyouyumlulukları ile periodontal sağlığı korumada başarının artması, metal içermedikleri için aşırı duyarlılık ve alerji göstermemesi, azalan ısı ve elektrik geçirgenliği özellikleri ile potansiyel dentin ve

pulpa hassasiyetinin azalması, mekanik dayanıklılıklarının artması ile birlikte ağız içinde uzun dönem başarı göstermeleri gibi avantajlara sahiptirler (Raigrodski, 2004).

2.4 Tam Seramik Sistemlerin Yapım Tekniği Bakımından Sınıflandırılması

2.4.1 Isıya Dayanıklı Daylar Üzerinde Fırınlanan Seramik Sistemleri

Feldspatik seramiklerin kristalin içeriği artırılarak güçlendirilen seramiklerdir.

Isıya dayanıklı (refractory) day üzerinde hazırlanıp pişirilerek yapılan restorasyonlardır. Optec HSP (Jeneric, Pentron Inc., USA), lösit ile güçlendirilmiş feldspatik porselene örnek verilebilir. Seramik alt yapıların yapımında kullanılmak üzere alüminyum oksit içeriği artırılarak güçlendirilmiş seramik sistemleri de vardır. Hi-Ceram (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) ve In-Ceram (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) buna örnek verilebilir (Kelly ve ark., 1996).

In-Ceram (Slip-Cast): İnce grenli alümina partiküllerinin, ısısız işleme tabi tutularak cam partikülleri ile kaynaşması sağlanır. Slip diye tarif edilen, alumina tozların sulu çözeltisi alçı model üzerine uygulanır. Kapiller basınç ile alçıya doğru hareket eden su nedeniyle alumina partikülleri alçı day üzerinde yoğunlaşır (Kelly ve ark., 1996). Yukarıda anlatıldığı biçimde “slip-casting” işlemi tamamlanan sistemde, ikinci aşamada bu pöröz alümina alt yapıya, erimiş lantanyum aluminosilika cam infiltre edilir (Qualtrough ve Piddock, 1999; Blatz, 2002).

In-Ceram restorasyonlar % 72 alumina oranı ile, 630 MPa gibi yüksek bir dayanıklılığa sahiptir. Hazırlanan alt yapının üzerine kendisiyle uyumlu bir feldspatik porselen ile yığıma işlemi yapılır (McLean, 2001).

In-Ceram Spinell: Kor yapısında magnezyum oksit ve alüminyum oksit içerir. Alumina kor'dan % 25 daha zayıf ancak ışık geçirgenliği daha fazladır. Estetik açıdan tek üniteli anterior restorasyonların yapımında kullanılması önerilir (Blatz, 2002).

In-Ceram Zirkonyum: Kısmen stabilize edilmiş zirkonyum ilavesi, materyalin bükülme, kırılma dayanımını ve yorgunluk direncini artırarak posterior bölgede kullanımına olanak vermiştir (Blatz, 2002). Dayanıklılıkta önemli ilerleme kaydedilirken bu malzeme opak yapısı nedeniyle ışık geçirgenliği azdır (Taşveren ve Özdemir, 2005).

2.4.2 Dökülebilir Seramik Sistemleri

Cam seramikler, camın kontrollü kristalizasyonu ile hazırlanan katı polikristalinlerdir. Cam seramik tetrasilisik flormika kristalleri içerir. Bu sistemler arasında en bilineni “Dicor” ve “Cerapearl”dir (Kelly ve ark., 1996).

Dicor (Dentsply International Inc., York, Pa., USA) 1980’lerin başında kullanılmaya başlanmıştır ve esas olarak mika kristalleri içeren cam seramikten (hacimsel olarak % 45 cam ve % 55 tetrasilisik flormika kristallerinden) oluşur (Kelly ve ark., 1996). Dicor restorasyonunun yapımında mum modelasyon fosfat bağlı revetmana alınır ve 1370 °C’de santrifüj tekniğiyle dökülür. Daha sonra uygulanan ısıl işlem seramiğin kontrollü kristalizasyonunu sağlar (Schillingburg ve ark., 1997; Qualtrough ve Piddock, 1997).

Cerapearl (Kyocera, USA) dökümü yapılabilen apatit seramik olarak bilinir. İlk kez Hobo ve Iwata tarafından geliştirilmiştir. Yapım tekniği Dicor porselenlerin yapımına benzer. Bu porselenlerin kırılma direnci düşük olduğu için restorasyonların adeziv simantasyon yöntemiyle yapıştırılması tavsiye edilir (McLean, 2001; Wassell ve ark., 2002).

2.4.3 Isı ve Basınç Altında Şekillendirilen Cam Seramik Sistemleri

Bu ürünler, katı seramik bloklar şeklinde bulunabilmektedir. Bloklar belli ısıda eritilip, kaybolan mum tekniği kullanılarak hazırlanmış muflada preslenmektedir.

IPS Empress (Ivoclar North America, Amherst, NY, USA) kayıp mum tekniğinin kullanıldığı lösit içeren bir porselendir ve dökülebilir seramiklerdeki gibi öncelikle hazırlanan mum model fosfat bağlı revetmana alınır. Ancak, sinterlenmiş seramikten yapılan ingotlar bu sistemde eritilmez yumuşatılır ve 1150 °C’ de atılan mumdaki kalan boşluğa özel fırınında 20 dk boyunca preslenerek restorasyon elde edilir. Bu 20 dakikalık süre boyunca tetragonal lösit kristalleri restorasyonun içinde yayılarak hacimsel olarak % 40’lık bir konsantrasyona ulaşır (IPS Empress System Scientific Documentation, 2003).

Doğal dişe yakın ışık geçirgenliği, floresans ve renk özellikleri gösteren bu materyalin mekanik özellikleri köprü yapımına izin vermemekte ancak laminate,

veneer, inley, onley ve kronların yapımına imkan tanımaktadır (Höland ve ark., 2000). Bu materyalin dayanıklılığı yaklaşık olarak 180 MPa'dır (McLean, 2001).

IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) IPS Empress'in dayanıklılığını arttırmak için yapılan çalışmalar sonucunda geliştirilmiştir. IPS Empress II sisteminde lityum disilikat cam alt yapı kullanılır. Bu alt yapı, kayıp mum tekniği ile elde edilir. Bu alt yapının bükülme direnci ortalama 300-400 MPa'dır. Karşıt doğal diş aşınmasının daha az olması, optik özellikleri ve ışık geçirgenliğinin olması gibi avantajlara sahiptir (Höland ve ark., 2000).

Sistem ikinci premolara kadar kron ve tek diş eksikliğinde üç üyeli köprülerin yapılmasına olanak tanımaktadır. Ancak bu restorasyonların klinik ömrünü ve dayanıklılığını arttırmak için seramik yüzeyinin pürüzlendirilip adeziv simantasyon tekniği ile yapıştırılması önerilir (Raigrodski, 2004) .

2.4.4 Frezeleme ile Hazırlanan Seramikler

Son yıllarda teknolojik gelişmelerin ışığında, seramik blokların kesilerek işlenmesini sağlayan pek çok sistem diş hekimliği alanında kullanılmaya başlanmıştır. Bunlardan bir kısmı bilgisayar yardımıyla tasarım ve bunu takiben freze tekniğiyle üretim yaparken (CAD/CAM) bir kısmı da aynen anahtar çoğaltmakta kullanılan sisteme benzer bir mekanizma ile blokların freze tekniğiyle işlenmesini sağlamaktadır. Bu cihazlar ilk etapta inley ve onley yapımı için geliştirilmişken bugün gelinen noktada çok üyeli köprülerin yapımı da mümkün olmaktadır (Bindl ve Mörmann, 2005).

Dental restorasyonların otomatik olarak yapımı diş hekimliğinde ilk olarak CAD-CAM sisteminin kurucusu olarak kabul edilen Francois Duret tarafından 1971 yılında gerçekleştirilmiştir. Analog sistemlerdeki gelişmeler ise 1980-1990 yılları arasında olmuştur (Hickel ve ark., 1997; Mehl ve Hickel, 1999).

Frezeleme Yöntemlerinin Sınıflandırılması

Makine yardımıyla üretim yöntemleri frezeleme stratejisine göre, ya bilgisayar yardımcı işlem (dijital) ya da analog işlemler olarak sınıflandırılır. Analog sistemlere örnek olarak manuel kopyalama-milleme (copy-milling) metodları ya da erozyon metodları verilebilir; kural olarak öncelikle yapılacak olan dental restorasyonun ön şekli hazırlanır daha sonra frezeleme işlemi yapılır. Bilgisayar destekli üretimde ise öncelikle

dijital veri hazırlanır ve daha sonra frezeleme işlemi yapılır. İdeal örnekte, tüm üretim işlemi, hazırlanan kavitenin veri haline getirilmesinden dental restorasyonun frezelenmesine kadar otomatik olarak yapılmalıdır. Bu tür bir CAD-CAM sistemi temel olarak 3 komponentten oluşur (Hickel ve ark., 1997; Mehl ve Hickel, 1999):

- 1- Hazırlanan preparasyondan 3 boyutlu veri toplama
- 2- Tüm dental restorasyon için veri bloğunun oluşturulması (Mümkünse tüm fonksiyonel yüzler dikkate alınmalıdır.)
- 3- Freze makinesinde bloğun hazırlanması ve freze işlemi

I- Analog Sistemler

Analog sistemler frezeleme ile kopyalama esasına göre çalışır. Frezeleme ile kopyalama işleminde öncelikle ölçü alınır ve model elde edilir. Mum veya rezinden kron modeli elde edildikten sonra kopyalama cihazına tespit edilir ve seramik gibi seçilen bir materyalin işlenmesi için örnek teşkil eder.

Kopyalama metotlarında, dijital tekniklerin tersine kopyalama için uygun bir örnek gereklidir. Bu aynı zamanda restorasyonun yapımı için modelin iç ve dış konturlarına ihtiyaç duyan ve negatif modelin yardımı ile restorasyonu oluşturan erozyon teknikleri için de geçerlidir (Hickel ve ark., 1997; Mehl ve Hickel, 1999).

Celay sistemi (Celay, Mikrona Technologies AG, Spreitenbach, Switzerland) ilk olarak 1991 yılında Mikrona firması tarafından porselen bloklardan inley yapımı için diş hekimliğinde kullanıma sunulmuştur (Hickel ve ark., 1997, Qualtrough ve Piddock, 1999). Restorasyon yapımında öncelikle day üzerinde rezin örnek hazırlanır. Bu rezin örnek cihazın kopyalama bölümüne yerleştirilir. Cihazın kesici bölümüne seramik blok yerleştirilir. Kesici ünitenin iki tarafı birbirine geometrik transfer mekanizması ile bağlı olup bu kopya aleti ve kesici ucun üç boyutlu hareketine izin vermektedir. Bu alt yapı üzerine klasik yöntemlerle veneer porselen uygulanır ve restorasyon bitirilir (Denry, 1996).

II- Dijital Sistemler

Üç Boyutlu Veri Elde Etme İşlemi

Üç boyutlu yüzey tarama işlemi direkt (intraoral) ve indirekt (alınan ölçüden hazırlanan modelden tarama veya modelde hazırlanan mum veya rezinden tarama) olarak ikiye ayrılır. Mekanik ve optik ölçüm metotları kullanılır (Hickel ve ark., 1997; Mehl ve Hickel, 1999).

Bilgisayar Yardımı ile Planlama (CAD)

Elde edilen üç boyutlu verilere, bilgisayarda okluzal, proksimal, bukkal ve lingual yüzeyler eklenir. Koping planlaması bu işlemle oldukça basitleşir. Gerekli kalınlık, eğim açısı, kavite sınırları Precident–DCS, Cerec ve Procera sistemlerinde otomatik olarak yapılabilir (Hickel ve ark., 1997; Mehl ve Hickel, 1999).

Restorasyonun Yapımı (CAM)

Dental restorasyon, ölçülen ve planlanan veriler kullanılarak frezeleme cihazında bir blok materyalden işlenir. Etkili üretim işlemi için farklı frezeleme enstrümanları kullanılır. Sistemlerin çoğunda frezeleme işlemi bilgisayar programı ile sağlanır (Hickel ve ark., 1997; Mehl ve Hickel, 1999).

Cerec (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany) en çok bilinen CAD/CAM sistemlerinden birisidir. İlk zamanlarda yaşanan yetersiz marjinal uyum ve okluzal morfolojinin tam verilememesi gibi problemler son dönemlerde geliştirilen yeni yazılım programları ile aşılmaya çalışılmaktadır (Anusavice, 1996; Denry, 1996; Qualtrough ve Piddock, 1999; Bindl ve Mörmann, 2005).

Cerec 2, 1994 yılında Siemens firması tarafından geliştirilmiştir ve ilk sistemdeki kesici bölümü 3 aksdan 6 aksa çıkarılmıştır. Yine okluzal yüz kesimleri için yazılım programı yükseltilmiştir (Mörmann ve Bindl, 1996).

Cerec 3, 2000 yılında Sirona firması tarafından üretilmiştir. Bu sistemde Windows NT programı kullanılmıştır. Bilgisayar teknolojisindeki gelişmeler bu cihazın kullanımındaki sınırlamaları önemli ölçüde ortadan kaldırmıştır. Üretim işlemi çabuklaştırılmış, görüntü elde etme ve veri toplama işlemleri önemli derecede hızlandırılmıştır (Mörmann ve Bindl, 1996).

Dicor MGC, Vita Mark II, Vita Celay ve IPS e.max CAD gibi seramik bloklar, bu cihazlarda kullanılabilir (Wassell ve ark., 2002).

2.5 Zirkonya Seramikler

CAD/CAM sistemiyle tam seramik restorasyonların yapımında kullanılan en yeni alt yapı malzemesi yitrium tetragonal zirkonya polikristallerini esas alan materyallerdir. Bu maddenin biyomedikal kullanımı; mükemmel mekanik özellikleri ve biyouyumluluğu nedeniyle ilk olarak ortopedi alanında kalça çıkıklarında femur başı için kullanılmasıyla başlamıştır (Piconi ve Maccauro, 1999).

Zirkonyum (Zr) çok eski bir materyaldir. Arapça Zargon (altın renginde) kelimesinden gelir. Zirkonyum dioksit (ZrO_2) ilk kez 1789'da Sri Lanka Adası'nda bulunmuştur. Zirkonya ise Alman kimyager Martin Heinrich Kleproth tarafından, bazı zirkon cevherlerinin ısıtılmasıyla elde edilmiştir (Piconi ve Maccauro, 1999; Vagkopolou ve ark., 2009).

Zirkonyum (Zr) kimyasal bir elementtir. Atom numarası 40, atomik ağırlığı 91,22'dir. Periyodik tabloda metaller grubu içerisinde yer alır. Gri-beyaz renkli bir metal olup doğada hiçbir zaman tek başına (serbest metal olarak) bulunmaz. Bilinen mineralleri zirkonyum silikat ($ZrSiO_4$) ve zirkonyum dioksit (ZrO_2) tir. Zirkonyum silikat'ın diğer adı zirkon; zirkonyum oksit'in diğer adları zirkonya, zirkonyum dioksit ve baddeleyittir (Pilathadka ve ark., 2007).

Zirkonyum'un başlıca elde edildiği kaynak zirkon madenleridir. Zirkonyum hegzagonal kristal formunda bir yapı gösterir. Sıcaklığa ve korozyona karşı çok dirençlidir. Birçok farklı bileşik halinde bulunabilir. Bunların en önemlisi zirkonya (ZrO_2) bileşimidir. Zirkonyum eldesi $ZrCl_4$ bileşiğinin magnezyum veya kalsiyum ile indirgenmesi yoluyla elde edilir. Çok reaktif bir madde olup, havada ve sıvı içerisinde hemen oksitle kaplanır ve korozyona dirençli bir hale gelir (Pilathadka ve ark., 2007).

2.5.1 Zirkonya Seramiğin Diş Hekimliğinde Kullanımı

Zirkonya ile ilgili ilk biyomedikal çalışma 1969'da Hemler ve Driskell tarafından yapılmıştır. Zirkonyumun biyomedikal bir malzeme olarak kullanıldığı ilk çalışma ise, Christ ve arkadaşları tarafından yapılan kalça protezleri olmuştur. Önce ZrO_2 -MgO, ZrO_2 -CaO, ZrO_2 -CeO₂ ve ZrO_2 -Y₂O₃ şeklinde karışımlar biyomedikal

kullanımlar için denenmiş, ancak sadece zirkonya-yitrium seramiklerin biyomedikal açıdan kullanıma uygun olduğu görülmüştür (Manicone ve ark., 2007).

Günümüzde daha üstün özellikleri nedeniyle stabilizatör olarak yitrium oksidin (Y_2O_3) kullanılması yaygınlaşmıştır. Saf zirkonyuma oda sıcaklığında Y_2O_3 ilavesi ile diş hekimliğinde kullanılan “yitrium ile stabilize tetragonal zirkonya polikristali (Y-TZP)” elde edilir. Bunlar, diş hekimliği seramikleri arasında en iyi mekanik özelliklere sahip seramiklerdir (Piconi ve Maccauro, 1999; Raigrodski, 2004; Kelly, 2004).

Zirkonya, yüksek gerilme direncine sahip olması, doku dostu olması, gren çapının düşük olması sayesinde diş hekimliğinde seramik formunda implant ve abutment materyali, sabit restorasyonlarda kor materyali, post-kor materyali ve ortodontik braket olarak kullanılmaya başlanmıştır (Kern ve Wegner, 1998; Ardlin, 2002; Raigrodski, 2004; Luthardt ve ark., 2004). ZrO_2 seramiklerinin kullanıma girmesi, bilgisayar-destekli dizayn (CAD) ve bilgisayar-destekli üretim (CAM) teknolojisinin gelişmesi ile paralellik göstermiştir.

2.5.2 Zirkonya Seramiklerin Mikroyapısı

Polimorf yapıdaki zirkonyanın 3 allotropu vardır:

- 1- Monoklinik faz (m), 1170 °C’ a kadar stabildir.
- 2- Tetragonal faz (t), 1170- 2370°C arası stabildir.
- 3- Kübik faz (k), erime derecesi olan 2680°C’ a kadar stabildir (Manicone ve ark., 2007; Vagkopolou ve ark., 2009).

Zirkonyanın üç formu bulunmaktadır:

1- Stabil Olmayan “Saf” Zirkonya (Unstabilized ‘Pure’ Zirconia)

Zirkonyum kübik (C), tetragonal (T), monoklinik (M) formlarda bulunabilen polimorf bir yapıya sahiptir. Saf zirkonyum oda ısısında monoklinik fazda bulunmaktadır. Bu yapı 1170 °C’e kadar stabil olup, bu derecenin üzerinde ısıtıldığında tetragonal forma, 2370 °C’nin üzerinde ise kübik forma geçmektedir. Soğuma işlemi sırasında ise 1070 °C’de tetragonal – monoklinik faz değişimi gerçekleşmekte ve bu değişim sırasında ise % 3-4 hacim artışı gözlenmektedir. Bu genleşme sonucunda oluşan gerilme, saf zirkonyum içerisinde çatlaklar oluşturmakta ve oda ısısına kadar

soğutulduğunda yapıyı parçalara ayırmaktadır. Çoğunlukla abraziv olarak kullanılan saf zirkonyumun yapısındaki bu faz değişimleri, materyalin birçok alanda kullanımını imkansız hale getirmektedir (Piconi ve Maccauro, 1999; Guazzato ve ark., 2004; Manicone ve ark., 2007).

2- Parsiyel Stabil Zirkonya (Partially Stabilized Zirconia ‘PSZ’)

İlk olarak 1929’da Ruff ve arkadaşları ısıtma işlemler sonucu oluşan kübik yapının oda ısısında da stabil olarak kalabilmesi için yapıya CaO ilave etmişlerdir. İlerleyen yıllarda zirkonyum yapının içerisine CaO, MgO ve Y₂O₃ gibi ısıtma işlemler sırasında faz değişimine uğramayan, kübik yapıda bazı oksitlerin eklenmesi ile zirkonyumun mekanik özelliklerinin iyileştirilmesi amaçlanmıştır. Zirkonyuma CaO, MgO ve Y₂O₃ gibi oksitlerin katılmasıyla yapının ısıtma işlemler karşısında verdiği reaksiyon değişmektedir. Saf zirkonyum, oksitlerin ilavesi ile 1000 °C’nin üzerine ısıtıldığında tetragonal faza geçmekte ancak tekrar oda ısısına düşürüldüğünde ise saf zirkonyumdan farklı olarak yapı kübik ile tetragonal fazın karışım şekli olarak yarı stabil zirkonyuma (PSZ) dönüşmektedir. Günümüzde diğer metal oksitlere göre daha üstün özellikleri bulunması nedeniyle yaygın olarak stabilizatör amaçlı Y₂O₃ kullanılmaktadır. Saf zirkonyuma Y₂O₃ ilavesi ile yttriyum ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonyum polikristali (Y-TZP) elde edilmektedir. Sonuç olarak oda ısısındaki yarı stabilize zirkonyumun yapısı çoğunlukla kübik faz, düşük oranlarda tetragonal ve monoklinik fazdan oluşmaktadır (Piconi ve Maccauro, 1999; Luthardt ve ark., 2004).

3- Tam Kararlı Zirkonya (Fully Stabilized Zirconia)

Saf zirkonyumun içerisine % 7,9 CaO, % 5,86 MgO, % 13,75 Y₂O₃ ilavesi yapıldığında tam stabil zirkonyum elde edilir. Tam kararlı zirkonyumda sadece kübik faz bulunur ve oda sıcaklığında 2500 °C’e kadar hiçbir faz değişimi göstermez (Piconi ve Maccauro, 1999; Guazzato ve ark., 2004; Manicone ve ark., 2007).

Y-TZP materyallerinin başlangıçtaki yüksek dayanıklılığı ve kırılma sertliği gibi olumlu mekanik özellikleri ‘transformasyon sertleşmesi’ olarak adlandırılan ve diğer polikristalin seramiklerde bulunmayan fiziksel özelliğe bağlıdır (Raigrodski, 2004; Guazzato ve ark., 2004; Kelly, 2004). Parsiyel stabilize zirkonyum oksit, gerilim stresleri, aşındırma, sinterizasyon sonrası soğuma ve yüksek kuvvetler gibi dış streslerin

sebepe olduğu bir çatlağın başlangıç aşamasında, tetragonal fazdan monoklinik faza geçmekte ve faz değişimi hacimde % 3-5'lik bir artışa yol açmaktadır. Hacim artışı, çatlağın başlangıcında sıkıştırıcı stresler ortaya çıkarmakta ve dış streslerin nötralize edilmesini sağlamaktadır. Bu fiziksel özellik 'transformasyon sertleşmesi' olarak tanımlanmaktadır (Guazzato ve ark., 2002; Vagkopolou ve ark., 2009).

2.5.3 Zirkonya Seramiklerin Üretimi

Dış hekimliğinde kullanılan zirkonya bloklar aynı kimyasal kompozisyona sahip olmasına rağmen, bükülme direnci açısından 900 MPa ile 1200 MPa değerleri arasında farklılık göstermektedir. Bu fark zirkonya bloğun elde edilmiş şekli ile yakından ilgilidir.

Üretim şekline göre zirkonya bloklar 2 ana gruba ayrılır (Manicone ve ark., 2007; Denry ve Kelly, 2008).

I- Yarı Sinterize Zirkonya Bloklar

Literatürde Non-HIP (Hot Isostatically Pressed) veya "dry-pressed" olarak adlandırılan bloklar, zirkonyum tozunun basınçsız bir şekilde preslenerek hazırlandığı, sinterlenmesi tamamlanmamış bloklardır ve pöröz bir yapıya sahiptirler. Sinterlenmesi tamamlanmamış zirkonya bloktan hazırlanan restorasyonlar esas boyutundan daha büyük boyutlarda şekillendirilirler. Bu bloklar, 'green machining' diye adlandırılan 'ham şekillendirme' işlemine tabi tutulurlar. Frezeleme sonrası normalden büyük boyutta hazırlanan alt yapı, yine basınçsız olarak 1350 °C-1500 °C arasında sinterlenir. Böylece yarı sinterize pöröz zirkonya yaklaşık % 20-30'luk bir büzülmeye uğrayarak daha yoğun ve dayanıklı bir hale gelir (Manicone ve ark., 2007; Denry ve Kelly, 2008).

II-Tam Sinterize Zirkonya Bloklar

HIP (Hot Isostatically Pressed) olarak da adlandırılan bloklar ise yüksek yoğunluğa sahip, sinterlenmesi tamamlanmış bloklardır ve doğrudan frezeleme işlemine tabi tutulurlar. Restorasyon direkt olarak, yüksek yoğunluğa sahip sinterlenmesi tamamlanmış zirkonya bloktan esas boyutunda şekillendirilir. Zirkonya blokların elde edilmesinde öncelikle materyal yaklaşık 1300 °C'de sinterlenir. Ardından partikül yoğunluğunu arttırmak amacıyla 1400 °C-1500 °C arasına kadar 1000 barın üzerinde bir basınçla izostatik bir ortamda (genellikle argon gazı kullanılarak) ısıtılır. Bundan sonra

beyazlaşmaya kadar açık havada ısıtılmaya devam edilir. Sinterlenip basınca maruz kaldıktan sonra Y-TZP'nin rengi gri-siyah olduğundan oksitlenip beyaz rengi kazanması için bu son ısıtma safhasının yapılması gerekir (Manicone ve ark., 2007; Denry ve Kelly, 2008).

Y-TZP Seramiklerin Avantajları:

- Yüksek dayanıklılık, kırılma sertliği gibi üstün mekanik özelliklere sahiptir.
- Biyouyumludur, lokal veya sistemik yan etkileri yoktur.
- İnce partiküllü yapısı sayesinde detaylı şekillendirilebilmektedir.
- Preparasyon dişeti hizasında veya üzerinde bitirilebilmektedir.
- Isısal iletkenliğin düşük olması hassasiyet ve pulpa irritasyonlarını önlemektedir.
- Titanyuma göre daha az bakteri birikimi görülmektedir.
- Radyopak olduğu için restorasyonun radyolojik değerlendirmesine olanak sağlamaktadır.
- Simantasyonu için adeziv yapıştıma önerilmekle beraber konvansiyonel tekniklerle de yapılabilir (Raigrodski ve Chiche, 2001; Luthardt ve ark., 2002; Raigrodski, 2004).

Dezavantajları:

- Görünümleri oldukça opaktır.
- Aşındırma ve yüzey işlemlerinin, materyalin mekanik özellikleri üzerinde olumsuz etkileri vardır.
- Köprü protezlerinde, interoklüzal mesafenin yetersiz olduğu vakalarda gövde ile destek kronun birleşim alanı daralacağından oklüzal kuvvetler altında restorasyonun dayanıklılığı azalmaktadır. Restorasyonun yeterli dayanıklılığa sahip olması için birleşim alanında oklüzo-gingival yönde en az 4 mm ve bukko-lingual yönde 3 mm mesafe olmalıdır.
- Bu restorasyonlarda uyumsuzluk görüldüğünde yeni bir ölçü alınarak tekrar yapılması gerekir, metal alt yapılar gibi bölünüp ağızda uyumlandıktan sonra lehimlenmeleri mümkün değildir (Raigrodski ve Chiche, 2001; Luthardt ve ark., 2002; Raigrodski, 2004).

Endikasyonları:

- Sabit restorasyonlarda her bölgede kron-köprü kor materyali olarak,
- Laminate, inley-onley, post-kor ve ortodontik braket materyali olarak,
- İmplant ve abutment materyali olarak kullanılabilir (Raigrodski ve Chiche, 2001; Fritzsche, 2003; Raigrodski, 2004).

Kontrendikasyonları:

- Derin kapanış vakalarında,
- Dişsiz boşluk karşı ve komşu dişler tarafından daraltıldığında,
- Dayanak dişlerin kron boylarının çok kısa olduğu durumlarda,
- Bruksizm gibi parafonksiyonel alışkanlıkların varlığında,
- Kanatlı köprü (kantilever) kullanımı tasarlandığında,
- Destek dişler yeterli periodontal destekten yoksun ise kullanılamazlar (Raigrodski ve Chiche, 2001; Fritzsche, 2003; Raigrodski, 2004).

2.5.4 Güncel Zirkonya Sistemleri

1- Cercon Sistem

Cercon sisteminde (Dentsply, York, PA, USA) alt yapı, geleneksel muhlama yöntemi ile oluşturulmakta ve Cercon sistemin tarayıcı cihazı tarafından taranmaktadır. Laboratuarda preparasyonu yapılmış dişe ait güdük üzerinde restorasyonun bir mum örneği yapıp, Cercon cihazının ana parçasına yerleştirilmekte ve cihazın lazer sistemiyle taranmaktadır. Mum örneğin boyutları sinterizasyon esnasında meydana gelecek büzülme oranında büyütülmektedir. Cercon sistemi düşük yoğunlukta, tebeşirimsi kıvamdaki sinterize edilmemiş zirkonyumdan yapılmış 'Cercon base' adı verilen blokları kullanmaktadır. Alt yapı sisteme ait fırında sinterize edilmekte, sinterizasyon 1350°C de yaklaşık olarak 6 saatte yapılmaktadır. Sinterlenmesi tamamlanan alt yapı üzerine, sisteme ait düşük ısı porseleni tabakalama tekniği ile uygulanmaktadır (Cercon Zirconia, 2002).

2- Lava Sistem

Lava sistem (3M ESPE AG, Seefeld, Germany) yarı sinterize ZrO₂ seramik bloklar, ZrO₂ için özel tasarlanmış üst yapı porseleni, freze cihazı, optik tarayıcı, sinterizasyon

fırını ve bir bilgisayardan oluşmaktadır. İşleme, preparasyonu yapılmış diş yüzeyinin taranması ile başlanmakta, elde edilen veriler CAD (bilgisayar destekli tasarım) işlemi ile alt yapı tasarımında kullanılmaktadır. Sinterizasyon sırasında alt yapı büzülme göstermektedir. Meydana gelecek büzülme oranında büyütülmüş bir alt yapı freze işlemi ile hazırlanmaktadır. Bu işlemi sinterizasyon ve tabakalama aşamaları takip etmektedir. Tek kron alt yapısı için freze süresi ortalama 28 dk ve üç üniteli köprü alt yapısı için 61 dk dır (Piwowarczyk ve ark., 2005).

3- Cerec

Geliştirilen ilk CAD-CAM sistemlerindendir. Cerec (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany); sisteminde tarayıcı, bilgisayar yazılımı, milledme ünitesi ve sinterleme (Zyrcomat) fırını vardır. Dental markette iki farklı tarayıcısı mevcuttur. İlki hekimlerin klinikte ölçü işlemini elimine edebilmesi için sistemle uyumlu intraoral kamerası, ikincisi Cerec In-Lab'ın tarayıcısıdır. Cerec in-Lab, hem mumu hem de modeli tarayabilir. Onyedimilyon koordinat noktası ile 3-4 üyeyi taramak minimum 30 dk. sürer. Taranan model üzerinde bilgisayar ortamında alt yapılar dizayn edilir. Dizayn edilen altyapılar CAM ünitesine yerleştirilmiş zirkonya bloklarından aşındırılarak elde edilir. Zyrcomat'ta yapılan sinterleme sonucunda alt yapı yaklaşık % 20 oranında bir büzülmeye uğramakta ve istenen boyuta ulaşmaktadır. Sistemin kullandığı bloklar; Vitablocks Mark I, Vitablocks Mark II, Dicor MGC, CerecProCAD, Cerec Vitablocks In Ceram-Alumina, Cerec Vitablocks In Ceram-Zirconia'dır (Mörmann ve Bindl 1996).

4- Procera Nobel Biocare

Procera (Nobel Biocare, Göteborg, Sweden) titanyumu işleyebilmek için 1986'da geliştirilmiştir. Laboratuarlarda tarayıcı ve bilgisayar yazılımı vardır. CAM ünitesinin biri Amerika Birleşik Devletleri'nde diğeri İsveç'tedir. Sistemin iki farklı tarayıcısından birinde model tarandıktan sonra altyapı dizayn edilir. Data transferi internet aracılığı ile olur. Merkez laboratuardan gelen alt yapı üzerine zirkonyum alt yapıları için üretilmiş özel üst yapı porseleni kullanılarak restorasyon bitirilir. Procera ile zirkonyadan başka alüminyum oksit ve titanyum alt yapılar, hazırlanabilir (Rekow,1991; Mehl ve Hickel, 1999).

5- Precident - DCS

Precident sistemi (DCS Production AG, Allschwill, Switzerland) Preciscan (tarayıcı), Precismart (bilgisayar yazılımı) ve Precimill (aşındırma ünitesi)'nden oluşur. Tam sinterlenmiş zirkonya blokları aşındırılır. Zirkonya dışında plastik ve titanyum bloklar da aşındırılabilir. Hazırlanan modeller tarayıcısında taranıp dizaynı yapılır. Zirkonya blokları tam sinterlenmiş oldukları için çok serttir. Bu yüzden tek bir kronun aşındırma işlemi 2 saat sürer. Bununla beraber sinterleme aşaması yoktur. DCS zirkonya alt yapıları renklendirilemez. Aşındırma işleminin uzun sürmesi ve frezlerin hızlı aşınması dezavantajlarıdır (Rekow, 1991; Fritzsche, 2003).

6- Hint-Els GmbH

Hint-Els sistemi (Hint-Els GmbH, Griesheim, Germany) 3 farklı üniteden oluşur: 3 boyutlu tarayıcısı ve bilgisayar yazılımı, kazıma ünitesi (Hint-Els hicut) ve sinterleme fırını (Hint-Els hiTherm). Sistem, sinterlenmiş ve sinterlenmemiş zirkonya bloklarını işleyebilir. Sistemin zirkonyadan başka titanyum ve plastik blokları vardır. Sinterlenmemiş zirkonya bloklarından sadece 4-5 üyeli köprüler yapılabilir. Tek kronun sinterlenmiş zirkonyadan kazınması 2 saat, sinterlenmemiş zirkonyadan kazınması ise 30 dk sürer. Sistemde hekimlerin kullanabileceği direkt tarama ünitesi mevcuttur. Hazırlanan preparasyonlar direkt tarayıcı tarafından okunur, böylelikle ölçüden kaynaklanan hatalar ortadan kaldırılır (Rekow, 1991).

7- Everest-Kavo

Everest sistemi (Kavo Dental GmbH, Biberach, Germany) üç üniteden oluşmaktadır; Everest Scan (tarayıcı ve dizayn programı), Everest Engine (milleme ünitesi), Everest Therm (sinterleme fırını). Model tarama ünitesinde taranarak alt yapının dizayn aşamasına geçilir. Aynı tarama ünitesinde alt yapı sanal ortamda dizayn edilir. Sistemin sinterlenmiş ve sinterlenmemiş zirkonya blokları vardır. Zirkonyadan başka; lösitle güçlendirilmiş cam seramik ve titanyum alt yapılar da Everest sistemiyle hazırlanabilir (Luthardt ve ark., 1999).

8- Zeno Tech-Wieland

Wieland sisteminin (Wieland GmbH & Co. Pforzheim, Germany) tarayıcısı (3 Shape D 200), bilgisayar yazılımı (Zeno CAD), kazıma ünitesi (Zeno 4030) ve sinterleme (Zeno Fire) fırını vardır. Ölçü sonrası elde edilen modeller lazer kesit alma tekniği ile taranır. Taranan obje 3 boyutta hareket ettirilerek dizayn yapılır. Kazıma ünitesinde hazırlanan alt yapılar ortalama % 20 oranında hacimlidir. 12 saatlik sinterleme işleminden sonra alt yapı gerçek boyut ve sertliğe ulaşır. Firmanın zirkonya bloklarından başka alumina ve plastik blokları da vardır (Rekow, 1991; Luthardt ve ark., 1999).

9- Mekanik Sistemler

Zirkonya alt yapılar, CAD-CAM cihazlarından başka elde dizayn ve milleden yapılarak da üretilebilir.

- Zirkonzahn

Zirkonzahn (Zirkonzahn GmbH, Bruneck, Italy) MAD-MAM (manuel aided design-manuel aided manufacturing) prensibi ile çalışan bir pantografi cihazıdır. Zirkograph adı verilen cihaz, tarayıcı ve aşındırıcı uçlardan oluşmaktadır. Prepare edilmiş dişe ait day üzerinde restorasyonun rezin esaslı bir materyal ile modelajı yapılmaktadır. Bu amaçla sistemin kendine ait, düşük polimerizasyon büzülmesine sahip ışıkla polimerize kompozit rezin kullanılmaktadır. Modelaj, cihazda uygun yerine bağlanmakta ve mekanik bir okuyucunun tüm yüzeylere temas etmesi ile tarama yapılmaktadır. Tarama esnasında, cihazın diğer kolunu oluşturan aşındırıcı uç Zirkonzahn bloğu şekillendirmektedir. Aşındırıcı ucun hareket alanı okuyucu uçtan % 25 oranında genişletilmiş olarak tasarlanmıştır. Bu oranda büyütülmüş alt yapı şekillendirilerek sisteme ait fırında 1400 °C'de sinterize edilmektedir (Zirkonzahn.com).

Tablo 2.1: Zirkonzahn İçeriği ve Teknik zellikleri

İçerik	Teknik zellik
ZrO ₂ (+HfO ₂) % : 93 ~ 95	Yoğunluk (sinterlenmiş) : 6,05(g/cm ³)
Y ₂ O ₃ % : 4.95 ~ 5.26	Sertlik : >1250 HV
Al ₂ O ₃ % : 0.15 ~ 0.35	Young modulus: 210 GPa
SiO ₂ % : 0.02	Bükölme dayanımı : >1200 MPa
Fe ₂ O ₃ % : 0.01	Baskı dayanımı: 2000 MPa
Na ₂ O % : 0.04	Pörözite < % 0,1

- Ceramill

Ceramill (Aman Girschbach GmbH, Koblach, Österreic) sistemi, Zirkonzahn ile aynı çalışma prensibine sahiptir. Dizaynı manuel olarak modele edilen alt yapı, sinterlenmemiş zirkonya bloklarından yine manuel olarak kazınır. Elde edilen hacimli alt yapı sinterlendikten sonra gerçek boyutlarına ulaşır (Rekow, 1991; Luthardt ve ark., 1999).

2.6 Tam Seramik Restorasyonların Simantasyonu ve Kullanılan Simanlar

Sabit protetik restorasyonların başarısını simantasyon işlemi ve kullanılan yapıştırma simanı büyük ölçüde etkiler. Mekanik zellikleri restorasyonun uzun dönem performansı için önemli olsa da sabit protezin klinik başarısı simantasyon işlemiyle de yakından ilişkilidir (Thompson ve ark., 1998).

Yapıştırma simanları sabit restorasyonlarla diş arasında mikrobiyal sızıntıya engel olmalı, diş ve restorasyon arasındaki yüzeyi mekanik, kimyasal veya her ikisinin kombinasyonu bir mekanizma ile tamamen örtmelidir (Diaz-Arnold ve ark., 1999).

2.6.1 Çinkofosfat Siman

Tozunu temel olarak % 90 çinko oksit oluşturur; oksitin en büyük tamamlayıcısı % 10 oranında kullanılan magnezyum oksittir. Likidi % 67 oranında fosforik asit ve % 33 oranında su içerir (Powers ve Sakaguchi, 2003).

Basınca dayanıklılığı ve elastik modülü yüksektir. Elastik modülü 13 GPa, basma dayanıklılığı 80-110 MPa ve çekme dayanıklılığı ise 5-7 MPa'dır (Anusavice, 1996; O'Brien, 2002). Bu nedenle uzun gövdeli köprülerde ve çiğneme bölgelerinde kullanılır. Isıyı az iletir. Başlangıç sertleşmesinde düşük olan pH, 24 ile 48 saat sonra nötralize olur (O'Brien, 2002).

Kimyasal yapı uzun süre stabildir. Neme hassastır, başlangıç sertleşmesinde oral sıvılarda çözünme, artan mikrosızıntı, düşük sertleşme pH'sı klinik kullanımda biyoyumluluğu etkiler. Pulpanın korunması gerekmeyen vakalarda başarılı bir simandır (Margerit ve ark., 1996).

Çinkofosfat siman hiçbir materyale kimyasal olarak bağlanmaz, sadece mekanik olarak bağlantı sağlar. Bu yüzden diş preparasyonunun yüzey alanı, açıldırılması, uzunluğu önem arz etmektedir. Bu simanla, iyi uyumlu prefabrike ve döküm postlar, metal inley ve onleyler, kronlar ve sabit protezler, alüminyum ve zirkonyum içerikli tam seramikler yapıştırılabilir (Margerit ve ark., 1996).

2.6.2 Polikarboksilat Siman

Tozunu % 90 çinko oksit, % 10 oranında magnezyum oksit oluşturur. Likidi, akrilik asidin veya maleik asit gibi akrilik asit kopolimerinin % 30-45'lik solüsyonudur. Bazı ürünlerde % 4-5 oranında kalay florür ilave edilerek çürüğü önleyici etki amaçlanmıştır (Zaimoğlu ve ark., 1993).

Hidrofiliktir, dentin yüzeyini ıslatır, diş kimyasal bağlanır. Likit pH'sı 1.7'dir. Toz ile karıştırıldığı anda nötralize olması nedeniyle pulpa tarafından iyi tolere edilir. Basma dayanıklılığı düşüktür. Basma dayanıklılığı 55-85 MPa ve çekme dayanıklılığı ise 8-12 MPa'dır. Sertleşmeden sonra önemli derecede plastik deformasyon nedeniyle uzun köprülerde ve çiğneme bölgelerinde uygun değildir. Adeziv özelliğine rağmen çinkofosfat ile eşdeğer mikrosızıntı gösterir. Tek üye restorasyonlarda ve düşük stres alanlarında endikedir (Anusavice, 1996; Diaz-Arnold ve ark., 1999).

2.6.3 Cam İyonomer Siman

Siman, tozundaki floroalumina silis camı ile zayıf polialkenoik kopolimer içeren likit arasındaki asit-baz reaksiyonu ile sertleşir. Yapısındaki karboksilik asit grubu dişin yapısındaki kalsiyum ile reaksiyona girer (Zaimoğlu ve ark., 1993).

Sertleşme başlangıcında suda çözünürlüğü fazladır. Sertleşme reaksiyonu iki hafta kadar devam eder. Çiğneme kuvvetinin yüksek olduğu bölgelerde elastik deformasyon potansiyeli vardır. Basma dayanıklılığı çinkofosfat ve polikarboksilattan daha yüksektir (90-230 MPa). Fakat elastik modülü daha düşüktür bu yüzden yüksek çiğneme kuvveti altında elastik deformasyon riski vardır. Flor salınımindan dolayı karyostatiktir. İyi uyumlu prefabrike ve döküm postlar, metal inley ve onleyler, kronlar ve sabit protezler, alüminyum ve zirkonyum içerikli tam seramikler cam iyonomer siman ile simante edilebilir (Diaz-Arnold ve ark., 1999; Pegoraro ve ark., 2007).

2.6.4 Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman

% 80 CİS ve % 20 kompozit rezinden oluşur. Sertleşmiş simanda birbirinin içinde 2 matriks mevcuttur. Biri asit-baz reaksiyonu sonucu olan iyonik matriks, diğeri rezin matrikstir (Zaimoğlu ve ark., 1993; Diaz-Arnold ve ark., 1999).

Bu simanlar çinkofosfat, polikarboksilat ve CİS'dan daha yüksek basma ve çekme dayanıklılığına sahiptir, ancak bu değerler rezin simandan daha düşüktür. Dehidratasyona hassas olan bu simanlar, dehidrate edildiği zaman, önemli derecede büzülme meydana gelir ve diş-restorasyon bağlantısında kopma ve bozulmalar oluşur (Sidhu ve Watson, 1995).

Rezin modifiye cam iyonomer siman, metal veya metal destekli porselen restorasyonları diş veya amalgam, kompozit veya cam iyonomer kor yapılara simante etmek için kullanılabilir. Fakat bu simanla devital dişlere post simante etmek kontrendikedir çünkü sertleşme sırasında meydana gelen genişleme kök kırıklarına sebep olabilir (Diaz-Arnold ve ark., 1999).

2.6.5 Poliasit Modifiye Rezin Kompozit (Kompomer)

Poliasit modifiye rezin simanlar (kompomerler), rezin ve cam iyonomer simanların üstün özelliklerini birleştirmek amacıyla geliştirilmişlerdir. Ancak, kompomerlerin tam seramik restorasyonlarda kırıkların oluşmasında rol oynadığı

yönünde çalışmalar mevcuttur. Bu simanlarda yüksek oranda hidroksietilmetakrilat (HEMA) bulunmaktadır ve HEMA su ile temas ettiğinde önemli ölçüde genişlemektedir. Bu genişlemenin tam seramik restorasyonlarda mikro çatlakların oluşmasına yol açabileceği düşünülmektedir. Bu konuda yapılan bir araştırmada kompomerlerin klasik simanlara ve tamamen rezin simanlara göre beş kat daha fazla doğrusal genişleme gösterdiği ve bu nedenle de tam seramik restorasyonların yapıştırılmasında kullanılmaması gerektiği belirtilmiştir (Rosenstiel ve ark., 1998).

Zirkonya esaslı restorasyonların simantasyonu çinko fosfat veya modifiye cam iyonomer gibi konvansiyonel simanlarla yapılabilmektedir. Bunun yanısıra rezin esaslı simanların uygun marjinal adaptasyon ve iyi retansiyon sağlamaları, restore edilen dişin ve restorasyonun kırılma direncini arttırmaları ve mikrosızıntıyı önlemeleri gibi avantajları bu simanları yüksek dirençli seramiklerin simantasyonunda güncel hale getirmektedir (Rosenstiel ve ark., 1998; Blatz ve ark., 2003 b).

2.6.6 Rezin Simanlar

Rezin simanlar, diş dokuları olan mine, dentin ve porselen yüzeyi gibi farklı yapıdaki maddelere kuvvetle bağlanabilme özelliğine sahiptir. Bu simanlar yüksek dayanım, ağız ortamında düşük çözünürlük, renk uyumundaki üstünlük gibi özelliklerinden dolayı, inley, onley, lamina ve kron-köprü uygulamaları gibi tam seramik sabit protetik restorasyonlar ile indirekt rezin kompozit restorasyonların simantasyonunda tercih edilirler. Başarıları çok aşamalı işlemler gerektirmelerinden dolayı kullanım tekniğine doğrudan bağlıdır (Diaz-Arnold ve ark., 1999).

Dişhekimliğinde kullanılan rezinler polimerlerdir ve polimerler küçük moleküllü monomerlerin oluşturduğu çok daha büyük bir molekül olarak tarif edilebilir. Dental polimerler kullanılan rezin tipine, içine katılan dolduruculara ve sertleşme mekanizmasına göre farklılıklar gösterirler (O'Brien, 2002).

Sertleşme mekanizmalarına göre rezin simanlar üç grup altında toplanabilirler.

- Kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlar
- Işıkla polimerize olan rezin simanlar
- Hem ışık hem kimyasal polimerize olan (dual) rezin simanlar (Powers ve Sakaguchi, 2003).

a) Kimyasal Aktivasyonla Polimerize Olan Rezin Simanlar (Otopolimerizan)

Genellikle, karıştırılmaya hazır iki pat halinde bulunurlar. Toz borosilikat veya silika cam ile polimer toz ve organik peroksit başlatıcıdan oluşur. Likit ise amin hızlandırıcı içeren BIS-GMA ve/veya diğer dimetakrilat monomerlerden oluşur (Zaimoğlu ve ark., 1993). Polimerizasyonun başlama hızı büyük ölçüde başlatıcı ve akseleratör olan peroksit-amin oranına bağlıdır (Powers ve Sakaguchi, 2003).

Bu yapıştırma simanlarının içerisindeki amin grubu zamanla renklenmeye sebep olabilmektedir. Otopolimerizan rezin simanların belirli bir sertleşme süresi vardır. Metal, metal-seramik veya opak yüksek dirençli tam seramik restorasyonların yapıştırılmasında kullanılırlar (Blatz ve ark., 2003 b).

b) Işıklı Polimerize Olan Rezin Simanlar

Monomerler direkt olarak halojen, plazma ark, lazer veya LED (Light Emitting Diod) ışık kaynakları ile aktive edilerek polimerize olabilirler. Bu reaksiyonda ışığa duyarlı reaksiyon başlatıcı kamforokinon veya luserin gibi reaksiyon başlatıcıların yapısının bozulup serbest radikaller oluşturulması prensibiyle polimerizasyon reaksiyonu başlar (Powers ve Sakaguchi, 2003).

Işıklı sertleşen rezin simanlardan; farklı kıvam ve renk seçenekleri sunması, uzun çalışma süresi ve renk stabilitesi dolayısıyla özellikle tam seramik restorasyonların simantasyonunda büyük ölçüde yararlanılmaktadır. Bu materyallerin dezavantajı restorasyonun kalınlığının fazla olduğu durumlarda polimerizasyon derinliğinin yetersiz olmasıdır (O'Brien, 2002).

c) Kimyasal ve Işıklı Polimerize Olan (Dual Cure) Rezin Simanlar

Işıklı polimerize olan yapıştırma simanlarında, restorasyonun altında tam polimerizasyon sağlanamama olasılığı nedeniyle geliştirilmiş olan yapıştırma simanlarıdır. Baz ve katalizör olmak üzere iki kısımdan oluşurlar. Baz yapının içerisinde ışıkla sertleşme reaksiyonunu başlatan kamforokinon, katalizörün içerisinde ise peroksit-amin vardır. Baz tek başına ışıkla sertleştirilerek kullanılabilirdiği gibi katalizör ile karıştırılarak da kullanılabilir. Işık derinliğinin ya da geçirgenliğinin yetersiz olduğu durumlarda, tam polimerize olamayan yapının kimyasal olarak polimerizasyonunun tamamlanmasına olanak tanır ve bunun için geçen süre yaklaşık 24

saattir. Hem kimyasal hem de ışıkla polimerize olan rezin simanların çoğu sertleşme reaksiyonu için hala büyük ölçüde ışığa bağımlıdırlar ve ışık kullanılmadığı durumlarda mekanik özelliklerinde düşme gözlenir (Blatz ve ark., 2003 b).

2.7 Yüzey Hazırlığı Yöntemleri

Tüm seramik sistemler, konvansiyonel yöntemlerle çinkofosfat veya cam iyonomer siman ile yapıştırılabilir. Fakat diş ve restorasyon arasındaki rezin bağlanma; retansiyonu, marjinal adaptasyonu, restorasyonun kırılma dayanıklılığını arttırmak için önemlidir. Resin siman ve seramik yüzeyi arasındaki adezyonu sağlamak için simantasyondan önce yüzey işlemi uygulamak gerekir (Della Bona ve van Noort, 1998; Della Bona ve ark., 2000; Della Bona ve Anusavice, 2002).

Uygulanan yüzey işlemleri şunlardır:

2.7.1 Asit Uygulaması

Asit uygulaması işlemi, daha çok aside duyarlı seramiklerde etkilidir. Cam içeriği yüksek olan seramiklerde etkilidir fakat yüksek kristalin (alüminyum ve zirkonyum oksit) içerikli seramiklerde etkisi yetersizdir (Al Edris ve ark., 1990; Aida ve ark., 1995).

a) Hidroflorik Asit: Porselen yüzeyinin asitlenmesi için sıklıkla tercih edilen ajandır. % 2.5-10 oranlarındaki konsantrasyon ve 1 dk'dan 3 dk'ya kadar değişen uygulama süreleri porselenin yüzeyinde amorf bir yapı ile çok sayıda gözenek meydana getirerek porselen ile rezin simanın bağlanmasını kuvvetlendirir (Della Bona ve van Noort, 1998; Della Bona ve Anusavice, 2002).

b) Fosforik Asit: Porselen ya da kompozit yüzeyinin pürüzlendirilmesi için % 36-40 oranlarındaki fosforik asitlerden yararlanır. Hidroflorik aside göre daha az güçlü bir asittir (Della Bona ve van Noort, 1998; Della Bona ve Anusavice, 2002).

c) Asidüle Fosfat Florür: Porselen yüzeyinin güvenli ve etkili asitlenmesinde % 1.23 oranındaki asidüle fosfat florür kullanılır. Porselen yüzeyinde düzgün, homojenize bir yüzey yaratır (Della Bona ve van Noort, 1998; Della Bona ve Anusavice, 2002).

d) Amonyum Biflorid: Amonyum biflorid ile asitleme işlemi linear defekt alanları oluşturur. Bu asit, seyreltilmiş veya daha az süre uygulanmış hidroflorik asit gibi etki eder (Della Bona ve van Noort, 1998; Della Bona ve Anusavice, 2002).

2.7.2 Kumlama

Dental restorasyonların kumlanması materyallerin yüzeylerini temizlemek, bağlantı yüzeyini arttırarak mikromekanik bağlantıyı sağlamak için sıklıkla kullanılır. Böylece aktive olan yüzeyde uygulanacak materyalin ıslanabilirliği artar. Yüzey gerilimini azaltmak ve bağlantı yüzey alanını arttırmak amacıyla, Al_2O_3 ile kumlama yaparak yüzeyi pürüzlendirmek yaygın bir metottur. Bu yöntem, mikromekanik retansiyonu geliştirir (Kern ve Thompson, 1994; Kern ve Wegner; 1998).

2.7.3 Silika Kaplama İşlemi

- Pirokimyasal Silika Kaplama

Kollodial silikanın yüksek derecelerde uygulanmasıyla geliştirilen silika kaplama yöntemidir. Silicoater™ Classic, Silicoater™ MD ve Siloc™ (Heraeus-Kulzer, Wehrheim, Germany) dental laboratuvarlarda kullanılan ve metal ile rezin bağlantısını arttıran sistemlerdir. Yüzey kaplama solüsyonu özel bir alevden geçer ve sonuç olarak 0.1-1.0 μm kalınlığında bir silika tabakası yüzeyi kaplar. Kaplama solüsyonu tetraetoksisilan (TEOS) içerir. Son yıllarda üretilen, aynı prensiple çalışan Silanopen™ (PyroSil Pen™) (Bredent, Senden, Germany) tüm seramikler için dizayn edilmiştir (Matinlinna ve Valittu, 2007).

- Tribokimyasal Silika Kaplama

Özel araç gereç gerektiren bu işlem, günümüzde çeşitli sistemler ile yapılmaktadır. Bunlara CoJet ve Rocatec, Dento-Prep Microetcher ve Rocatec sistemleri örnek verilebilir (Sun ve ark., 2000).

Bu yüzey işlemi; kumlama sonucu mikromekanik retansiyonu geliştirmesi ve porselen yüzeylerinin ince ve camsı karakterde bir silika tabakası ile kaplanması esasına dayanır. Bu tabaka ile silan arasında oluşan Si-OH grupları, rezin yapıştırıcı ile kimyasal bağ oluştururlar. Bu işlem, aside dayanıklı, yüksek kristalin içerikli

seramiklerde bağlantıyı arttırmak için uygulanabilir (Kern ve Thompson, 1994; Kern ve Wegner; 1998; Özcan ve ark., 1998).

2.7.4 Frezle Pürüzlendirme

Seramik yüzeyinin pürüzlendirilmesi için yüksek devirli kesici aletlerden de yararlanılabilir. Elmas frezlerle aşındırılmış yüzeylerin SEM ile incelenmesinde, gözeneklerin oluşmadığı, bunun yerine kazıma izleri ortaya çıktığı görülmüştür. Bu yöntem, seramik yüzeyinde stres ve keskin alanlar oluşturabilir ve bu kısımlardan restorasyon zayıflayabilir (Della Bona ve Anusavice, 2002).

2.7.5 Plazma Spreyi Yöntemi

İyon, elektron, atom ve nötral parçacıklar ihtiva eden, kısmen iyonize edilmiş gaz olan plazma spreyi yöntemi ile de yüksek bağlantı değerleri elde edilebilmektedir. Gazın istenilen şekilde iyonize olabilmesi için vakum koşullarında hazırlanması gerekmektedir. Yüksek frekanslı bir jeneratör gazı iyonize ederek plazmaya çevirir. Bu teknik pek çok materyal ve koşulda geniş bir çalışma alanı bulmuştur (Derand ve ark., 2005).

2.7.6 Silan Uygulanması

Dental alanda birçok uygulama alanı bulan silan bağlayıcı ajanları kimyasal olarak çift fonksiyonludur, hem organik hem inorganik materyallerle bağlanabilir. Genellikle hidrofobik olduğu kabul edilen silanlar su-alkol solüsyonunda hidrolize edilir. Bu solüsyonda aktive edilen silan molekülleri suyla reaksiyona girer ve silanol grupları oluşturur. Daha sonra silanol grupları silika yüzeyi ile siloksan ağı oluşturur (Özcan ve ark., 1998; Matinlinna ve Valittu, 2007). Silanlar seramiğin silika (SiO_2) molekülleriyle, rezin simanın metakrilat gruplarıyla bağlanabilmekte ve rezin-seramik bağlantısını arttırmaktadır. Ayrıca metal-kompozit ve kompozit-kompozit bağlantısını güçlendirmek için de kullanılmaktadır (Matinlinna ve ark., 2004).

Diş hekimliğinde laboratuvar ve klinik uygulamalarda en çok kullanılan silan, 3-metakriloksipropiltrimetoksisilandır (Özcan ve ark., 1998). Silan bağlayıcı ajanları, aynı zamanda porselen ıslanabilirliğini de geliştirir düşük viskozitedeki kompozit

rezinlerin akışkanlıklarını da arttıırırlar. Silanlar su ile karışırırlarsa bir oligomer oluştururlar ve yapışma özelliklerini kaybederler (Della Bona ve ark; 2004).

Organofonksiyonel bağlayıcılar olarak silanların inorganik yapı ile polimer arasında kullanılması birçok araştırmacı tarafından önerilmiştir. Silan bağlayıcı ajanlar molekül zincirlerinin her iki ucunda farklı fonksiyonel gruplara sahiptir. Uzun moleküllü silanlar bir uçtan polimer matrikse bağlanırken, diğer uçtan da silikaya bağlanır (Matinlinna ve Valittu, 2007).

2.7.7 Kombine Uygulamalar

Yüzey işlemlerini tek tek kullanmak yerine, birkaçını birlikte kullanmanın daha etkili olacağını bildiren çalışmalar mevcuttur. Yukarıda bahsi geçen yüzey işlemlerinin farklı kombinasyonlarını beraber inceleyen çalışmalar bulunmaktadır (Özcan ve Valittu, 2003; Saraçoğlu ve ark., 2004; Blatz ve ark., 2004; Atsü ve ark., 2006).

İncelediğimiz literatürlerde seramik-rezin siman bağlantısını arttırmak için uygulanan yüzey hazırlıklarının etkinliklerini karşılaştıran birçok çalışma bulunmaktadır. Hidroflorik asit ve silan uygulaması silika bazlı seramiklerin kompozit rezinle bağlantısını arttırsa da, bu teknikler zirkonya içerikli seramiklerle bağlantı sağlamada etkin değildir. Zirkonya içerikli güncel seramiklerin rezin kompozitle bağlantısını arttırmak için farklı yüzey işlemleri geliştirilmiştir. Bu tip seramiklerin yüzeylerini öncelikle silika ile kaplayıp ardından silan uygulanmasının, rezin simanla bağlantısını arttırdığı bulunmuştur (Özcan ve Valittu, 2003; Blatz ve ark., 2004; Atsü ve ark., 2006).

2.7.8 Lazer ile Pürüzlendirme

Seramik yüzey koşullarının değiştirilmesine yönelik yoğun çalışmalar vardır. Lazer, ısısız bir etki oluşturarak yüzeyde erimeye sebep olarak pürüzlendirmede etkili olur. Yöntem hakkında deneysel çalışmalar sürmektedir. Literatürde farklı seramiklerde uygulanan farklı lazer sistem uygulamalarını karşılaştıran çalışmalar mevcuttur (Gökçe ve ark., 2007; Shiu ve ark., 2007; Spohr ve ark., 2008; Akyıl ve ark., 2009; Cavalcanti ve ark., 2009 a,b; Ferreira ve ark., 2009; Ersu ve ark., 2009).

2.8 Lazer

Lazer, İngilizce 'Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation' kelimelerinin baş harflerinden oluşan bir kısaltmadır. Bu ifade Einstein'ın 1917'de ortaya atmış olduğu, lazer ışığının elde edilmiş teorisini açıklayan bir tanımlamadır. Lazer; görülebilir bölge, kızılötesi ve ultraviyole bölgedeki kromatik radyasyonu çeşitli frekanslardaki ışığa dönüştürebilen bir cihazdır (Coluzzi, 2000).

Lazer teknolojisinin temel ilkesi, uyarılmış fotonların yayılması esasına dayanır. Normal koşullarda atom içerisinde sabit durumda olan çekirdek yörüngesindeki elektronlar bir dış enerji kaynağı ile uyarıldığı zaman yörünge değiştirirler ve enerji yayarak tekrar eski kararlı hallerine dönebilirler (Cernavin ve ark., 1994).

Lazer ışığı elde edilmiş biçiminden kaynaklanan bazı özellikleri ile normal ışıklardan ayrılmaktadır. Bu özellikler tek renkli olması (monokromatik), doğrusal olması (collimated), ve ışığı oluşturan fotonların aynı fazda olması (coherent) şeklinde özetlenebilir. Lazer ışımının bu özelliklerinden her biri kullanılarak farklı uygulamalarda büyük avantajlar sağlanabilmektedir (Frentzen ve Koort, 1990; Stabholz ve ark., 2003).

Örneğin, ışınların saçılmadan doğrusal hareket etmesi sayesinde lazer, mesafe ölçümlerinde, optik ayarlarının yapılmasında, nişan almak amacıyla veya inşaatçılıkta ve ölçüm cihazlarında kullanılmaktadır. Aynı fazda fotonlardan oluşması sayesinde halogram elde edilmesinde ve biyostimülasyon için kullanılmaktadır. Tıpta ve diş hekimliğinde kullanılan esas özelliği ise tek renkli (dalgaboyu) olmasıdır. Bu sayede lazer ile hedeflenen dokulara etki edilirken çevre doku tahribatı minimum düzeyde olabilmektedir. Buna lazerin doku selektif özelliği denilmektedir (Frentzen ve Koort, 1990).

Lazer ışığı, tek renkli olup rengi elde edildiği maddeye bağlıdır. Lazer tipleri ışımaya ortamının içeriğine bağlı olarak belirlenir. Işıma ortamı olarak: Karbondioksit gazı (CO₂), Neodymium:Yitrium Alüminyum Garnet kristalleri (Nd:YAG), Argon gazı (Ar), Helyum-Neon gazları (He:Ne), Holmiyum:YAG kristalleri (Ho:YAG), Erbiyum:Yitrium Alüminyum Garnet kristalleri (Er:YAG), Klor-Flor gazları (excimer), Galyum-Alüminyum-Arsenit kristalleri (GaAlAs) ve yakut (Ruby) sayılabilir. Ultraviyole (mor ötesi) dalga boylarından infrared (kızıl ötesi) dalga boylarına kadar çeşitli lazerler mevcuttur (Taşar ve Şener, 1997).

2.8.1 Lazer Parametreleri

a) Dalga boyu (nm)

Lazer ışın demetindeki birbirini izleyen dalgaların doruk noktaları arasındaki fiziksel uzaklık dalga boyu olarak adlandırılır. Tipik medikal lazer dalga boylarına 1064 nm (kırmızı ötesine yakın), 2940 nm (kırmızı ötesi ortasında) örnek olarak verilebilir. İnsan gözünün görebileceği lazer dalga boyları sadece 400 nm ile 700 nm arasındakilerdir (Moritz ve Beer, 2006).

b) Güç (W)

Lazer gücü, lazer tarafından oluşturulan enerji oranını belirtir. 1 W lazer gücü 1 saniyede yayılan 1 J enerjiyi ifade eder (Moritz ve Beer, 2006).

c) Tekrarlama oranı - Frekans (Hz)

Lazer ışınının saniyedeki atım sayısıdır. Örneğin bir saniyede 10 atım, 10 Hz diye belirtilir (Moritz ve Beer, 2006).

d) Atım devam süresi (μ s veya ms)

Puls aralığı, atım süresi ve atım genişliği; lazer atımının zamansal uzunluğunu (lazerin enerji yayma süresi) belirten eşanlamlı terimlerdir. Kısaca lazer enerjisinin dokuya ne kadar zamanda iletildiğini belirtir. Süre kısaltıldıkça pik gücü yükselir (Moritz ve Beer, 2006).

e) Atım enerjisi (J)

Atım enerjisi, her atımdaki yayılan enerji miktarıdır. Birimi J'dur (Moritz ve Beer, 2006).

f) Pik gücü (W)

Pik gücü, tek lazer atımı sırasındaki dokuya yayılan güç seviyesini belirtir.

Pik gücü = Atım enerjisi / Atım süresi

formülüyle hesaplanabilir (Moritz ve Beer, 2006).

g) Nokta boyutu (mm)

Lazer ışın demetinin nokta boyutu, hedef üzerine gelen ışın demetinin çapı demektir. Lazer atım enerjisini sabit tutarken, lazer ışını nokta boyutunu değiştirerek enerji fluensi önemli ölçüde değişebilir. Lazer ışın demetinin dokuya nüfuzu ile temel mekanizma (ısı artışı, ablasyon, buharlaşma etkisi) ortaya çıkar (Moritz ve Beer, 2006).

h) Enerji Yoğunluğu (Energy Density) (J/cm²)

Birim yüzey alanına (cm² de) verilen lazer enerjisi miktarıdır. Aynı zamanda enerji dozu ya da fluens olarak da adlandırılır.

Enerji yoğunluğu = Enerji / Alan

Nokta boyutu küçüldüğünde enerji aynı olsa da enerji yoğunluğu artar. Nokta boyutu büyüyüp enerji yine aynı kalırsa enerji yoğunluğu azalır. Lazer kullanıcısı için enerji yoğunluğu önemli bir parametredir çünkü lazerin oluşturacağı klinik etkiyi saptamak için nokta boyutunu göz önünde tutma gereksinimini ortadan kaldırır. Enerji yoğunluğu sabit tutulursa nokta boyutu değiştirilse bile klinik etki aynı olur (Moritz ve Beer, 2006).

i) Güç Yoğunluğu (Power Density) (W/cm²)

Birim alandaki (cm²) foton konsantrasyonu (W) ya da birim alandaki (lazer ışınının çıktığı yüzün yüzey alanı) güç olarak ifade edilir.

Güç yoğunluğu = Güç / Alan (Moritz ve Beer, 2006).

2.8.2 Lazer-Doku Etkileşimleri

Lazer ışığı herhangi bir dokuya uygulandığında lazer enerjisi dokudan yansiyabilir (reflected), doku tarafından emilebilir (absorbed), daha derin dokulara iletilir (transmitted), ya da o doku içinde etrafa yayılabilir (scattered) (Frentzen ve

Koort, 1990). Lazer-doku etkileşiminde emilme olması gereken öncelikli etkidir. Dokular tarafından emilen enerji miktarı dokunun pigmentasyon, su içeriği gibi özelliklerine bağlıdır (Coluzzi, 2004).

Lazer ışının doku üzerine etkisini belirleyen faktörler;

a) Dokunun biyolojik yapısı (absorbsiyon gücü, kan dolaşımı, mineral ve su oranı, yoğunluğu)

b) Lazer ışının özellikleri (dalga boyu, enerji yoğunluğu, ışınlama süresi, devamlı (continuous) veya atımlı (pulsed) olması, maksimum atım enerjisi, temaslı (contact) veya temassız (noncontact) olması, atım tekrarlama ortalamasıdır (Wigdor ve ark., 1993).

2.8.3 Geçmişten Bugüne Diş Hekimliğinde Lazer

Diş hekimliğinde lazer kullanımı, Theodor Maiman'ın 1960 yılında Amerika'da ilk lazer ışığını elde etmesinden çok kısa bir süre sonra gündeme gelmiştir. İlk lazer cihazı olan Ruby lazer ile mine ve dentin üzerinde araştırmalar yapılmaya başlanmıştır. Diş hekimliğindeki ilk lazer denemeleri Goldman ve arkadaşları (1964) ile onları takiben Stern ve Sognaes (1964) tarafından yapılmıştır. Lazer ışını diş hekimliğinde önce yumuşak doku uygulamalarında kullanılmıştır. 1970'li yılların en popüler cerrahi lazer cihazı olan karbondioksit lazerler ağız cerrahisinde de yaygın olarak kullanılan ilk cerrahi lazerlerdir. Bu yıllarda sert dokular üzerinde yapılan araştırmalarda başarılı sonuçlar alınamadığından sadece yumuşak doku uygulamaları ve diş beyazlatma ile ilgili çalışmalar yapılabilmektedir. Sert dokularda etkin kesim yapabilmek ve termal hasar vermeden aşındırma konularındaki zorluklar 1990'lı yılların başında geliştirilen erbiyum esaslı lazerler ile bir ölçüde aşılabilmiş ve ilk jenerasyon sert doku lazerleri kullanılmaya başlanmıştır (Midda ve Renton-Harper, 1991).

Lazer tedavisi diş hekimliğinde;

Periodontolojide; başlangıç periodontal tedavi, frenektomi, gingivektomi, greft gibi yumuşak doku cerrahisinde ve periodontal rejeneratif cerrahide,

Sabit protezde; yumuşak doku müdahalesi ile kuron boyu uzatma, kemik müdahalesi ile kuron boyu uzatma, yüzey pürüzlendirme, pontik yerinin şekillendirilmesi ve ağartmada,

İmplantolojide; implant üstünün açılması, peri-implantitis tedavisinde,

Hareketli protezde; epulis fissuratumun uzaklaştırılması, protez stomatitinin tedavisi, rezidüel kret düzeltilmesi, tüber çıkıntılarının düzeltilmesi, torus azaltılması ve yumuşak doku düzeltilmesinde,

Pedodonti ve Ortodontide; dişin açığa çıkarılması, ortodonti hastalarında yumuşak doku uygulamalarında,

Oral cerrahide; biyopsi, operkülektomi, apikal rezeksiyon ve oral yumuşak doku patolojilerinde,

Operatif Diş hekimliği ve Endodontide; süt dişlerinin tüm konservatif ve endodontik tedavilerinde, hassasiyet giderilmesinde, daimi dişlerin tüm konservatif ve endodontik tedavilerinde kullanılır (Convissar, 2004).

2.8.4 Lazerlerin Sınıflandırılması

Lazerler, lazer aktif maddesine, dalga boyuna, dağıtım sistemine, lazer ışınlarının hareketine, dokular tarafından emilimine ve klinik uygulamalara göre sınıflandırılır (Dederich ve Bushick, 2004).

A- Lazer aktif maddesine göre;

- 1- Katı madde içeren lazerler (Granit, Ruby, Nd:YAG)
- 2- Gaz içeren lazerler (Argon, CO₂)
- 3- Yarı iletken lazerler (Gallium arsenide)
- 4- Kimyasallar

B- Lazer ışını hareketlerine göre;

- 1- Devamlı (continuous) ışın verenler
- 2- Atımlı (pulse) ışın verenler
- 3- Dalgalı akım olarak ışın verenler

C- Dalga boyuna göre;

- 1- Ultraviyole ışınlar
- 2- Kızılötesi (infrared) ışınlar
- 3- Görünür ışık spektrumundaki ışınlar

D- Işınların enerjisine göre

- a) Soft lazer (He-Ne lazer, Ga-As lazer, Ga-Al-As lazer)
- b) Mid lazer (Diode lazer)
- c) Hard lazer (Argon lazer, CO₂ lazer, Excimer lazer, Ho:YAG, Nd:YAG, Er:YAG)

Tablo 2.2: Diş Hekimliğinde Kullanılan Lazerlerin Genel Özellikleri (Dederich ve Bushick, 2004)

Lazer tipi	Dalga Boyu	Dalga Formu	Uygulamalar
CO ₂	10.6 µm	Zaman ayarlı, atımlı veya devamlı	Yumuşak doku insizyonu ve ablasyonu, gingiva deepitelizasyonu.
Nd:YAG	1064 nm	Atımlı (pulsed)	Yumuşak doku insizyonu ve ablasyonu, çürük uzaklaştırılması.
Er:YAG	2940 nm	Atımlı (pulsed)	Çürük uzaklaştırılması, mine ve dentinde kavite preparasyonu, sement ve kemik operasyonları, kanal preparasyonu, yumuşak doku insizyonu.
Er, Cr:YSGG	2780 nm	Atımlı (pulsed)	Mine pürüzlendirilmesi, çürük tedavisi, kavite preparasyonu, kemik operasyonları, kanal preparasyonu, yumuşak doku insizyonu.
Argon	457-502 nm	Atımlı (pulsed) veya devamlı	Rezin polimerizasyonu, yumuşak doku insizyonu ve ablasyonu, ağartma.
Ho:YAG	2.1 µm	Atımlı (pulsed)	Yumuşak doku insizyonu ve ablasyonu.
Diode	904 nm	Atımlı (pulsed) veya devamlı	Yumuşak doku insizyonu ve ablasyonu, biyostimülasyon ve biyomodelasyon.

2.8.5 Diş Hekimliğinde Kullanılan Lazerler

CO₂ Lazer

Karbon dioksit lazerler ilk defa Patel ve arkadaşları tarafından 1964 yılında geliştirilmiştir. 10.6 µm dalga boyuna sahip gaz içeren lazer tipidir. Spektrumda uzak infrared kısımda bulunur. Bu tip lazerler ıslak dokuya duyarlıdır. Dokunun rengi bu lazer için önemli değildir. Oral mukozada yüksek derecede emilirler (Kutsch, 1993).

Tüm karbondioksit lazerler yüksek dalga boyu nedeniyle non-kontakt modda çalışır. Ayrıca odaklanmış ve odaklanmamış modda kullanılabilirler. Odaklanmış modu kesme modudur, lazer ışını dokuya odak noktasında veya en küçük çapta isabet eder. Biyopsi almak için kullanılır. Odaklanmamış modu frenektomi, gingivektomi, oral ülser tedavisi ve hiperplazilerin uzaklaştırılmasında kullanılır. Karbondioksit lazer enerjisi, sürekli modda (en çok kullanılan) veya atımlı modda veya zaman ayarlı modda iletilebilir (Miller ve Truhe, 1993).

Karbondioksit lazerler, diş hekiminin görüş alanını iyileştiren mükemmel bir hemostaz sağlar. Ayrıca dokuyu hızlı ve etkili bir şekilde uzaklaştırır. Derin dokulara penetre olmaz, etkisi sadece yüzeyledir. İşlem sonrası ağrı diğer tip lazerlere göre daha azdır (Pick ve Colvard, 1993)

Karbondioksit lazerin porselen yüzeyini pürüzlendirmek amacıyla da kullanılabileceğini belirten çalışmalar mevcuttur.

Ersu ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada, In-Ceram Spinell, In-Ceram Alumina ve In-Ceram Zirconia seramiklere CO₂ lazer ile pürüzlendirme yapılmıştır. Resin siman ile bağlantıları ve yüzey pürüzlülüğü değerleri incelenmiştir (Ersu ve ark., 2009).

Akova ve arkadaşları, feldspatik porselen ile braket bağlantısını inceledikleri çalışmada, lazer ile pürüzlendirme yüzey işlemini, konvansiyonel yöntemlerle karşılaştırmışlardır (Akova ve ark., 2005).

Nd: YAG Lazer

1964'de Geusic tarafından geliştirilmiştir. Neodymium:ytiriyum alüminyum garnet kristalleri içerir. Bu tip lazerler spektrumun infrared kısmında bulunmaktadır. 1064 nm dalgaboyundadır. Elektromanyetik spektrumun yakın kızıl ötesi bölgesinde yer alır. Nd:YAG lazerlerin pigmente dokuya affinitesi vardır. Su tarafından iyi absorbe

edilememesine rağmen melanin, hemoglobin gibi pigmente dokular tarafından iyi absorbe edilirler (Kutsch, 1993; Miller ve Truhe, 1993; Pick ve Powell, 1993).

Temaslı veya temassız kullanılabilirler. Temassız kullanıldığında sadece birkaç milimetre penetre olabildiği için hemostaz sağlama, aftöz ülser tedavisi veya pulpa hassasiyetini gidermek amacıyla kullanılabilir (Coluzzi, 2004). Nd:YAG lazer ışığı amalgam, titanyum ve değersiz metaller tarafından kolayca absorbe edildiğinden, bu materyallerin varlığında dikkatli bir şekilde çalışılması gerektiği bildirilmiştir (Kutsch, 1993).

Nd:YAG lazer, mükemmel bir hemostaz sağlamaktadır. Bundan dolayı gingival retraksiyon, gingivanın estetik olarak konturlanması, oral ülserlerin tedavisi, frenektomi ve gingivektomi gibi birçok yumuşak doku uygulamalarında kullanılmaktadır (Dederich ve Bushick, 2004).

Argon Lazer

Argon lazerler, aktif ortamı argon gazı olan ve görünür ışık spektrumunda yer alan lazerlerdir. 488 nm veya 514 nm dalga boyuna sahip olanları diş hekimliğinde kullanılır.

488 nm dalga boyunda olan tipi mavi renktedir ve kompozit materyallerin polimerizasyonunda kullanılır. 514 nm dalga boyunda olan tipi ise mavi- yeşil renktedir, koyu renkli dokulara ayrıca hemoglobin, hemosiderin ve melanin içeren dokulara affinitesi vardır. Hemostatik özelliği çok iyidir (Powell ve ark., 1995).

Holmium:YAG Lazer

Elektromanyetik spektrumun yakın kızıl ötesi bölümünde yer alan ve ortamında 'holmium:yitrium aluminyum garnet' kristali içeren bu lazerler 2100 nm dalga boyundadır. Fiberoptik taşıyıcı ile iletilir. Kontakt ve non kontakt modda kullanılabilen atımlı lazerlerdir. Su içerisinde ilerleyebilmesi, beyaz dokuya afinitesi olması ve koagülasyon sağlama dolayısıyla artroskopik temporomandibular cerrahide kullanılan bir lazerdir (Pick ve Powell, 1993; Hendler ve ark., 1992).

Gingival retraksiyon, gingivanın estetik olarak konturlanması, oral ülserlerin tedavisi ve frenektomi, gingivektomi gibi yumuşak doku uygulamalarında kullanılır. Bu

tip lazerin penetrasyon derinliğ Nd:YAG lazere göre daha azdır bu yüzden yumuşak dokuyu daha hızlı keser (Brenner ve ark., 1997).

Er: YAG Lazer

1974 yılında Zharikov ve arkadaşları tarafından tanıtılmıştır. Elektromanyetik spektrumun yakın ve orta kızıl ötesi bölümünde bulunan ve dalga boyu 2940 nm olan bu lazerler ‘erbiyum’ ile karıştırılmış katı yitriyum alüminyum garnet kristali içerir (Coluzzi, 2000).

Bu lazerin, spektrumun yakın ve orta kızıl ötesi bölümünde bulunan diğer tüm lazerler gibi suda emilimi çok yüksektir. Ayrıca hidroksiapatite yüksek afinitesi vardır. Bu özelliği dalga boyundan kaynaklanmaktadır (Coluzzi, 2000; Frentzen ve Koort, 1990).

Er:YAG lazerlerin etki mekanizması řu şekildedir: dokudaki ve organik yapı içeriğindeki su tarafından absorbe edilen enerjinin oluşturduğu iç basınç ile dokunun parçalanıp uzaklaştırılmasını sağlayan mikropatlamalar sonucu doku uzaklaştırılır (Watanabe ve ark., 1996).

Yumuşak dokuların su içeriği yüksek olduğundan bu dokularda geniş uygulama alanı bulmuştur. Ancak hemostatik etkisi sınırlıdır. Ayrıca sert dokularda da geniş kullanım alanı bulmuştur. Sert dokunun uzaklaştırılmasında termal etkinin minimal oluşması nedeniyle çevre dokulara zarar vermeden güvenle kullanılabilir (Watanabe ve ark., 1996).

Çürük uzaklaştırılması, mine ve dentinde kavite preparasyonu, kök kanallarının hazırlanması, sement ve kemik operasyonları, mine pürüzlendirilmesi gibi sert dokularda geniş kullanım alanı bulmuştur (Keller ve Hibst, 1997; Takeda ve ark., 1998; Kimura ve ark., 2001).

Er:YAG lazer, son literatürlerde seramik pürüzlendirilmesinde de uygulanmış ve farklı yapılardaki seramiklerde, lazerin farklı parametrelerinin etkileri değerlendirilmiştir:

Cavalcanti ve arkadaşları, çalışmalarında kumlama ve Er: YAG lazerin 200, 400, 600 mJ luk enerjilerinin Cercon ve Procera üzerine etkilerini konfokal (aynı odaklı) mikroskop ile incelemiş, yüzey pürüzlülüğünü karşılaştırmışlardır (Cavalcanti ve ark., 2009 b).

Shiu ve arkadaşları, feldspatik porcelene hidroflorik asit, fosforik asit, APF, elmas frez, kumlama, Coject kumu ve Er: YAG lazer (500 mJ, 4 Hz, 2 dk) gibi farklı yüzey işlemleri uygulayıp, rezin simanla bağlantısına etkisini incelemiştir (Shiu ve ark., 2007).

Cavalcanti ve arkadaşlarının yüzey işlemleri ve metal primerlerin Y-TZP seramiklerin rezin simanlar ile bağlantısı üzerine etkisini inceledikleri çalışmalarında ise, kumlama, Er:YAG lazerle pürüzlendirme gibi yüzey işlemlerinin etkisi karşılaştırılmıştır (Cavalcanti ve ark., 2009 a).

Er,Cr:YSGG Lazer

Dalga boyu 2.78 μm 'dır. Atımlı dalga formuna sahiptir. Er: YAG lazer gibi sert doku lazeri olarak anılır. Bu lazerin, spektrumun yakın ve orta kızıl ötesi bölümünde bulunan diğer tüm lazerler gibi suda emilimi çok yüksektir. Ayrıca hidroksiapatite yüksek afinitesi vardır (Coluzzi, 2000; Frentzen ve Koort, 1990). Mine pürüzlendirmesi, çürük tedavisi, kök kanal hazırlığı, kavite preparasyonu gibi sert doku işlemlerinde kullanılır (Gutknecht ve ark., 2001; Hossain ve ark., 2002).

2.9 Lazerin Protetik Tedavideki Kullanım Alanları

Başarılı bir protetik tedavi, yumuşak ve sert dokuların protez öncesi hazırlığı ile mümkün olur. Günümüzde lazerler, diğer diş hekimliği alanlarında olduğu gibi protez öncesi hazırlıkta da geleneksel yöntemlerin yerini almaya başlamıştır. Bu cihazlar protetik tedavinin vazgeçilmez öğeleri olan stabilite, retansiyon, fonksiyon ve estetik sağlamada önemli görevler üstlenmektedir. Ayrıca lazer ile tedavi diğer geleneksel yöntemlere göre birçok avantaja sahiptir:

- 1- Mekanik travma ve ödem daha az olduğundan toplam tedavi zamanı azalır.
- 2- Cerrahi operasyon alanının bakteriyel kontaminasyonu azalır.
- 3- Cerrahi operasyon yapılan bölgede şişme, skar ve kontraksiyon azalır.
- 4- Hemostaz sağlanması sonucu cerrahi alan daha iyi görülür (Convissar ve Gharemani, 1995; Massad ve Anderson, 2001).

2.9.1 Lazerin Hareketli Protetik Tedavideki Kullanım Alanları

1- Tüber çıkıntılarının düzeltilmesi

Tüberlerin düzensiz bir şekilde genişlemesi posterior bölgede alt ve üst protezin kullanımını engelleyebilir. CO₂, Diode ve Nd:YAG lazer yumuşak doku cerrahisi için, erbiyum lazerlerden biri sert doku cerrahisi için kullanılabilir.

2- Düzensiz alveoler kretlerin cerrahi tedavisi

Düzensiz alveoler rezorbsiyon sonucu protezi destekleyen doku azalır ve sonuçta dokular üzerindeki yük artar ve protezin uyumu bozulur. Konvansiyonel cerrahi yöntemlerle düzeltilebilecek bu durum artık günümüzde lazer cerrahisi ile de düzeltilebilmektedir. CO₂, Diode ve Nd: YAG lazer yumuşak doku cerrahisi için, erbiyum lazerlerden biri de sert doku cerrahisi için kullanılabilir.

3- Düzensiz alveoler kretlerin cerrahi tedavisi

Düzensiz alveoler kretlerin üstüne protez yapılırsa yumuşak doku travması, ülserasyon ve ağrı oluşabilir. Bu gibi durumlarda; CO₂, diode ve Nd:YAG lazer yumuşak doku cerrahisi için, erbiyum lazerlerden biri de sert doku cerrahisi için kullanılabilir.

4- Desteksiz yumuşak dokuların cerrahi tedavisi

Desteksiz yumuşak dokular, genellikle protezin stabilitesini olumsuz etkiler. Bu desteksiz yumuşak dokular konvansiyonel cerrahi yöntemlerle veya CO₂, Diode ve Nd:YAG lazer gibi yumuşak doku lazerleri ile uzaklaştırılabilir.

5- Torus ve ekzostozların cerrahi tedavisi

Torus ve ekzostozlar protezin uyumunu bozabilir. Bazen mukoza ülseri olabilir. Kompanse edilemeyen durumlarda, CO₂, Diode ve Nd:YAG lazer yumuşak doku cerrahisi için, erbiyum lazerlerden biri de sert doku cerrahisi için kullanılabilir.

6- Yumuşak doku lezyonlarının tedavisi

Keskin ve düzensiz protezin sürekli travması veya post dam sahasının baskısı sonucu hiperplastik fibröz dokular oluşabilir. Bu hiperplastik fibröz yapıların, epulis fissuratumun, protez stomatitinin tedavisi yumuşak doku lazerleri (CO₂, Diode ve Nd:YAG lazer) ile yapılabilir (Kesler, 2004).

2.9.2 Lazerin Sabit Protetik Tedavideki Kullanım Alanları

1-Gingival retraksiyon

Sabit protetik tedavide son ölçüyü almadan önce retraksiyon yapmak önemli bir aşamadır. Elektrocerrahi ve radyocerrahi yöntemleri dişeti çekilmesine sebep olabilir. Günümüzde lazerler retraksiyon amacı için kullanılabilir. Düşük dozda yumuşak doku lazerleri dişeti oluğu sıvısını buharlaştırmak ve sulkus epitelini kurutmak için kullanılabilir. Ölçüyü aldıktan sonra kurutulmuş doku eski haline hemen döner ve sonuç olarak hiç dişeti çekilmesi oluşmaz (Wigdor ve ark., 1993; 1995).

2-Kron boyu uzatma

Preperasyon marjininin etrafındaki fazla yumuşak doku düzgün bir ölçü alınmasını engelleyebilir. Bu gibi durumlarda kron boyu uzatma gerekli olabilir. Eğer klinik kronun önemli bir bölümü de kırılmış veya harap ise kron boyu uzatma işlemi kemiği de içerebilir.

Tüm yumuşak doku lazerleri (CO₂, diode ve Nd:YAG lazer) ile gingivoplasti yapılabilir (Moritz ve ark., 1997) fakat kemiği de içeren bir kron boyu uzatma yapılacağı zaman sert dokuda etkili olan erbiyum lazerler kullanılabilir (Wigdor ve ark.,1993; Coluzzi, 2004; Convissar, 2004).

3- Gövde yerinin şekillendirilmesi

Sabit protez yapıldığında pontiğin mümkün olduğunca doğal dişi taklit eden bir çıkış profiline sahip olması önemli ve kritik bir durumdur. Pontik sahasının geleneksel yöntemlerle hazırlanması zordur ve genellikle çok kanamalı olan bir işlemdir. Bu işlem sırasında koagülasyonu sağlamak için lazer kullanılabilir. CO₂ lazer, Nd: YAG lazer bu işlem için sıklıkla kullanılır (Rice, 2000; Myers, 2000).

4-Ağartma

Birçok hasta dişlerinin kısa sürede beyazlatılmasını talep etmektedir. Beyazlatma sırasında oluşan kimyasal reaksiyonu hızlandırmak için yıllardan beri ışık kaynağı kullanılmaktadır. Günümüzde ışık kaynağı olarak lazer kullanılmaya başlanmıştır. Lazer ile beyazlatma diğer yöntemlere göre daha hızlı sonuç vermektedir. Ayrıca dişlerin etkilenmesi minimumdur (Tavares ve ark., 2003). Argon, Nd:YAG ve CO₂ lazer bu amaçla en çok kullanılan lazer tipleridir (Baik ve ark., 2001; Sulewski, 2000).

5-Lehim

Özel olarak üretilmiş Nd: YAG lazer, protezleri lehimlemek amacıyla kullanılır. Bu şekilde lehimlenen protezlerin konvansiyonel yöntemle lehimlenenlere göre daha sağlam olduğu ve daha az pörözite içerdiği çalışmalarla kanıtlanmıştır (Smith ve ark., 1972; Gordon ve Smith, 1970).

6-Yüzey pürüzlendirme

Dental materyallerin ve diş dokusunun farklı lazer tipleriyle pürüzlendirilmesine yönelik yoğun çalışmalar vardır. Lazer, ısısız bir etki oluşturarak yüzeyde bir tabakanın erimesine ve ortamdan uzaklaşmasına sebep olarak pürüzlendirmede etkili olur (Eguro ve ark., 2002).

Yöntem hakkında deneysel çalışmalar sürmektedir:

Silveria ve arkadaşları, kumlama, silika kaplama ve Nd:YAG lazer uygulamalarının In-Ceram Alumina seramik ile rezin siman bağlantısına etkisini incelemiştir (Silveria ve ark., 2005).

Cavalcanti ve arkadaşları, çalışmalarında kumlama ve Er:YAG lazerin 200, 400, 600 mJ luk enerjilerinin Cercon ve Procera üzerine etkilerini konfokal (aynı odaklı) mikroskop ile incelemiş, yüzey pürüzlülüğünü karşılaştırmışlardır (Cavalcanti ve ark., 2009 b).

Shiu ve arkadaşları feldspatik porselene hidroflorik asit, fosforik asit, APF, elmas frez, kumlama, Coject kumu ve Er:YAG lazer (500 mJ, 4 Hz, 2 dk) gibi farklı yüzey işlemleri uygulayıp, rezin simanla bağlantısına etkisini incelemiştir (Shiu ve ark., 2007).

Cavalcanti ve arkadaşlarının yüzey işlemleri ve metal primerlerin Y-TZP seramiklerin rezin simanlar ile bağlantısı üzerine etkisini incelediği çalışmada, kumlama, Er:YAG lazerle pürüzlendirme gibi yüzey işlemlerinin etkisi karşılaştırılmıştır (Cavalcanti ve ark., 2009 a).

In-Ceram Spinell, In-Ceram Alumina ve In-Ceram Zirconia üzerinde CO₂ lazerin etkinliğini araştıran bir çalışmada, CO₂ lazerin özellikle In-Ceram Zirconia'nın rezin siman ile bağlantı değerlerini attırdığı bulunmuştur (Ersu ve ark., 2009).

2.10 Bağlantı Kuvveti Değerlerinin Ölçülmesinde Kullanılan Test Metodları

1- Makaslama (Shear) Test Metodu

Yapıştırma sistemlerinin kesme kuvvetlerine karşı bağlanma dayanımı ölçülürken, genellikle sabit bir ortama gömülmüş örneğe bir uç vasıtasıyla kuvvet uygulanır ve örneğin koptuğu andaki kuvvet tespit edilir. Aşağıdaki denklem ile arayüz bağlantısının makaslama kuvvetine dayanıklılığı hesaplanır ve birimi MPa (Megapaskal) cinsindedir.

$$\sigma = P / A$$

P uygulanan en yüksek kuvveti simgeler ve birimi N (Newton) cinsindedir. A ise arayüz alanı olup mm² cinsindedir. Bağlantı dayanımı, uygulanan kuvvetin birim alana bölünmesi ile (Megapaskal, MPa) olarak ifade edilebilir (Shono ve ark., 1999).

2- Germe (Tensile) Test Metodu

Germe testinde, kullanılan malzemeler birbirinden ayrılana kadar çekme kuvveti uygulanır. Bu test metodunda, arayüzde uniform basınç dağılımı izlenebilmektedir.

$\sigma = P / A$ formülüyle germe kuvvetine dayanıklılığı hesaplanır, elde edilen sonuç MPa cinsindedir. P kırılma anındaki yüküdür (N) ve A adeziv alandır (mm²) (Shono ve ark., 1999).

3- Mikrotensile Test Metodu

Mikrotensile testi için öncelikle yapıştırılmış test örneklerinden su soğutması altında ince kesitler alınması gerekir. Bu kesit alımı iki şekilde olabilir:

1- Örneklerden vertikal yönde 1 mm kalınlığında kesitler alınır. Daha sonra da bağlantı bölgesine, bağlantı yüzeyi 1.6 mm² - 1.8 mm² olacak şekilde , kum saati şekli verilir (Pashley ve ark., 1995; Shono ve ark., 1999).

2- Örneklerden 1x1 mm'lik kesitler alınır. Elde edilen kesit çubuklarına başka bir işlem yapılmadan teste tabi tutulur. Yukarıda belirtilen iki yöntemden biri kullanılarak hazırlanan örneklere çekme testi uygulanır. Çekme kuvveti uygulanırken yük hızı genellikle 1mm/dk'dır (Pashley ve ark., 1995).

3.MATERYAL ve METOD

3.1 Çalışmada Kullanılan Materyaller ve Cihazlar

Zirkonyum oksit içerikli seramiğe uygulanan kumlama, silika kaplama, Er:YAG lazer ve CO₂ lazer ile pürüzlendirme yöntemlerinin ve bu yöntemlerin kombine olarak kullanımının, rezin siman ile makaslama bağlantı dayanıklılığına etkisinin değerlendirildiği çalışmamızda kullanılan materyaller tablo 3.1’de, kullanılan cihazlar ise tablo 3.2’de görülmektedir.

Tablo 3.1: Çalışmada Kullanılan Materyaller

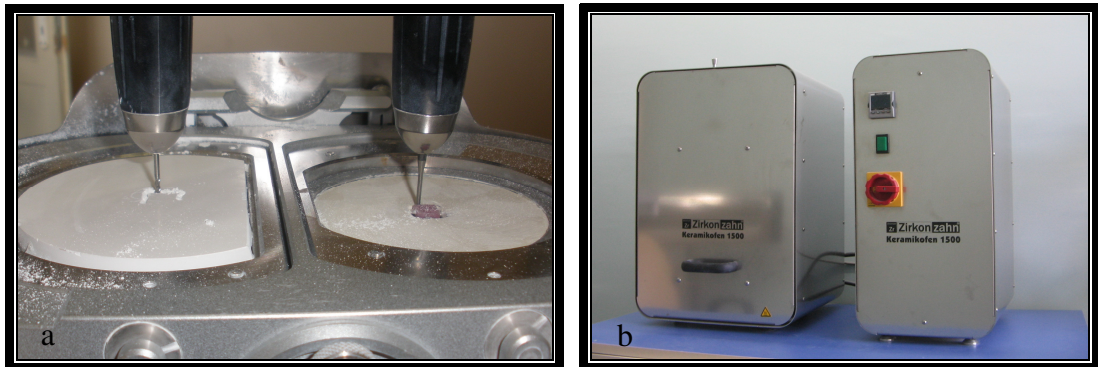
Materyal	Marka	Üretim No	Üretici Firma
Yttriyum ile stabilize zirkonyum oksit içerikli seramik	Zirkonzahn	ZA9110AD	Zirkonzahn, Bruneck, Italy
Kimyasal ve ışıkla polimerize olan (dual-cure) rezin siman	Panavia F 2.0 LIGHT	00315A	Kuraray Co.,Osaka, Japan
Kompozit rezin	3M ESPE Z 250	9EP	(3M ESPE AG, Seefeld, Germany)
Silan	ESPE-Sil	283094	(3M ESPE AG, Seefeld, Germany)
Silika partikülleriyle modifiye edilmiş 30 µm boyutunda Al ₂ O ₃	CoJet Sand	355331	(3M ESPE AG, Seefeld, Germany)
110 µm boyutunda Al ₂ O ₃	Korox 110	905398	(BEGO, Bremen, Germany)
Akrilik rezin	Vertex	500cc	(Vertex-Dental, Zeist, Netherlands)
Oksijen bloke edici jel	Oxyguard	00604A	(Kuraray Co., Osaka, Japan)
Silikon karbid zımparalar	English abrasives	166	(English Abrasives Ltd. England)

Tablo 3.2: Çalışmada Kullanılan Cihazlar

Cihaz	Üretici Firma
CO ₂ lazer cihazı (Smart US-20 D)	DEKA, Firenze, Italy
Er: YAG lazer (Fotona Fidelis AT)	Fotona d.d. Stegne 71210, Ljubljana, Slovenia
Kumlama Cihazı (Bego TopTec)	Bego, Bremen, Germany
Sinterleme fırını (Sinter Furnace)	Zirkonzahn, Bruneck, Italy
Ultrasonik temizleme cihazı (Eurosonic Energy)	Euronda, Italy
Polisaj cihazı (Buehler Metaserv)	Buehler, Germany
Üniversal Test Cihazı (Lloyd LRX)	Lloyd Instruments PIC., England
Tarayıcı Elektron Mikroskobu (SEM)	Jeol JSM-6400 Jeol Ltd., USA
LED cihazı (Hilux LED 550)	Benlioğlu, Türkiye
Cojet ağız içi kumlama cihazı	3M ESPE AG, Seefeld, Germany

3.2 Seramik Örneklerin Hazırlanması

Araştırmamızda kullanılan 150 adet Y-TZP içerikli seramik (Zirkonzahn, Bruneck, Italy) örnek, üretici firma tavsiyeleri doğrultusunda yarı sinterlenmiş zirkonya bloklardan Zirkograph (Zirkonzahn, Bruneck, Italy) cihazında hazırlandı (Şekil 3.1 a).

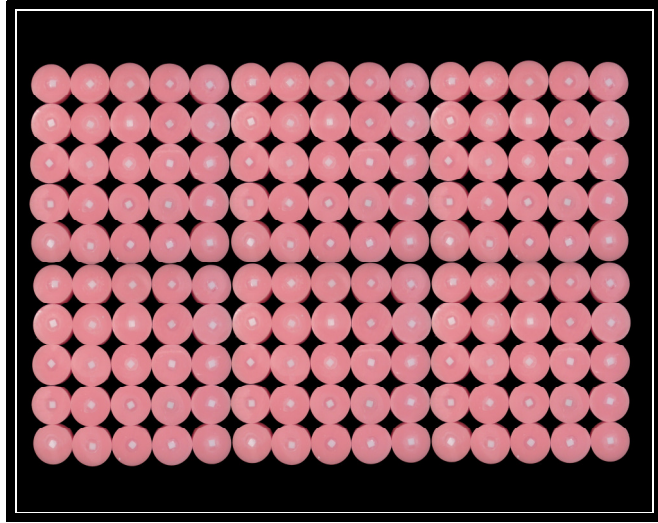


Şekil 3.1 a) Zirkograph cihazı **b)** Sinterleme fırını.

Örnekler üretici firmaya ait frezlerle (Zirkonzahn, Bruneck, Italy) düzeltildikten sonra sinterleme fırınında (Zirkonzahn, Bruneck, Italy) (Şekil 3.1 b), 1500 °C’de 8 saat süreyle üretici firma önerisi doğrultusunda sinterlendi. Sinterleme sonrası örnekler % 25 oranında büzülme gösterdi. Kare şeklindeki örneklerin son boyutları dijital kumpas (Mitutoyo, Tokyo, Japan) ile 5x5x2 mm olarak ölçüldü.

Yüzey işlemleri ve makaslama testi uygulanabilmesi amacıyla örnekler, 20 mm yüksekliğinde ve 30 mm çapında silindir şeklindeki otopolimerizan akrilik rezinden (Vertex-Dental, Zeist, Netherlands) hazırlanan bloklara sabitlendi (Şekil 3.2). SEM görüntüleri almak için ilave 15 örnek aynı şekilde hazırlandı.

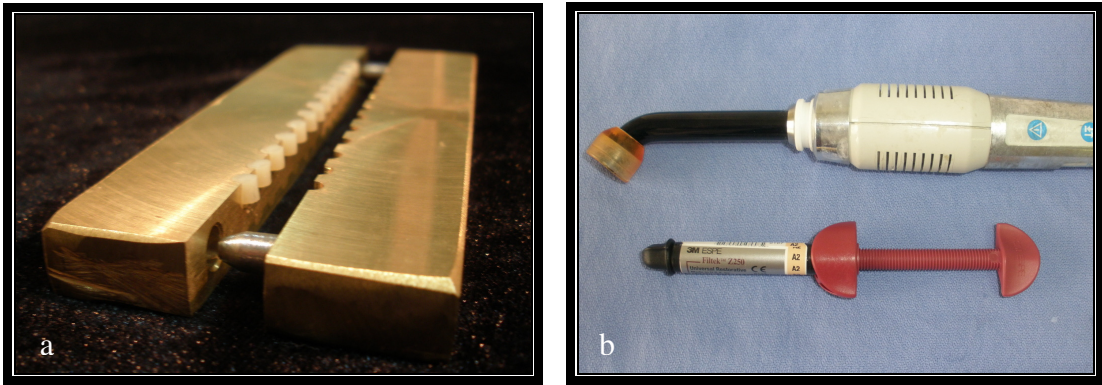
Tüm örnekler, yüzeylerinin düzgün, pürüzsüz ve standart olması için 600 ve 1200 gridlik silikon karbid zımparalar (English abrasives, English Abrasives Ltd. England) kullanılarak polisaj cihazında (Buehler Metaserv, Buehler, Germany) su altında zımpara yapıldı. Daha sonra tüm örnekler distile su içeren ultrasonik temizleme cihazında (Eurosonic Energy, Euronda, Italy) 3 dk süreyle temizlendi.



Şekil 3.2 Hazırlanan seramik örnekler

3.3 Kompozit Örneklerin Hazırlanması

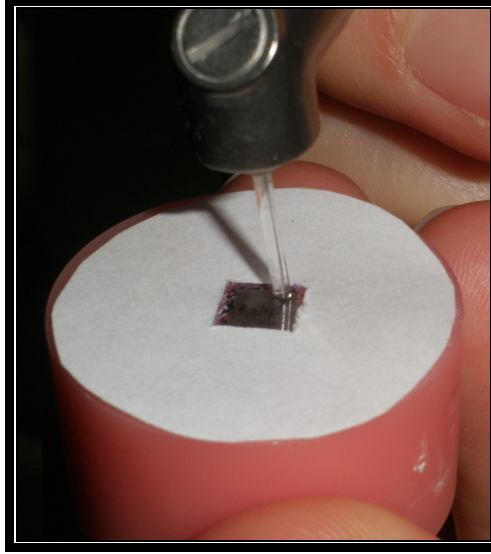
Seramik yüzeylere simante edilecek kompozit örneklerin elde edilebilmesi için vidalı kilit sistemi ile ayrılan iki parçadan oluşan ve 3x3 mm boyutlarında silindirik boşluklar ihtiva eden piriç kalıp hazırlandı (Şekil 3.3a). Kompozitin tam olarak polimerizasyonunu sağlamak için kompozit rezin (Z 250, 3 M ESPE AG, Seefeld, Germany) kalıbın içine tabakalama tekniği kullanılarak iki seferde uygulandı. 1.5 mm'lik ilk tabakanın polimerizasyonu, LED cihazı (Hilux LED 550, Benlioğlu, Türkiye) ile 20 sn sürede sağlandı (Şekil 3.3b). Daha sonra ikinci tabaka kompozit rezin aynı şekilde uygulandı üzerine şeffaf bant konarak polimerizasyonu sağlandı. 150 adet silindirik kompozit örnek elde edildi.



Şekil 3.3 a) Piriç kalıp b) Kompozit rezin ve LED cihazı

3.4 Lazer Enerjisinin Uygulanması

Çalışmamızda Er:YAG lazer ve CO₂ lazer kullanıldı. Her iki lazerle yapılan pürüzlendirmeler su soğutması altında örnek yüzeyine dik bir şekilde, 1 mm uzaklıkta aynı uygulayıcı tarafından yapıldı (Şekil 3.4).



Şekil 3.4 Grafit ile kaplanmış seramik örneğin lazer ile pürüzlendirme işlemi

Er:YAG Lazer

Çalışmamızda kullanılan Er:YAG lazerin (Fotona Fidelis AT, Ljubljana, Slovenia) (Şekil 3.5) genel özellikleri Tablo 3.3’de görülmektedir.



Şekil 3.5 Çalışmamızda kullanılan Er:YAG lazer cihazı

Tablo 3.3 Er:YAG lazerin genel özellikleri (Fotona Fidelis AT Operator Manual)

Dalga Boyu	2940 nm
Atım Enerjisi	20 mj - 1,5 J
Maksimum Atım Süresi	1000 μ s
Frekans	2 - 50 Hz
Maksimum Güç	20 W
İletim Sistemi	Optik fiber iletim sistemi

Çalışmamızda Er:YAG lazer ile pürüzlendirme yapılan gruplarda 150 mj ve 300 mj çıkış enerjileri, aynı frekansta (10 Hz), iki farklı atım sürelerinde (sp ve ssp) uygulandı. Cihaz kontakt modda kullanıldı. R14 el aleti ile pürüzlendirmeler yapıldı. 20 sn boyunca lazer ışını yüzeyde süpürme hareketiyle gezdirildi. Kullanılan safir ucun çapı 1.3 mm, uzunluğu ise 12 mm'dir.

Çalışmamızda kullanılan Er:YAG lazer cihazı VSP (Variable Square Pulse) (değişken kare atımı) teknolojisine sahiptir. VSP teknolojisi enerji ve lazer atımlarının süresini kontrol eder, farklı atım sürelerinde kare atımlar oluşturur. Lazerin enerji yayma süresi değiştirilerek farklı dokularda farklı ablyasyon hızları kullanılabilir. Dokunun özelliğine göre farklı pals aralıkları kullanarak hız, çalışma pratiği, selektif çalışma kolaylıkları gibi avantajlar sağlamaktadır (Fotona Fidelis AT Operator Manual).

Çalışmamızda kullanılan Er:YAG lazerin atım devam süreleri Tablo 3.4'de görülmektedir. Süre kısaldıkça pik güç yükselir (Fotona Fidelis AT Operator Manual).

Yüksek enerji ve düşük atım süresi uygulandığında, ablyasyon hızı ısının dokuya difüzyonundan daha hızlıdır. Lazer enerjisinin hepsi soğuk ablyasyonda kullanılır. Düşük enerji ve uzun atım süresi uygulandığında, termal olarak etkilenen doku kalınlığı artmaktadır. Ablasyon etkisi azalmaktadır. SSP (super short pulse) gibi kısa atım süreleri sert dokuların ablyasyonu için VLP (very long pulse) uzun atım süreleri yumuşak doku uygulamaları için uygundur (Lukac ve ark., 2007).

Uzun atım sürelerinde enerji çevre dokulara difüze olur ve enerji kaybı oluşur ve ablyasyon için kullanılmaz. Kısa atım sürelerinde ise ablyasyon düşük enerji ile sağlanabilir (Apel ve ark.,2002).

Tablo 3.4 Er:YAG lazer cihazının atım devam süreleri (Fotona Fidelis AT Operator Manual).

	Atım Devam Süresi
SSP	50 μ s
MSP	100 μ s
SP	300 μ s
LP	600 μ s
VLP	1000 μ s

CO₂ lazer

Çalışmamızda kullanılan CO₂ lazer (Smart US-20 D, DEKA, Firenze, Italy) (Şekil 3.5) cihazının genel özellikleri tablo 3.5’de görülmektedir.

Tablo 3.5 CO₂ lazer (Smart US-20 D, DEKA, Firenze, Italy) cihazının genel özellikleri

Dalga Boyu	10.6 μ m
Operasyon Modları	CW (Continuous mode): Sürekli mod PW (Pulsed mode): Atımlı mod. Frekans 5-100 Hz arasında değişmektedir.
Maksimum Güç	25W
İletim Sistemi	Titanyum eklemlili kol iletim sistemi



Şekil 3.6 Çalışmamızda kullanılan CO₂ lazer cihazı ve el aleti

Çalışmamızda, CO₂ lazer ile pürüzlendirme yapılan gruplarda 3W ve 4W güçleri sürekli modda, non-kontakt olarak uygulandı. 30 sn boyunca lazer ışını yüzeyde süpürme hareketiyle gezdirildi. Kullanılan ucun çapı 1 mm, uzunluğu ise 12 mm'dir.

Çalışmamızda kullanılan lazer parametreleri Tablo 3.6'da görülmektedir.

Tablo 3.6 Çalışmamızda kullanılan lazer parametreleri

Lazer Tipi	Lazer enerji ve güçleri	Frekans (Hz)	Toplam Süre (sn)	Nokta Boyutu (mm)	Enerji Yoğunluğu (J/cm ²)	Güç Yoğunluğu (W/cm ²)
Er:YAG lazer	150 mj	10	20	1.3	11.36	113.63
	300 mj				22.72	227.27
CO ₂ lazer	3 W	-	30	1	-	382.16
	4 W				-	509.16

3.5 Uygulanacak Lazer Protokolünün Tespiti İçin Yapılan Ön Çalışma

Çalışmamızda uygulanacak lazer protokolünün tespiti için literatürler ışığında bir seri ön çalışma yapıldı. Farklı güçlerde lazerlerin yüzeydeki etkilerini tespit etmek amacı ile; Er:YAG lazer ve CO₂ lazerin farklı parametreleri uygulandı. Yüzey pürüzlendirmesi yapılan örnekler taramalı elektron mikroskopunda (SEM) yüzey değişiklikleri açısından incelendi.

Er:YAG lazer ile pürüzlendirme yapılan gruplarda 100mj, 150mj, 300 mj ve 400 mj çıkış enerjileri aynı frekansta (10 Hz), iki farklı atım sürelerinde (sp ve ssp) uygulandı. 100 mj 10 Hz sp ve 100 mj 10 Hz ssp parametreleri kullanılarak yapılan uygulamalar sonucunda, seramik yüzeyin mikroskobik görüntüsünün kontrol grubuna benzer olduğu görüldü.

Er:YAG lazer ile 400 mj 10 Hz sp ve 400 mj 10 Hz ssp modunda çalışıldığında ise makroskopik olarak da görülebilen kararmalar oluştuğu izlendi. SEM görüntülerinde de seramik yüzeylerinde aşırı madde kayıplarının oluştuğu görüldü.

100 mj 10 Hz sp, 100 mj 10 Hz ssp parametreleri seramik yüzeyde, bağlantıyı arttıracak bir değişiklik oluşturmadığı için gruplandırmaya dahil edilmedi. 400 mj 10 Hz sp ve 400 mj 10 Hz ssp parametreleri ise seramik yüzeylerde, dayanıklılığı olumsuz yönde etkileyebilecek madde kaybı oluşturduğu için gruplandırmaya dahil edilmedi.

CO₂ lazer ile 2W, 3W, 4W, 5W güçlerde pürüzlendirmeler yapıldı ve seramik yüzeyleri mikroskobik olarak incelendiğinde, 2W gücünde yapılan pürüzlendirmenin seramik yüzeyinde değişiklik oluşturmadığı izlendi, gruplandırmaya dahil edilmedi. 5 W gücünde ise seramiğin dayanıklılığını olumsuz etkileyebilecek aşırı madde kayıplarının olduğu gözlemlendi. Bu yüzden gruplandırmaya dahil edilmedi.

3.6 Seramik Örneklerin Gruplandırılması

Ön çalışma sonucunda, seramik örnekler uygulanan yüzey işlemlerine göre 15 gruba ayrıldı (n = 10):

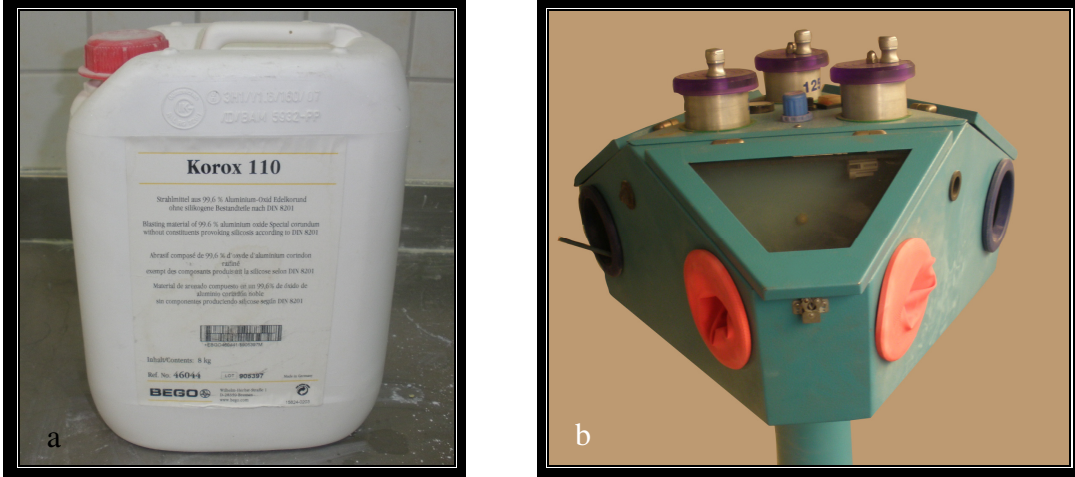
Uygulanan yüzey işlemleri ve grup kodları tablo 3.7'de görülmektedir:

Tablo 3.7 Seramik örneklere uygulanan yüzey işlemleri ve grup kodları

Seramik sistem	Yüzey işlemi	Grup kodu	n
Y-TZP içerikli seramik (Zirkonzahn)	Kontrol	C	10
	Kumlama	K	10
	Silika kaplama	S	10
	150 mj sp Er: YAG lazer	sp1	10
	150 mj sp Er: YAG lazer + Silika kaplama	Ssp1	10
	150 mj ssp Er: YAG lazer	ssp1	10
	150 mj ssp Er: YAG lazer + Silika kaplama	Sssp1	10
	300 mj sp Er: YAG lazer	sp2	10
	300 mj sp Er: YAG lazer + Silika kaplama	Ssp2	10
	300 mj ssp Er: YAG lazer	ssp2	10
	300 mj ssp Er: YAG lazer + Silika kaplama	Sssp2	10
	3 W CO ₂ lazer	W1	10
	3 W CO ₂ lazer + Silika kaplama	SW1	10
	4 W CO ₂ lazer	W2	10
	4 W CO ₂ lazer + Silika kaplama	SW2	10

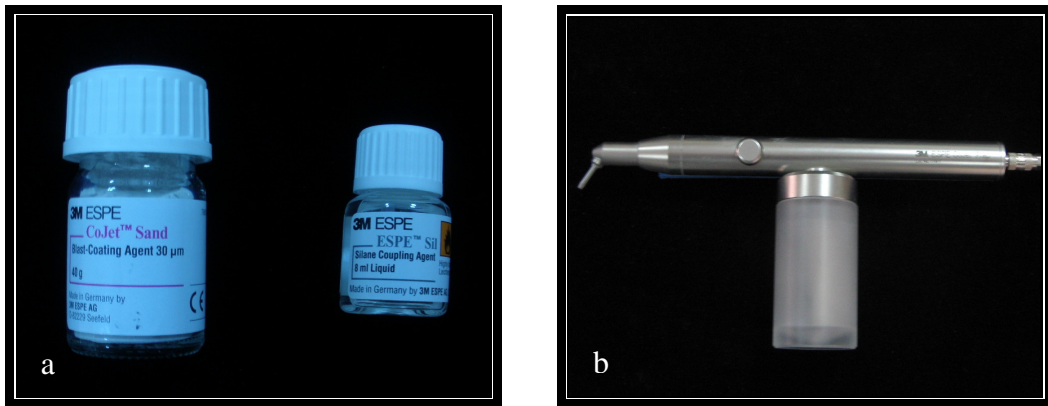
1.Grup: Kontrol grubu olarak oluşturuldu. Örneklere yüzey işlemi uygulanmadı sadece yüzeylere silan (ESPE-Sil, 3M ESPE AG, Seefeld, Germany) uygulanarak 5 dk kurumaya bırakıldı. Bu grup C ile kodlandı.

2.Grup: Örneklere, 110 µm boyutta Al₂O₃ partikülleriyle (Şekil 3.7a) (Korox 110, BEGO, Bremen, Germany) ile 2.8 bar basınçta, 10mm uzaklıktan, yüzeye dik bir şekilde 15 sn kumlama yapıldı (Şekil 3.7b). Ardından silan uygulandı. Bu grup K ile kodlandı.



Şekil 3.7 a) Al_2O_3 içerikli kum b) Kumlama cihazı

3.Grup: Hazırlanan örneklere silika partikülleriyle modifiye edilmiş 30 μm boyutta Al_2O_3 partikülleriyle (Cojet Sand, 3M ESPE AG, Seefeld, Germany) silika kaplama işlemi yapıldı (Şekil 3.8 a). Bu işlem, ağız içi kumlama cihazı (Cojet System, 3M ESPE AG, Seefeld, Germany) kullanılarak, 2.8 bar basınçta, yüzeye dik bir şekilde 10mm uzaklıktan 15 sn uygulandı (Şekil 3.8 b). Daha sonra yüzeylere silan uygulandı. Bu grup S ile kodlandı.



Şekil 3.8 a) Cojet kumu ve silan b) Ağız içi kumlama cihazı

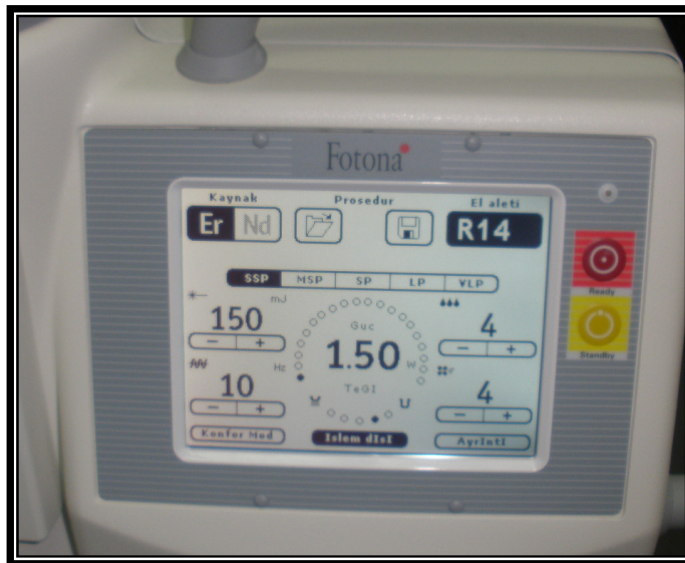
4.Grup: Hazırlanan örneklere üretici firmanın önerileri doğrultusunda Er:YAG lazer cihazıyla 150 mJ 10 Hz sp modunda pürüzlendirme yapıldı (Şekil 3.9). Ardından silan uygulandı. Bu grup sp1 ile kodlandı.



Şekil 3.9 Grup 4'te uygulanan lazer parametreleri

5.Grup: Dördüncü grupta uygulanan yüzey işleminden sonra silika kaplama işlemi yapıldı ve daha sonra yüzeylere silan uygulandı. Bu grup Ssp1 ile kodlandı.

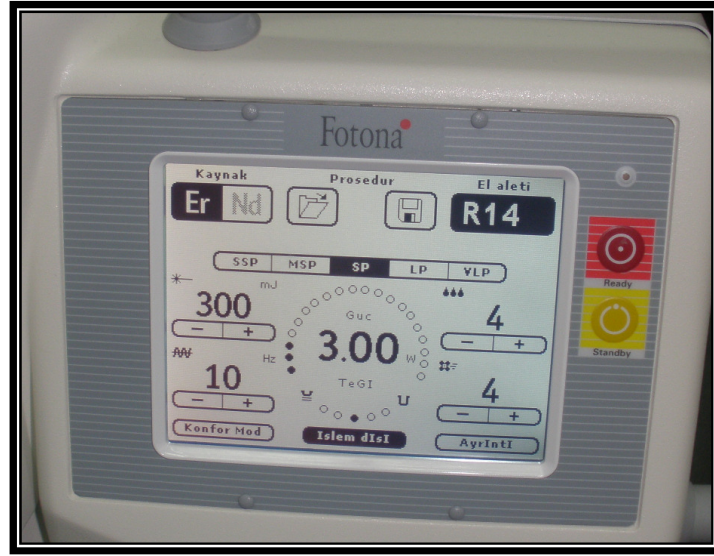
6.Grup: Hazırlanan örnekler Er: YAG lazer cihazıyla 150 mJ 10 Hz ssp modunda pürüzlendirme yapıldı (Şekil 3.10). Ardından silan uygulandı. Bu grup ssp1 ile kodlandı.



Şekil 3.10 Grup 6'da uygulanan lazer parametreleri

7.Grup: Altıncı grupta uygulanan yüzey işleminden sonra silika kaplama işlemi yapıldı ve daha sonra yüzeylere silan uygulandı. Bu grup Sssp1 ile kodlandı.

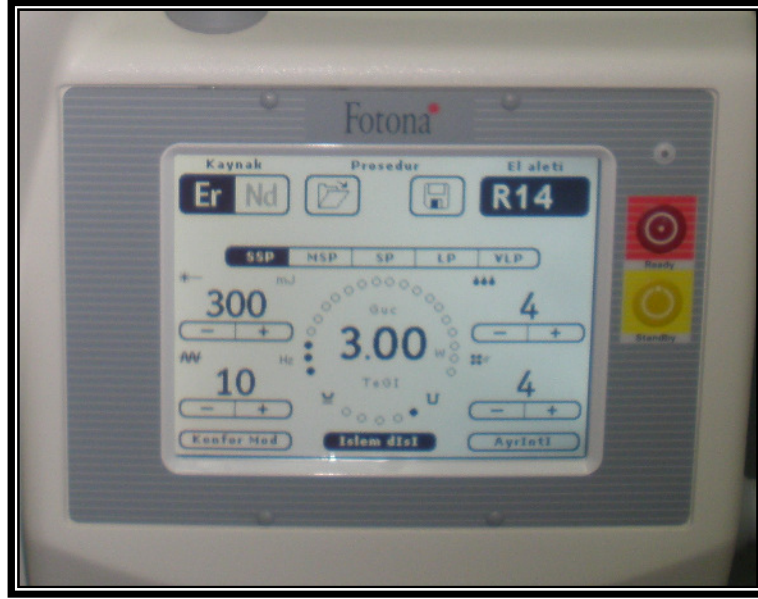
8.Grup: Hazırlanan örneklere Er: YAG lazer cihazıyla 300 mJ 10 Hz sp modunda pürüzlendirme yapıldı (Şekil 3.11). Ardından silan uygulandı. Bu grup sp2 ile kodlandı.



Şekil 3.11 Grup 8’de kullanılan lazer parametreleri

9.Grup: Sekizinci grupta uygulanan yüzey işleminden sonra silika kaplama işlemi yapıldı ve daha sonra yüzeylere silan uygulandı. Bu grup Ssp2 ile kodlandı.

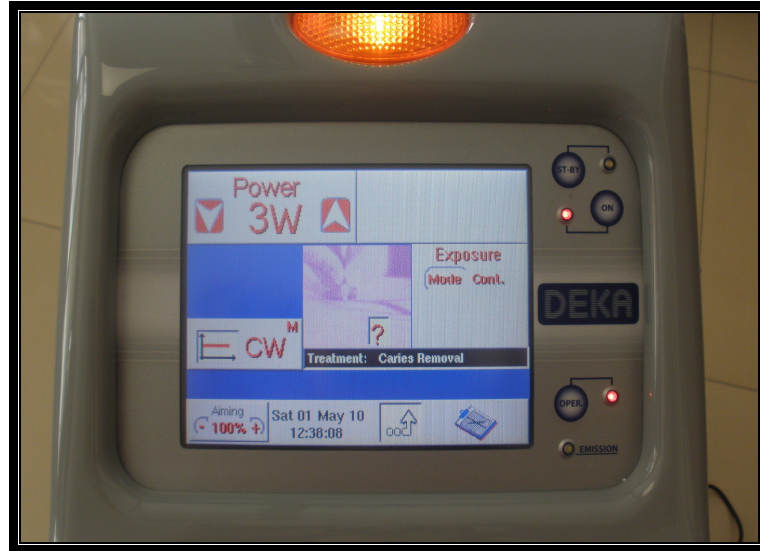
10.Grup: Hazırlanan örneklere Er: YAG lazer cihazıyla 300 mJ 10 Hz ssp modunda pürüzlendirme yapıldı (Şekil 3.12). Ardından silan uygulandı. Bu grup ssp2 ile kodlandı.



Şekil 3.12 Grup 10'da uygulanan lazer parametreleri

11.Grup: 10. grupta uygulanan yüzey işleminden sonra silika kaplama işlemi yapıldı ve daha sonra yüzeylere silan uygulandı. Bu grup Sssp2 ile kodlandı.

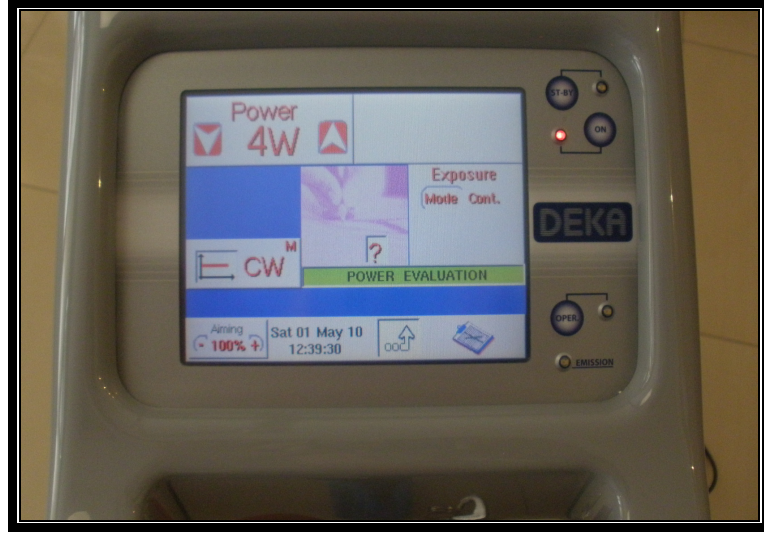
12.Grup: Hazırlanan örneklere CO₂ lazer cihazıyla sürekli modda 3W güçte pürüzlendirme yapıldı (Şekil 3.13). Ardından silan uygulandı. Bu grup W1 ile kodlandı.



Şekil 3.13 Grup 12'de kullanılan lazer parametreleri

13.Grup: 12. grupta uygulanan yüzey işleminden sonra silika kaplama işlemi yapıldı ve daha sonra yüzeylere silan uygulandı. Bu grup SW1 ile kodlandı.

14.Grup: Hazırlanan örnekler CO₂ lazer cihazıyla sürekli modda 4W güçte pürüzlendirme yapıldı (Şekil 3.14). Ardından silan uygulandı. Bu grup W2 ile kodlandı.



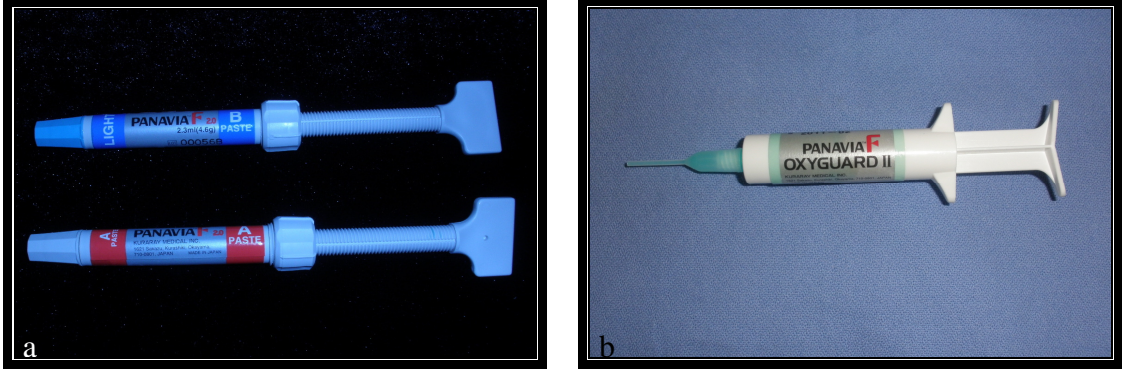
Şekil 3.14 Grup 14’de kullanılan lazer parametreleri

15.Grup: 14.grupta uygulanan yüzey işleminden sonra silika kaplama işlemi yapıldı ve daha sonra yüzeylere silan uygulandı. Bu grup SW2 ile kodlandı.

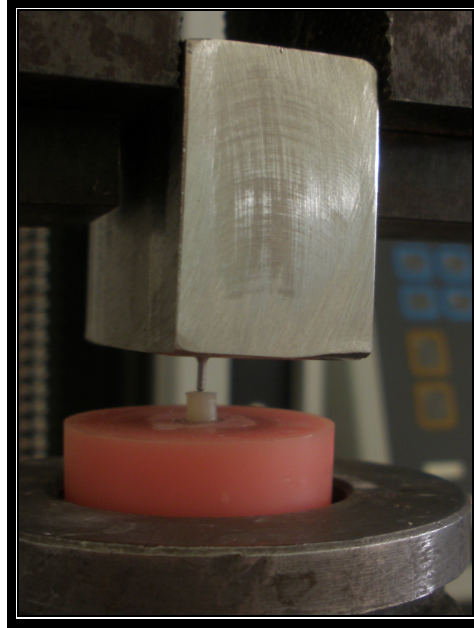
3.7 Simantasyon

Yüzey işlemleri tamamlanan seramik örnekler % 96 lık etil alkol (Alkomed Kimya, Kocaeli, Türkiye) kullanılarak ultrasonik temizleyicide (Eurosonic Energy, Euronda, Italy) temizlendi ve simantasyon işlemine geçildi. 3 mm çapında hazırlanan kompozit silindirik örnekler seramiklerin merkezine Panavia F 2.0 (Kuraray Co.,Ltd., Osaka, Japonya) simanı (Şekil 3.15 a) kullanılarak simante edildi. Panavia F 2.0 rezin simanın içeriği Tablo 3.8’de görülmektedir. 1000 gr’lık sabit kuvvet altında (Şekil 3.16) taşan siman artıkları bond fırçası (Ultradent Products Inc. South Jordan Utah, USA) yardımıyla temizlendikten sonra her yönden 40 s süreyle LED cihazıyla (Hilux LED

550, Benlioğlu, Türkiye) rezin simanın polimerizasyonu sağlandı. Ardından simantasyon bölgesine yine sabit kuvvet altında 10 dk boyunca oksijen bloke edici jel (Oxyguard, Kuraray, Osaka, Japonya) uygulandı (Şekil 3.15 b).



Şekil 3.15 a) Resin simanın A ve B pastası b) Oksijen bloke edici jel



Şekil 3.16 Simantasyonun sabit kuvvet altında yapılması

Tablo 3.8 Panavia F 2.0 içeriği

A Pastası	10-Metakriloyloksidesil dihidrojen fosfat (MDP), hidrofobik aromatik dimetakrilat, hidrofobik alifatik dimetakrilat, hidrofilik alifatik dimetakrilat, silanlanmış silika doldurucu, silanlanmış koloidal silika, kamforkinon, katalizörler, iniciatörler, diğer.
B Pastası	Hidrofobik aromatik dimetakrilat, hidrofobik alifatik dimetakrilat, hidrofilik alifatik dimetakrilat, silanlanmış baryum cam doldurucu, katalizörler, akseleratörler, pigmentler, diğer
Oxyguard	Polietilen glikol/gliserin/sodyum benzen sülfinat

3.8 Makaslama Bağlantı Testi

Simantasyon işlemi tamamlandıktan sonra örnekler 37° C'lik distile suda bir gün bekletildi. Makaslama testi uygulanmadan önce yapıştırılan kompozitlerin çapı dijital kumpas (Mitutoyo, Tokyo, Japan) ile ölçüldü (Şekil 3.17). Bağlantı alanı mm² olarak hesap edildi.



Şekil 3.17 Bağlantı alan hesabı için dijital kumpas ile kompozit çapının ölçülmesi

Daha sonra Üiversal Test Cihazı'nda (Lloyd-LRX; Lloyd Instruments, Fareham, UK) kafa hızı 1 mm/dk olacak şekilde makaslama testi uygulanarak bağlantı direnci N olarak tespit edildi (Şekil 3.18). $\sigma = P/ A$ denklemiyle MPa birimine çevrildi. Elde edilen veriler tek yönlü varyans analizi ile değerlendirildi (ANOVA) (SPSS 15.0; SPSS Inc., Chicago,USA) ve Tukey HSD testi ile karşılaştırıldı.

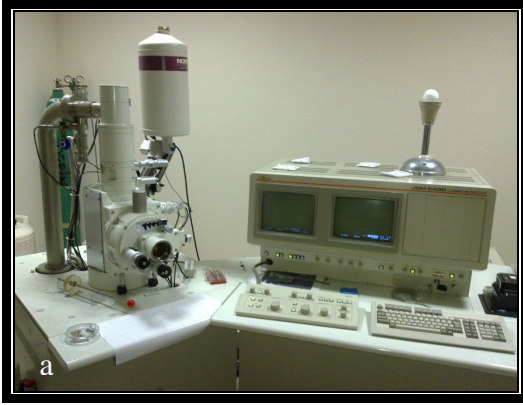
Makaslama testi sonucunda oluşan başarısızlık tiplerini belirlemek amacıyla kırık yüzeyleri 75 mm çapında bir büyüteç (Magnifying glass, Best Source Int., China) ile incelendi. Örnekler başarısızlık tipine göre 3 gruba ayrıldı: adeziv, koheziv, adeziv + koheziv.



Şekil 3.18 Üiversal Test Cihazı

3.9 Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) İncelemesi

Yüzey işlemlerinin seramik yüzeylerinde meydana getirdikleri değişiklikleri incelemek amacıyla her grubu oluşturan örneklerin haricinde ilave bir örnek taramalı elektron mikroskobuyla (SEM) (Jeol JSM-6400, Jeol Ltd.,USA) görüntülendi (Şekil 3.19a). SEM analizi öncesi örneklerin yüzeyi altın ile kaplandı (Şekil 3.19b). Yüzey görüntüleri x1000 büyütmede alındı.



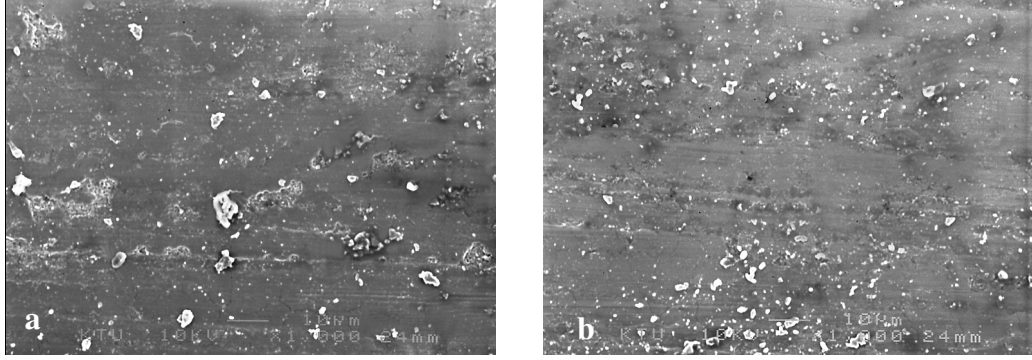
Şekil 3.19 a) Taramalı elektron mikroskobu b) Altın kaplanmış örnek

4.BULGULAR

4.1 Uygulanacak Lazer Protokolünün Tespiti İçin Yapılan Ön Çalışmanın Bulguları

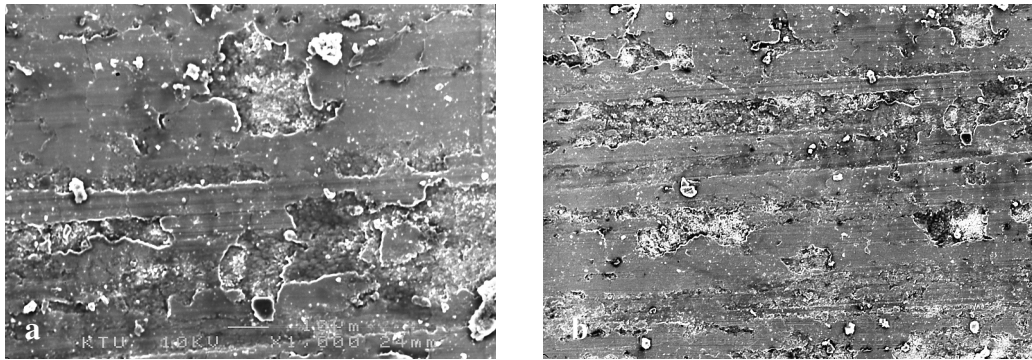
Çalışmamızda uygulanacak lazer protokolünün tespiti için literatürler ışığında bir seri ön çalışma yapıldı. Farklı güçlerde lazerlerin yüzeydeki etkilerini tespit etmek amacı ile; Er:YAG ve CO₂ lazerin farklı parametreleri uygulandı. Yüzey pürüzlendirme yapılan örnekler taramalı elektron mikroskopunda (SEM) yüzey değişiklikleri açısından incelendi.

Er:YAG lazerin farklı parametreleriyle yüzey hazırlığı yapılan seramik yüzeylerinden elde edilen SEM görüntüleri Şekil 4.1, 4.2, 4.3 ve 4.4’de görülmektedir.



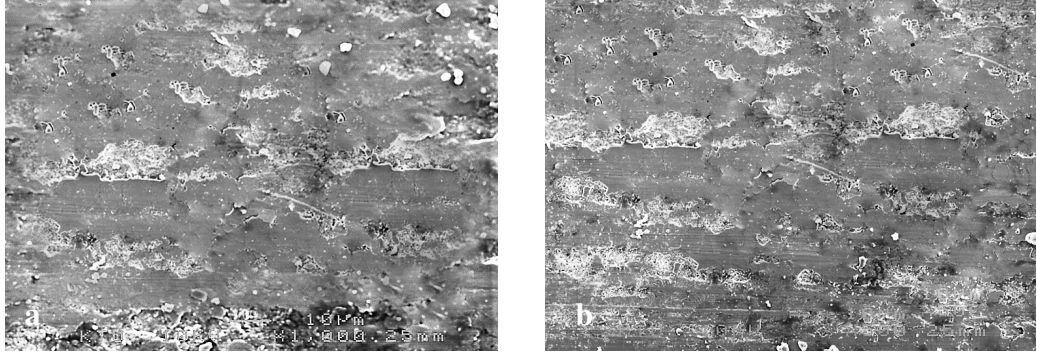
Şekil 4.1 a) Er:YAG lazer (100 mJ 10 Hz sp) ile yapılan pürüzlendirmenin SEM görüntüsü

b) Er:YAG lazer (100 mJ 10 Hz ssp) ile yapılan pürüzlendirmenin SEM görüntüsü

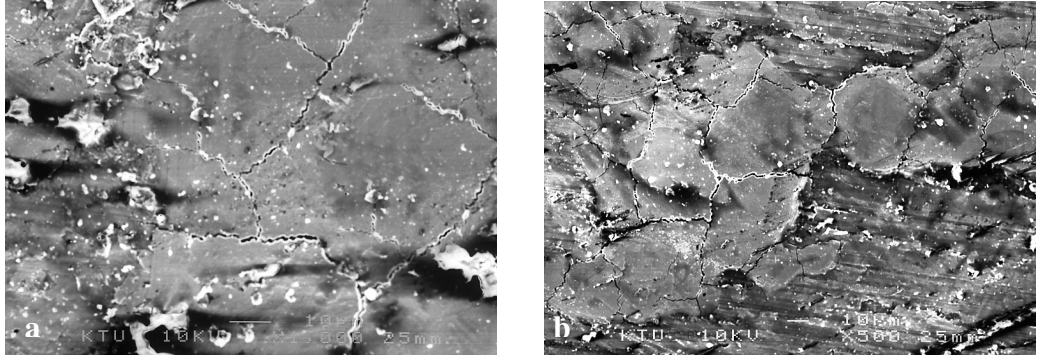


Şekil 4.2 a) Er:YAG lazer (150 mJ 10 Hz ssp) ile yapılan pürüzlendirmenin SEM görüntüsü

b) Er:YAG lazer (150 mJ 10 Hz sp) ile yapılan pürüzlendirmenin SEM görüntüsü



Şekil 4.3 a) Er:YAG lazer (300 mj 10 Hz sp) ile yapılan pürüzlendirmenin SEM görüntüsü
b) Er:YAG lazer (300 mj 10 Hz ssp) ile yapılan pürüzlendirmenin SEM görüntüsü



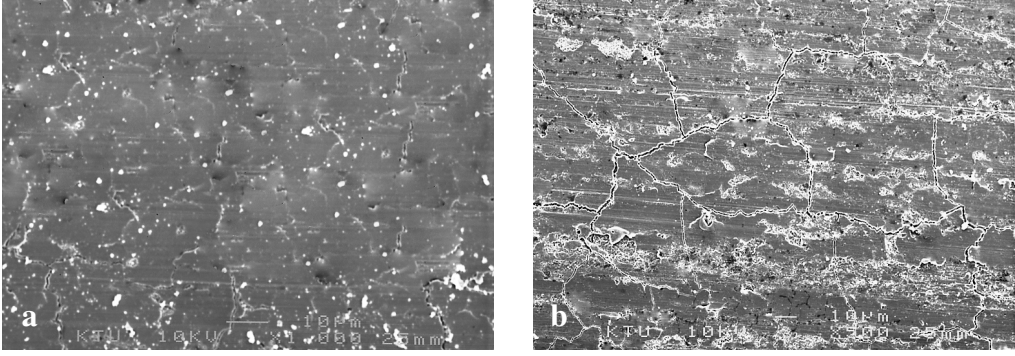
Şekil 4.4 a) Er:YAG lazer (400 mj 10 Hz ssp) ile yapılan pürüzlendirmenin SEM görüntüsü
b) Er:YAG lazer (400 mj 10 Hz sp) ile yapılan pürüzlendirmenin SEM görüntüsü

Er:YAG lazer ile pürüzlendirme yapılan gruplarda 100mj, 150mj, 300 mj ve 400 mj çıkış enerjileri aynı frekansta (10 Hz), iki farklı atım sürelerinde (sp ve ssp) uygulandı. 100 mj 10 Hz sp ve 100 mj 10 Hz ssp parametreleri kullanılarak yapılan uygulamalar sonucunda, seramik yüzeyin mikroskobik görüntüsünün kontrol grubuna benzer olduğu görüldü.

Er:YAG lazer ile 400 mj 10 Hz sp ve 400 mj 10 Hz ssp modunda çalışıldığında ise makroskopik olarak da görülebilen kararmalar olduğu izlendi. SEM görüntülerinde de seramik yüzeylerinde aşırı madde kayıplarının olduğu ve birçok çatlakların meydana geldiği görüldü.

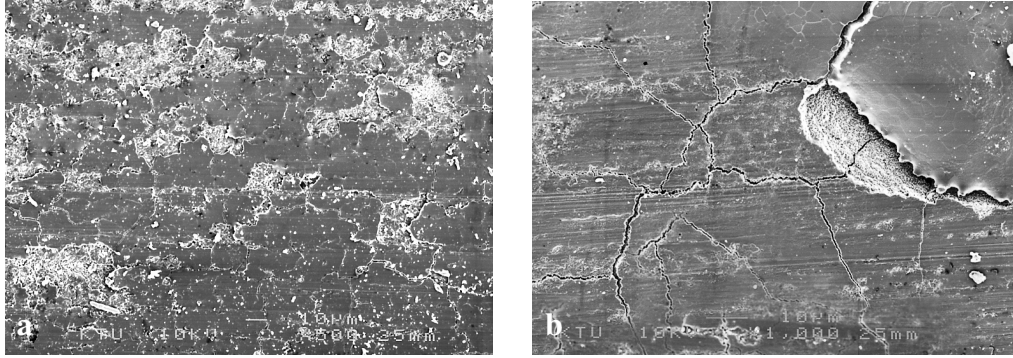
100 mj 10 Hz sp, 100 mj 10 Hz sp parametreleri seramik yüzeyde, bağlantıyı arttıracak bir değişiklik oluşturmadığı için gruplandırmaya dahil edilmedi. 400 mj 10 Hz sp ve 400 mj 10 Hz ssp parametreleri ise seramik yüzeylerde, dayanıklılığı olumsuz yönde etkileyebilecek madde kaybı oluşturduğu için gruplandırmaya dahil edilmedi.

CO₂ lazerin farklı parametreleriyle yüzey hazırlığı yapılan seramik yüzeylerinden elde edilen SEM görüntüleri Şekil 4.5 ve 4.6'da görülmektedir.



Şekil 4.5 a) CO₂ lazer ile 2W gücünde yapılan pürüzlendirmenin SEM görüntüsü

b) CO₂ lazer ile 3W gücünde yapılan pürüzlendirmenin SEM görüntüsü



Şekil 4.6 a) CO₂ lazer ile 4W gücünde yapılan pürüzlendirmenin SEM görüntüsü

b) CO₂ lazer ile 5W gücünde yapılan pürüzlendirmenin SEM görüntüsü

CO₂ lazer ile 2 W, 3 W, 4 W, 5 W güçlerde pürüzlendirmeler yapıldı ve seramik yüzeyleri mikroskobik olarak incelendiğinde, 2 W gücünde yapılan pürüzlendirmenin seramik yüzeyinde değişiklik oluşturmadığı izlendi. Gruplandırmaya dahil edilmedi. 5 W gücünde ise seramiğin dayanıklılığını olumsuz etkileyebilecek aşırı madde kayıplarının olduğu gözlemlendi. Bu yüzden gruplandırmaya dahil edilmedi.

4.2 Grupların Makaslama Bağlantı Değerleri Açısından Değerlendirilmesi

Çalışmamızda tek tip alt yapı seramiği ile resin siman arasındaki makaslama bağlantı dayanımı üzerine farklı yüzey işlemlerinin etkileri araştırıldı. Yüzey işlemleri olarak kumlama, silika kaplama, Er:YAG ve CO₂ lazer ile pürüzlendirme yöntemlerinin

kullanımıyla oluşturulan 15 farklı yüzey işleminin etkilerini incelemek amacıyla yapılan makaslama testi sonucunda elde edilen bağlantı değerleri Kolmogorov-Smirnov testi ile normal dağılıma uygunluk yönünden araştırıldı. Tüm verilerin normal dağılıma uygun olduğu görüldü. Daha sonra veriler tek yönlü varyans analizi (ANOVA) ve Post Hoc Tukey testi ile istatistiksel olarak değerlendirildi (α : 0.05).

Tablo 4.1 Makaslama bağlantı değerleri karşılaştırmaları için tek yönlü ANOVA sonuçları

	Kareler Toplamı	df	Kareler Ortalaması	F	p
Gruplar Arası	1561,357	14	111,526	39,280	,000
Grup İçinde	383,300	135	2,839		
Toplam	1944,657	149			

Tek yönlü varyans analizi (ANOVA) sonuçlarına göre yüzey işlemleri bakımından makaslama bağlantı değerleri arasında istatistiksel olarak fark vardır ($p < 0.01$). (Tablo 4.1). En yüksek değer SW1 grubunda yani 3W CO₂ lazer uygulamasından sonra silika kaplama yapılan grupta elde edildi. En düşük değer ise ssp2 grubunda yani Er:YAG lazerin 300 mJ 10 Hz ssp parametreleriyle pürüzlendirilen grupta elde edildi (Tablo 4.2 ve Şekil 4.7)

MPa cinsinden elde edilen makaslama bağlantı değerlerinin ortalamaları ve standart sapmaları tablo 4.2’de görülmektedir.

Kontrol grubu ile kumlama ve silika kaplama yapılan gruplar arasında anlamlı bir fark bulundu ($p < 0.05$). Kontrol grubu ile sp1, sp2, ssp1, ssp2 grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p > 0.05$). Fakat sp2 ve ssp1 gruplarının bağlantı değerlerinde artış gözlemlendi (Tablo 4.2).

Silika kaplama yapılan gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p > 0.05$) (Tablo 4.2).

Kontrol grubu ile CO₂ lazer uygulanan gruplar (W1 ve W2) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır ($p < 0.05$) (Tablo 4.2).

Kontrol grubu ile silika kaplama yapılan tüm gruplar arasında fark bulundu ($p < 0.05$) (Tablo 4.2).

Tablo 4.2. Gruplara ait makaslama bağlantı değerlerinin ortalamaları ve standart sapmaları

Yüzey İşlemi Grupları	Ortalama (MPa)	Standart Sapma	Grup Farklılıkları*
ssp2	10,7880	1,98	a
sp1	11,8460	1,60	ab
C	11,9270	0,97	ab
sp2	12,1020	0,87	ab
ssp1	13,4390	1,63	bc
W1	15,6540	1,22	cd
W2	17,5840	0,90	de
Sssp2	17,7200	2,73	def
K	18,0300	1,49	def
Ssp1	18,0540	1,67	def
Ssp2	18,6950	1,76	ef
SW2	19,0680	2,53	ef
S	19,1540	1,53	ef
Sssp1	19,9270	1,30	ef
SW1	20,3170	1,81	f

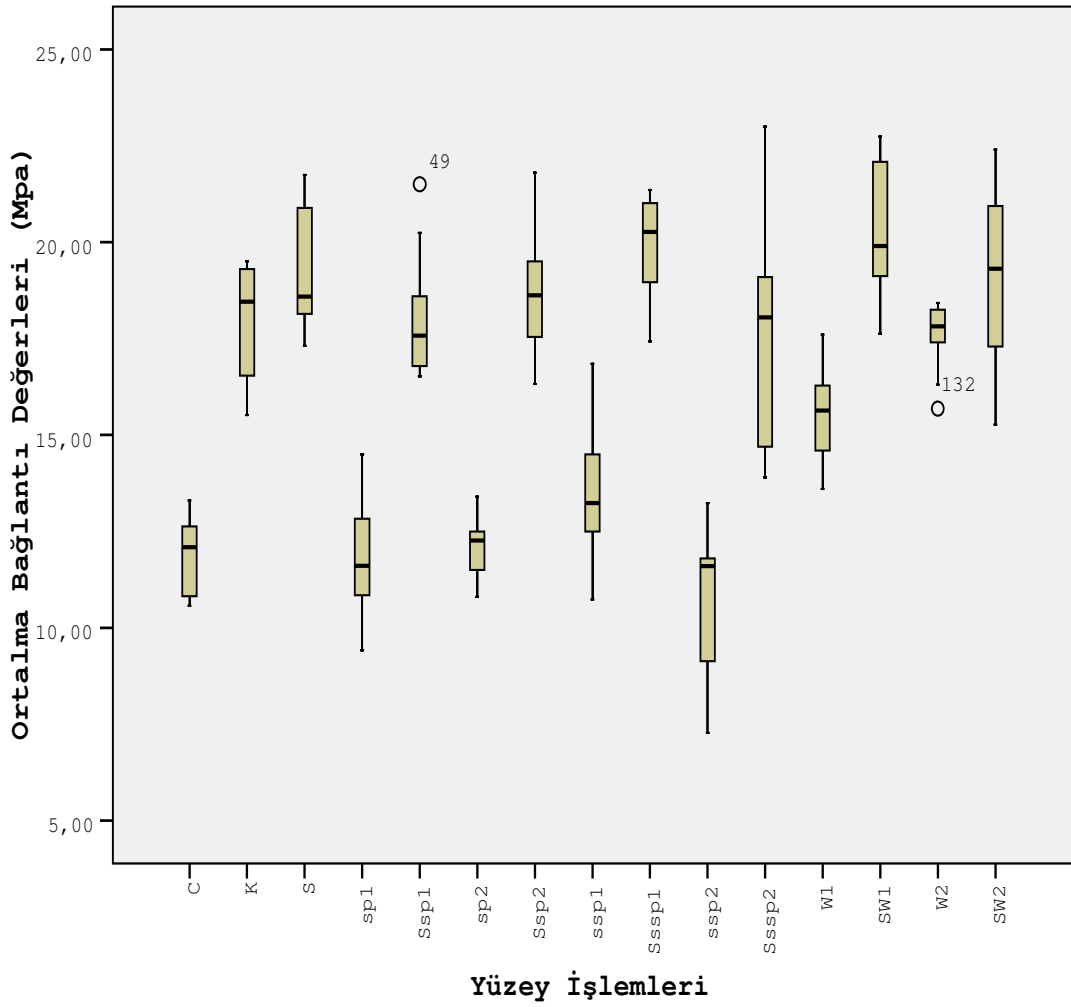
*Aynı harflere sahip gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ($p>0.05$)

sp1, sp2, ssp2 gruplarının bağlantı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p>0.05$). ssp2 ve ssp1 grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu ($p<0.05$). sp1, sp2 ve ssp1 grupları arasında anlamlı bir fark bulunmadı ($p>0.05$) (Tablo 4.2).

W1 ve W2 gruplarının bağlantı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p>0.05$) (Tablo 4.2).

Silika kaplama yapılan gruplar ile kumlama yapılan grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p>0.05$) (Tablo 4.2).

sp1, sp2 ve ssp2 gruplarının bağlantı değerleri ile W1 ve W2 gruplarının bağlantı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu ($p<0.05$). W1 ve W2 gruplarının bağlantı değerlerinde anlamlı bir artış gözlemlendi (Şekil 4.7). W1 grubu ile ssp1 grubu arasında anlamlı bir fark tespit edilmedi ($p>0.05$) (Tablo 4.2).



Şekil 4.7 Gruplara ait makaslama bağlantı değerlerinin ortalamaları ve standart sapmaları

Kumlama yapılan grup ile sadece Er:YAG lazer uygulanan gruplar (sp1, sp2, ssp1, ssp2) arasında anlamlı bir fark bulundu ($p < 0.05$). Kumlama yapılan grubun bağlantı değerlerinde anlamlı bir artış görüldü (Tablo 4.2) (Şekil 4.7).

Kumlama yapılan grup ile sadece CO₂ lazer uygulanan gruplar (W1, W2) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p > 0.05$) (Tablo 4.2).

Sadece silika kaplama yapılan grup (S) ile sadece Er:YAG lazer uygulanan gruplar arasında anlamlı bir fark bulundu ($p < 0.05$). S grubunun bağlantı değerlerinde anlamlı bir artış tespit edildi (Şekil 4.7). S grubu ile W1 grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark var iken ($p < 0.05$) S grubu ile W2 grubu arasında anlamlı bir fark tespit edilmedi ($p > 0.05$) (Tablo 4.2).

Sadece Er:YAG lazer uygulanan grupların (sp1, sp2, ssp1, ssp2) bağlantı değerleri ile Er:YAG lazer sonrası silika kaplama yapılan grupların (Sssp1, Sssp2, Ssp1, Sssp2) bağlantı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu ($p<0.05$). Er:YAG lazer sonrası silika kaplama işlemi uygulanması bağlantı değerlerini anlamlı bir şekilde arttırmıştır (Tablo 4.2).

CO₂ lazer 3W uygulanan grup (W1) ile CO₂ lazer 3W uygulaması sonrası silikaplama yapılan grup (SW1) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu ($p<0.05$). W2 grubu ile SW2 grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p>0.05$) (Tablo 4.2).

Karşılaştırılan Gruplar	p
sp1-Ssp1	$p<0.05$
sp1-ssp1	$p>0.05$
Ssp1-Sssp1	$p>0.05$
ssp1-Sssp1	$p<0.05$
sp2-Ssp2	$p<0.05$
sp2-ssp2	$p>0.05$
Ssp2-Sssp2	$p>0.05$
ssp2-Sssp2	$p<0.05$
W1-W2	$p>0.05$
W1-SW1	$p<0.05$
W2-SW2	$p>0.05$
SW1-SW2	$p>0.05$
K-S	$p>0.05$
C-sp1	$p>0.05$
C-ssp2	$p>0.05$
C-sp2	$p>0.05$
C-ssp1	$p>0.05$
C-W1	$p<0.05$
C-W2	$p<0.05$

4.3 Gruplarda Makaslama Bağlantı Testi Sonucu Oluşan Başarısızlık Tipleri

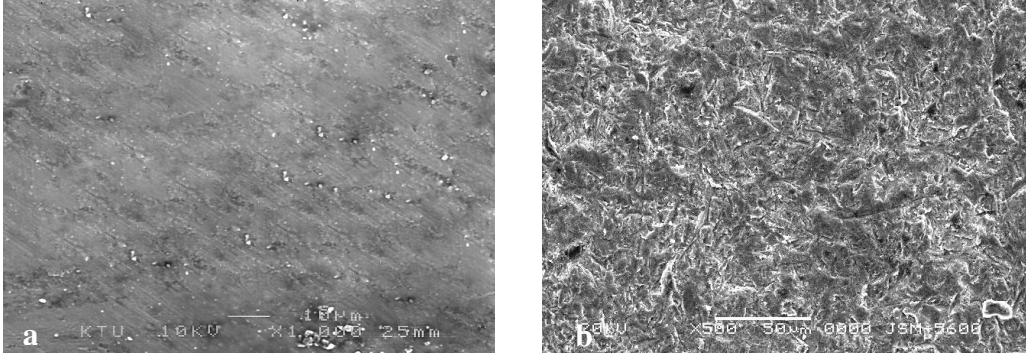
Çalışmamızda makaslama testi uygulamaları sonucu gruplarda oluşan başarısızlık tiplerinin yüzde değerleri Tablo 4.3’de gösterilmiştir.

Tablo 4.3 Makaslama Bağlantı Testi Sonucu Oluşan Başarısızlık Tipleri

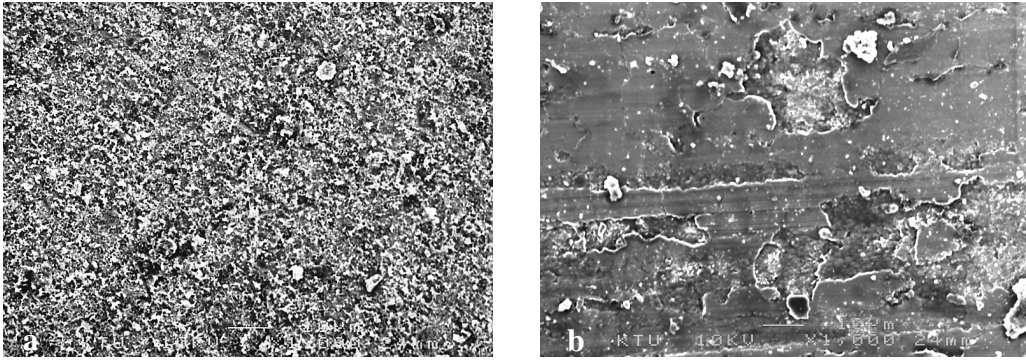
Yüzey İşlemi Grupları	Kopma Tipi					
	Adeziv		Koheziv			Karışık
	Seramik-siman (%)	Siman-kompozit (%)	Seramik (%)	Siman (%)	Kompozit (%)	Adeziv + Koheziv (%)
ssp2	100	-	-	-	-	-
sp1	100	-	-	-	-	-
C	100	-	-	-	-	-
sp2	100	-	-	-	-	-
ssp1	100	-	-	-	-	-
W1	70	-	-	-	-	30
W2	60	-	-	-	-	40
Sssp2	50	-	-	-	-	50
K	50	-	-	-	-	50
Ssp1	50	-	-	-	-	50
Ssp2	50	-	-	-	-	50
SW2	50	-	-	-	-	50
S	40	-	-	-	-	60
Sssp1	40	-	-	-	-	60
SW1	40	-	-	-	-	60

4.4 SEM İncelemesi

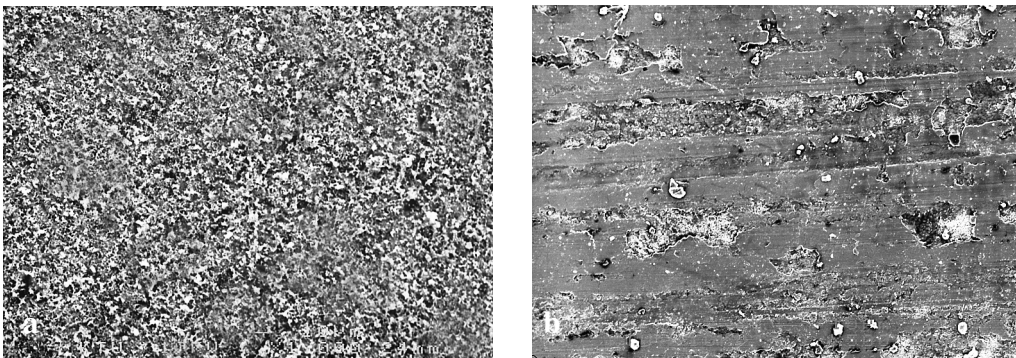
Çalışmamızda 15 farklı yüzey işlemi uygulanmış seramik yüzeylerinden elde edilen SEM görüntüleri Şekil 4.8, 4.9, 4.10, 4.11, 4.12, 4.13, 4.14’de görülmektedir.



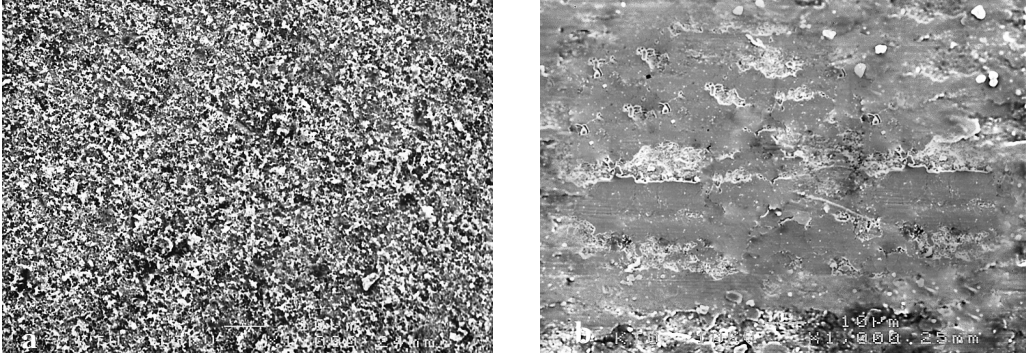
Şekil 4.8 a) Kontrol grubunun SEM görüntüsü
b) Kumlama grubunun SEM görüntüsü



Şekil 4.9 a) Silika kaplama grubunun SEM görüntüsü
b) Er:YAG lazer (150 mj 10 Hz ssp) ile yapılan pürüzlendirmenin SEM görüntüsü

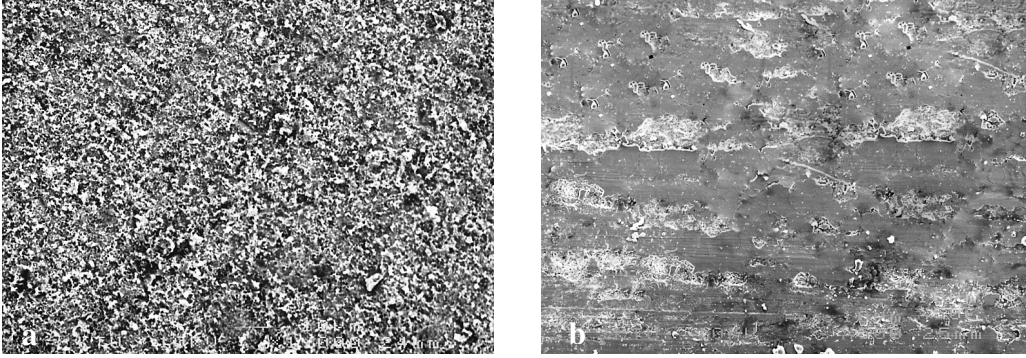


Şekil 4.10 a) Er:YAG lazer (150 mj 10 Hz ssp) ile pürüzlendirmenin ardından silika kaplama yapılan grubun SEM görüntüsü
b) Er:YAG lazer (150 mj 10 Hz sp) ile yapılan pürüzlendirmenin SEM görüntüsü



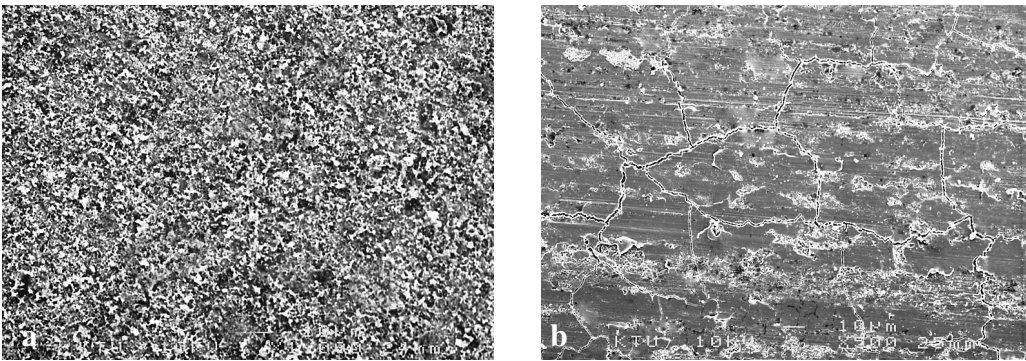
Şekil 4.11 a) Er:YAG lazer (150 mj 10 Hz sp) ile pürüzlendirmenin ardından silika kaplama yapılan grubun SEM görüntüsü

b) Er:YAG lazer (300 mj 10 Hz sp) ile yapılan pürüzlendirmenin SEM görüntüsü



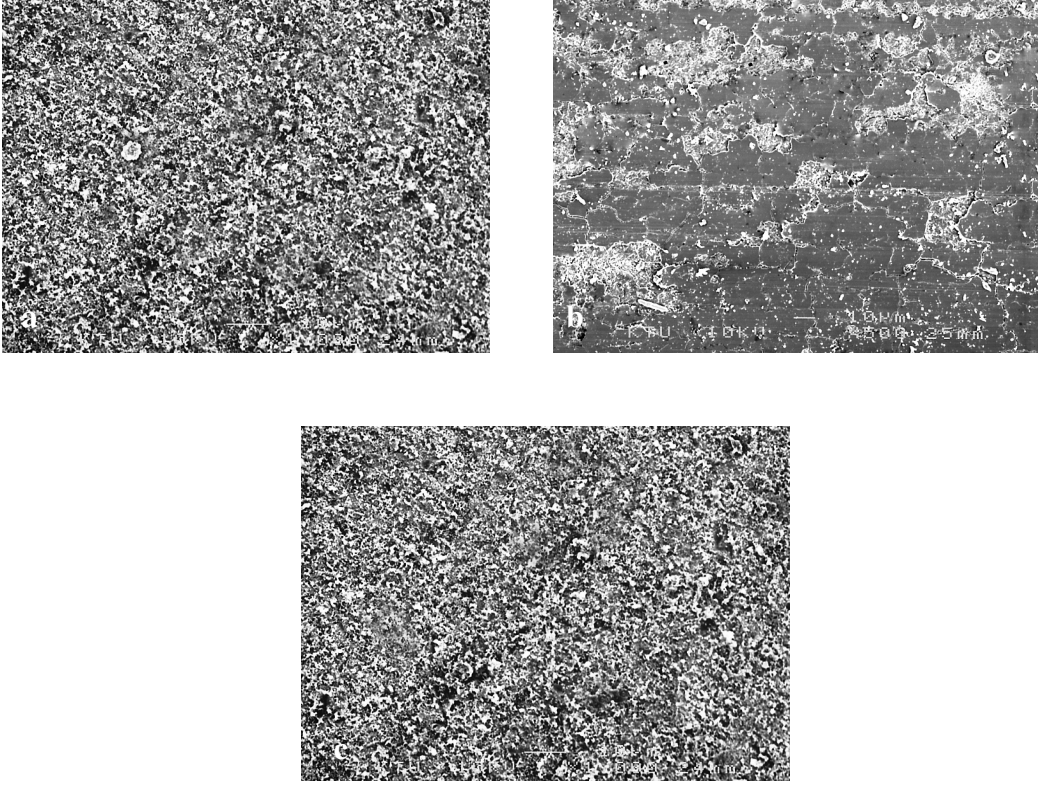
Şekil 4.12 a) Er:YAG lazer (300 mj 10 Hz sp) ile pürüzlendirme sonrası silika kaplama yapılan grubun SEM görüntüsü

b) Er:YAG lazer (300 mj 10 Hz ssp) ile yapılan pürüzlendirmenin SEM görüntüsü



Şekil 4.13 a) Er:YAG lazer (300 mj 10 Hz ssp) ile yapılan pürüzlendirmenin ardından silika kaplama yapılan grubun SEM görüntüsü

b) CO₂ lazer 3W gücünde yapılan pürüzlendirmenin SEM görüntüsü



Şekil 4.14 a) CO₂ lazer ile 3W gücünde yapılan pürüzlendirmenin ardından silika kaplama yapılan grubun SEM görüntüsü
b) CO₂ lazer 4W gücünde yapılan pürüzlendirmenin SEM görüntüsü
c) CO₂ lazer 4W gücünde yapılan pürüzlendirmenin ardından silika kaplama yapılan grubun SEM görüntüsü

5. TARTIŞMA

Farklı yüzey işlemlerinin zirkonyum oksit içerikli seramik ile rezin simanın bağlantısına etkisini araştırdığımız çalışmamızın hipotezi elde edilen bulgular sonucunda kabul edilmiştir.

Protetik restorasyonların temel hedefi olan estetiğin uygun fonksiyonel yapı ile kazandırılmasına yönelik yapılan araştırmalar, sabit restorasyonlarda metal alt yapılar yerine dirençli kor yapıların kullanıldığı tam seramik sistemlerin geliştirilmesini sağlamıştır. Bu materyallerde olması gereken dayanıklılık, estetik ve kimyasal stabilizasyon gibi özellikler genelde yoğun sinterlenmiş seramiklerin kullanıldığı sistemlerle üst düzeyde karşılanmaktadır (Ardlin, 2002; Raigrodski, 2004; Kelly, 2004). Zirkonyum seramikler, yüksek fiziksel özellikleri (yüksek bükülme direnci), biyoyumluluğu ve estetik gibi üstün özellikleri sayesinde uzun dönemde dental uygulamalarda geleceği oldukça parlak görülen materyallerdir (Blatz ve ark., 2004; Sadan ve ark., 2005). Zirkonya yaklaşık 1000 MPa'lık bükülme direnci ile feldspatik porselenlerden altı kat daha güçlüdür (Piconi ve Maccauro, 1999). Bu avantajları nedeni ile günümüzde sıklıkla tercih edilen zirkonyum oksit esaslı seramik çalışmamızda kullanıldı. Zirkonyum oksit içerikli seramik örnekler, üretici firma tavsiyeleri doğrultusunda hazırlandı. Daha sonra örneklerin yüzeylerini standardize etmek için bir çok çalışmada önerildiği şekilde zımparalama yapıldı (Özcan ve ark., 2008; Kümbüloğlu ve ark., 2006; Amaral ve ark., 2006; Özcan ve Valittu, 2003; Bottino ve ark., 2005).

Geliştirilmiş mekanik özellikleri restorasyonun uzun dönem performansı için önemli olsa da sabit protezin klinik başarısı simantasyon prosedürüyle de yakından ilişkilidir. (Blatz ve ark., 2003 a). Zirkonya esaslı restorasyonların simantasyonu çinko fosfat veya modifiye cam iyonomer gibi konvansiyonel simanlarla yapılabilmektedir. Ayrıca rezin esaslı simanların; iyi retansiyon sağlama, restorasyonun kırılma direncini artırma, uygun marjinal örtüm sağlama ve özellikle yüzey işlemleri sonucu oluşabilecek mikroçatlakların ilerlemesini engelleme gibi avantajları bu simanları yüksek dirençli seramiklerin simantasyonunda güncel hale getirmektedir (Rosenstiel ve ark., 1998, Burke ve ark., 2002; Blatz ve ark., 2003 a).

Burke (1995), fosfat siman ile simantasyonu, adeziv simantasyon ile kırılma direnci bakımından karşılaştırdığı çalışmasında, seramik iç yüzeyinin asitlendiği ve

bonding işlemlerinin uygulandığı grupta önemli derecede yüksek kırılma direnci tespit etmiş ve tam seramiklerin simantasyonunda adeziv simantasyonu tavsiye etmiştir (Burke, 1995).

Benzer bir çalışmada da, seramik restorasyonların dental dokulara adeziv rezin simanlarla simante edilmesinin dişin ve restorasyonun kırılma dirençlerini artırdığı belirtilmiştir (Filho ve ark., 2004).

Zirkonyum oksit seramikler ile rezin siman uzun dönem bağlantısının dayanıklı olabilmesi için özel adeziv monomer (10- Metakriloksidil dihidrojen fosfat [MDP]) içeren sistemler önerilmektedir (Kern, 2005; Blatz ve ark., 2003; Atsü ve ark., 2006). Bu monomerlerin metal oksitler ile bağlanarak bağlantıyı arttırdığı bilinmektedir (Özcan ve ark., 2008). Bifonksiyonel monomer (MDP) içerikli olan Panavia F 2.0 diş hekimliğinde tüm seramik restorasyonların simantasyonunda sıklıkla kullanılan rezin simanlardan biridir (Quaas ve ark., 2006). Çalışmamızda, zirkonyum oksit seramiklerin simantasyonunda önerilen, rezin-seramik çalışmalarında kullanılan Panavia F 2.0 rezin siman kullanıldı.

Seramik ve rezin siman arasındaki başarılı bağlantı, seramik yüzeyi ile rezin arasındaki kimyasal ve mikromekanik bağlantı ile sağlanır. Bu amaçla restorasyona simantasyon öncesi yüzey işlemi uygulanması tavsiye edilmektedir (Blatz ve ark., 2003a). Çalışmamızda, farklı yüzey işlemlerinin seramik-rezin bağlantısına etkileri araştırıldı.

Silan ajanlarının uygulanması ve asitle pürüzlendirme gibi yüzey işlemleri silika bazlı seramiklerde başarılı bağlantı sonuçları verir (Blatz ve ark., 2002). Zirkonyum oksit içerikli seramiklerde silika içeriği olmadığından asitle pürüzlendirme ve silan ajanları bu tip seramiklerin rezin siman ile bağlantısına katkıda bulunmaz (Awliya ve ark., 1998; Blatz ve ark., 2003a; Özcan ve Vallittu, 2003; Dérand ve Dérand, 2000). Bu materyallerde silan uygulamasıyla elde edilen bağlantı gücündeki hafif artış silanın yüzeyin ıslanabilirliğini arttırmasıyla açıklanmaktadır (Madani ve ark., 2000). Çalışmamızda tüm gruplarda, yüzey işlemlerinden sonra silan uygulandı.

Dental alanda birçok uygulama alanı bulan silan bağlayıcı ajanları kimyasal olarak çift fonksiyonludur. Seramiğin silika (SiO₂) molekülleri, rezin simanın metakrilat gruplarıyla bağlanabilmektedir. Diş hekimliğinde laboratuvar ve klinik uygulamalarda en çok kullanılan silan, 3-metakriloksipropiltrimetoksisilandır (MPS). Metakrilat grupları

içeren herhangi bir rezin kompozit MPS silanlar ile kullanılabilir (Matinlinna ve ark., 2004). Bizim çalışmamızda da MPS silan olan ve klinik ve laboratuvar uygulamalarında sıklıkla kullanılan ESPE-Sil kullanıldı.

Silan uygulamasının zirkonyum oksit içerikli seramikler ile rezinin bağlantı gücünü arttırmadığını hatta azalttığını gösteren çalışmalar da mevcuttur. Araştırmacılar zirkonya seramik yüzeyin silanla kimyasal reaksiyona girmediği halde oluşan bu etkinin, silanlanmış yüzeylerin nem karşısında stabil olmayan durumuyla ilişkilendirmişlerdir (Dérاند ve ark., 2005).

Zirkonyum oksit içerikli seramiklerde, simantasyon öncesi yüzeyi pürüzlendirmek için kumlama yöntemi tavsiye edilmektedir (Awliya ve ark., 1998; Blatz ve ark., 2003a,b; Dérاند ve Dérاند, 2000; Kern ve Thompson, 1994; Kern ve Thompson, 1995; Wegner ve Kern, 2000; Wegner ve ark., 2002). Al_2O_3 veya SiO_2 partikülleri içeren kumlama sistemleri seramiğin yüzey alanını artırır ve aynı zamanda rezin siman ile bağlantıyı arttıran mikromekanik tutuculuk sağlar.

Çalışmamızda, konvansiyonel olarak uygulanan bir yüzey işlemi olan Al_2O_3 ile kumlama ve bu işleme alternatif olabileceğini düşündüğümüz lazerle pürüzlendirme işlemleri bağlantı gücü açısından karşılaştırıldı. Çalışmalarda ve laboratuvar uygulamalarında Al_2O_3 kumu çeşitli boyutlarda ve farklı yöntemlerle kullanılmaktadır (Dérاند ve Dérاند, 2000; Wegner ve Kern, 2000; Wegner ve ark., 2002; Blatz ve ark., 2003 b; Oyagüe ve ark., 2009; Yang ve ark., 2010; Blatz ve ark., 2010). Çalışmamızda sıklıkla kullanılan 110µm boyutunda kum kullanıldı.

Zirkonya esaslı seramiklerde yüzeyin silika içeriğini artırmak için üretici firmalar çeşitli ürünler (Rocatec, CoJet, Pyrosilpen) önermektedirler. Bu yöntem ile silika ile modifiye edilmiş alüminyum oksit partikülleri seramik yüzeye püskürtülür ve silika kaplanmış alumina partikülleri yüzeye yapışır. Silan aracılığıyla rezin siman ile kimyasal bağ oluşturacak silika ile modifiye edilmiş bir yüzey oluşturulur (Özcan ve ark., 2001; Amaral ve ark., 2006). Birçok çalışmada, silika kaplama ve silan uygulama sonrası seramik-rezin bağlantı değerlerinde artış olduğu bulunmuştur (Amaral ve ark., 2006; Atsü ve ark., 2006; Bottino ve ark., 2005; Özcan ve Valittu, 2003). Çalışmamızda alternatif bir yüzey işlemi olabileceğini düşündüğümüz lazer uygulamalarıyla silika kaplama işlemi bağlantı gücü açısından karşılaştırıldı. Ayrıca lazer uygulamasının silika

kaplama işlemiyle kombine olarak kullanılmasının bağlantı değerlerine etkisi de çalışmamızda araştırıldı.

Laboratuvar ortamında yapılan tribokimyasal silika kaplama işlemi sonrası restorasyon, laboratuardan kliniğe getirilme aşamasında kontamine olabilir. Ağız içi kumlama cihazları kullanılarak kontaminasyon önenebilir (Özcan ve ark., 1998). Günümüzde ağız içi kumlama cihazları, kullanım kolaylığı ve kontaminasyonu önlemesi sebebiyle popüler hale gelmiştir. Çalışmamızda, CoJet ağız içi kumlama cihazı ile silika kaplama işlemi yapıldı.

Kumlama ve silika kaplama işlemleri klinik koşulları taklit etmek için çalışmamızda, aynı uygulayıcı tarafından manuel olarak üretici firma tavsiyeleri doğrultusunda ve literatürlerin ışığında 2.8 bar basınçta 10mm uzaklıkta ve 15 sn uygulandı (Blatz ve ark., 2004; Özcan ve ark., 2008; Nothdurft ve ark., 2008; Phark ve ark., 2009).

Lazer enerjisi kullanılarak seramik yüzeylerin pürüzlendirilmesi yöntemi oldukça yenidir. Seramikler üzerinde lazer kullanımı ile ilgili dental literatürdeki ilk çalışma porselen yüzeyinin düzgünleştirilmesine yöneliktir (Folwaczny ve ark., 1998). Lazer enerjisi kullanılarak oluşturulan ısı ile seramik yüzeyinde bir erime meydana gelebileceğini ve bunun sonucunda düzgün parlatılmış bir yüzey elde edilebileceğini düşünen Folwaczny ve arkadaşları yaptıkları çalışmalarında (1998) bu amaçla farklı enerjilerde excimer lazer kullanmışlardır. IPS Empress II, In-Ceram Spinell, In-Ceram Alumina ve Vita-mark II örneklerine uygulanan bu yüzey işlemlerini takiben AFM ve SEM ölçümleri yapılmış ve profilometre ile yüzey pürüzlülüğü değerlendirilmiştir (Folwaczny ve ark., 1998). Araştırmacılar 308 nm dalga boyunda excimer lazer kullanımı ile oluşan ısı sonucu seramik yüzeylerdeki pürüzlülüğün azalabildiğini ancak hiçbir yüzeyin tamamen düzgünleşmediğini, mikroçatlaklar ve tümseklerin oluştuğunu ve homojen olmayan bir yüzey meydana geldiğini belirtmişlerdir (Folwaczny ve ark., 1998).

Günümüzde, klinik uygulamalarda ve dental literatürdeki çalışmalarda sert dokularda, sıklıkla kullanılan lazer tipleri Er:YAG lazer, CO₂ lazer, Nd:YAG lazer ve Er,Cr:YSGG lazerdir. Özellikle mine ve dentin pürüzlendirilmesi çalışmalarının birçoğunda; Er:YAG lazer (Martínez-Insua ve ark., 2000; Eguro ve ark., 2002; Ceballos

ve ark., 2002; Dunn ve ark., 2005; Malta ve ark., 2007) ve CO₂ lazer (Fuhrmann ve ark., 2001; Tsai ve ark., 2002; Koshiro ve ark., 2005) ele alınmıştır.

Lazer enerjisinin etki mekanizması, ışık enerjisinin ısıya dönüşmesiyle açıklanabilir. Lazer ve madde arasındaki en önemli etkileşim lazer enerjisinin madde tarafından emilmesidir. Er:YAG lazer enerjisinin doku içeriğindeki su molekülleri tarafından emilmesi ani bir ısınma ve buharlaşmaya sebep olur ve birçok mikropatlama meydana gelir. Mikropatlamalar sonucu oluşan mikroretantif alanlar adezyona katkıda bulunur.(Van As, 2004; Coluzzi, 2004). Er:YAG lazerin optik penetrasyon derinliğinin birkaç mikrometre olması (Coluzzi, 2004) sadece en dış yüzeyde modifikasyonlar oluşturacağı için dental seramiklerin yüzey işlemlerinde bir avantajdır. Buna rağmen, Er:YAG lazerin zirkonyum oksit içerikli seramikler üzerine etkisi hakkında sınırlı bilgi olduğundan çalışmamızda Er:YAG lazer kullanılmasına karar verildi.

Dental literatürde, seramik yüzeylerin lazer ile pürüzlendirme konusu araştırıldığında CO₂ lazerin de porselen yüzey işlemi olarak uygulanabileceğini gösteren araştırmalar mevcuttur (Akova ve ark., 2005; Stübinger ve ark., 2008; Ersu ve ark., 2009). CO₂ lazerin emisyon dalga boyu nerdeyse tamamıyla porselen tarafından emilir. Porselen yüzeylerinde ısı indükleme işlemi sırasında yüzey ısınmasının tipik etkileri olan çukurcuk ve kabartılar oluşturduğu çalışmalarda belirtilmiştir (Akova ve ark., 2005; Stübinger ve ark., 2008; Ersu ve ark., 2009). Bu oluşumların rezin ve seramik arasındaki mekanik bağlantıyı arttırdığı düşünülmektedir. CO₂ lazerin zirkonyum oksit içerikli seramiklerin rezin siman ile bağlantısına etkisi hakkında sınırlı bilgi olduğundan çalışmamızda CO₂ lazerin kullanılmasına karar verildi.

CO₂ lazer ve Er:YAG lazer, klinik koşulları taklit etmek için çalışmamızda, aynı uygulayıcı tarafından, üretici firma önerileri doğrultusunda manuel olarak seramik yüzeye dik bir şekilde 1mm uzaklıkta uygulandı (Spohr ve ark., 2008; Akyıl ve ark., 2009; Ferreira ve ark., 2009).

Lazer enerjisinin Y-TZP içerikli seramikler tarafından emilimi; su içeriği olmaması, beyaz opak renkli olması sebebiyle zor olabilir. Lazerin ağız içi uygulamalarında emilimi arttıracak bir ortam (grafit) önerilmemektedir. Fakat çalışmamızda kullanılan seramik su içermeyen, beyaz, opak renklidir. Bu yüzden Cavalcanti ve arkadaşlarının da çalışmasında (2009) önerdiği üzere seramik yüzeyinden

lazer ışınının yansımısını önlemek ve emilimini sağlamak amacıyla seramik yüzeyleri grafit tozuyla kaplandı (Cavalcanti ve ark.,2009 a,b).

Tüm seramiklerin bileşimindeki ve mikroyapısındaki farklılıklar, seramik ve rezin siman arasında etkili bir bağlantı sağlanmasında önemli bir faktördür. Ayrıca lazer yüzey işlemleri uygularken oluşan ısınma ve soğuma fazları sırasında oluşan ısısal değişiklikler materyale zarar veren içsel gerilimler oluşturabilir (Gökçe ve ark., 2007; Cavalcanti ve ark., 2009a). Bu yüzden uygun lazer parametrelerini kullanmak önemlidir. Çalışmamızda bu farklılıkları göze alarak önce bir pilot çalışma planlandı: Daha önce yapılmış çalışmaların ışığında, her iki lazerin farklı parametreleri uygulanan seramik örnekler taramalı elektron mikroskopunda (SEM) yüzey değişiklikleri açısından incelendi.

Pilot çalışmamızda, Er:YAG lazer ile pürüzlendirme yapılan gruplarda 100mj, 150mj, 300 mj ve 400 mj çıkış enerjileri (Stübinger ve ark., 2008; Gökçe ve ark., 2007; Cavalcanti ve ark., 2009a) aynı frekansta (10 Hz) (Stübinger ve ark., 2008; Gökçe ve ark., 2007; Cavalcanti ve ark., 2009b; Akyıl ve ark., 2009) iki farklı atım sürelerinde (sp ve ssp) uygulandı. Ablasyon eşik değerinin, atım devam süresine bağlı olduğunu bulan bir çalışmada, uzun maruz kalma zamanlarıyla yüksek miktarlarda enerji kaybının olacağı ve ablasyon sürecinin mümkün olmayacağı belirtilmiştir (Apel ve ark., 2002). Çalışmada, kısa atım süreleri ile ablasyon eşik değerine daha düşük enerji ile ulaşılabileceği de vurgulanmıştır.

Araştırmalarda, frekansı arttırmanın Er:YAG lazerin ışınlanan yüzeyde ısı birikimi ve dentin kaldırma kabiliyetinde daha güçlü bir etki yarattığı ölçülmüştür (Raucci-Neto ve ark., 2007; Corona ve ark., 2007). Yüksek frekans doğal olarak ışınlama sırasında belirli zaman aralığında hedefin maruz kaldığı enerji yoğunluğunu arttırdığından (Corona ve ark., 2007) çalışmamızda, nispeten yüksek bir frekans değeri kullanıldı (10Hz). Önceki yapılan çalışmaların ışığında uygulama süresi 20 sn olarak belirlendi (Stübinger ve ark.,2008; Ferreira ve ark., 2009; Gökçe ve ark., 2007).

Farklı enerji parametrelerinin kullanıldığı pilot çalışmamızda, Er:YAG lazer ile 100 mj 10 Hz sp ve 100 mj 10 Hz ssp parametreleri kullanılarak yapılan uygulamalar sonucunda, seramik yüzeyin mikroskobik görüntüsünün kontrol grubuna benzer olduğu görüldü (Şekil 4.1 a,b).

Er:YAG lazer ile 400 mj 10 Hz sp ve 400 mj 10 Hz ssp modunda çalışıldığında ise makroskopik olarak da görülebilen yanık alanlar oluştuğu izlendi. SEM görüntülerinde de seramik yüzeylerinde aşırı madde kayıplarının meydana geldiği ve seramiğin dayanıklılığını olumsuz etkileyebilecek mikroçatlakların oluştuğu izlendi (Şekil 4.4a,b).

Cavalcanti ve arkadaşlarının (2009); kumlama ve Er:YAG lazerin 200, 400, 600 mj luk enerjilerinin Cercon ve Procera seramiklerinin üzerine etkilerini konfokal (aynı odaklı) mikroskop ile inceledikleri ve yüzey pürüzlülüğünü karşılaştırdıkları çalışmada; Er:YAG lazerin yüksek enerjilerinin (400, 600 mj) uygulanması sonucu seramik yüzeylerinde yüksek pürüzlülük değeri elde edilmiştir. Fakat SEM görüntüleri ele alındığında; yüksek enerjilerin yüzeylerde erime, aşırı madde kaybı ve derin çatlaklar oluşturduğu izlenmiştir. Bu yüzden Er:YAG lazerin yüksek enerjileri (400, 600 mj) yüzey hazırlığı yöntemi olarak uygun bulunmamıştır. Ayrıca ışık mikroskobunda pilot çalışmamıza benzer şekilde seramik yüzeylerin renk değişikliği gösterdiği tespit edilmiş ve bu etkinin ısı etkisiyle oluştuğu düşünülmüştür (Cavalcanti ve ark., 2009).

Gökçe ve arkadaşlarının (2007) yaptığı çalışmada Er:YAG lazerin yüksek enerjilerinin bağlantı değerlerini düşürdüğü görülmüştür. Araştırmacılar, yüksek lazer enerjilerinin (600, 900 mj) ısı hasarlı bir tabaka oluşturabileceğini ve bu tabakanın da zayıf bağlantıya sebep olabileceğini belirtmişlerdir (Gökçe ve ark., 2007). Çalışmamızda da yüksek enerji değerleri gruplandırmaya dahil edilmemiştir.

İlgili literatürlerin ışığında (Akova ve ark., 2005; Stübinger ve ark., 2008; Ersu ve ark., 2009) CO₂ lazer ile yapılan pilot çalışmada, 2 W, 3 W, 4 W, 5 W güçlerde pürüzlendirmeler yapıldı. Uygulama süresi 30 sn olarak belirlendi (Akova ve ark., 2005; Stübinger ve ark., 2008). Lazer ile yüzey işleme yapılan seramik yüzeyleri mikroskopik olarak incelendiğinde, 2W gücünde yapılan pürüzlendirmenin seramik yüzeyinde değişiklik oluşturmadığı SEM’de gözlemlendi (Şekil 4.5 a). 5W gücünde ise seramiğin dayanıklılığını olumsuz etkileyebilecek aşırı madde kayıplarının olduğu izlendi (Şekil 4.6 b).

Akova ve arkadaşlarının CO₂ lazerin feldspatik seramik ile rezinin bağlantısına etkisini araştırdıkları çalışmalarında, öncelikle bir pilot çalışma yapılmış, bu çalışmaya göre hangi güçte lazer uygulanacağına karar verilmiştir. CO₂ lazer 2W, 3W, 5W, 10W, 15W güçlerinde seramik yüzeylere uygulanmış ve örnekler taramalı elektron mikroskobunda (SEM) yüzey değişiklikleri açısından incelenmiştir. 15W ve 10W

güçleri uygulanan seramiklerin yüzeylerinde glaze gibi pürüzsüz alanlar tespit edilmiştir. 5W ve 3W uygulamaları sonucunda ise seramiğin dayanıklılığını olumsuz etkileyebilecek mikroçatlaklar izlenmiş ve 2W gücünde CO₂ lazer uygulamaya karar verilmiştir (Akova ve ark., 2005). Çalışmamızda da yüksek enerji değerleri aynı sebeplerle elimine edilmiştir. Fakat çalışmamızda, farklı bir seramik tipi kullanılması ve bu seramiğin camsı faz içermemesi sebebiyle çalışmamızda daha yüksek güçlerin (3W ve 4W) uygulanmasına karar verildi.

Çalışmamızda, yüzey işlemleri tamamlandıktan sonra seramik örnekler, % 96 lık etil alkol (Alkomed Kimya, Kocaeli, Türkiye) kullanılarak ultrasonik temizleyicide (Eurosonic Energy, Euronda, Italy) temizlendi. Dental literatürde, seramik yüzeyin kontamine olmasının bağlantıyı olumsuz yönde etkilediğini belirten çalışmalar mevcuttur (Quaas ve ark., 2006; Yang ve ark., 2007; Yang ve ark., 2008). Bu çalışmalarda, simantasyon öncesi yüzey temizleme işlemleri önerilmiştir.

Seramik örneklere doğal diş yapıları (dentin veya mine) yapıştırmak yerine, birçok çalışmada (Kern ve Wegner, 1998; Atsü ve ark., 2006; Oyagüe ve ark., 2009; Blatz ve ark., 2010; Yang ve ark., 2010) uygulandığı gibi kompozit örnekler sabit kuvvet altında yapıştırıldı (Atsü ve ark., 2006; Blatz ve ark., 2007; Phark ve ark., 2009; Ersu ve ark., 2009). Bunun sebebi; kompozit rezin uniform bir yapıya sahip iken, doğal diş dokuları mikroyapısal olarak farklılık gösterebilir. Bu farklılık, sonuçların yanlış yorumlanmasına sebep olabilir (Bottino ve ark., 2005).

Diğer çalışmalarda (Atsü ve ark., 2006; Oyagüe ve ark., 2009; Cavalcanti ve ark., 2009 a) olduğu gibi çalışmamızda, simantasyon işlemi yapıldıktan sonra örnekler makaslama testi uygulamadan önce 24 saat distile suda bekletildi. Hem ışık hemde kimyasal olarak polimerize olan simanlarda ışığın yeterince ulaşamadığı bölgelerde polimerizasyonun tamamlanması için gerekli olan süre yaklaşık 24 saattir (Blatz ve ark., 2003 a).

Seramik-rezin bağlantısı konusundaki klinik tavsiyeler ve malzeme seçimi materyal ve metod konusunda önemli farklılıklar gösteren mekanik laboratuvar testlerine dayanmaktadır. Tercih edilen bağlanma dayanımı testleri 3-nokta bükme testi, çekme, mikroçekme, makaslama ve mikromakaslama testleridir. (Begazo ve ark., 2004). Makaslama bağlantı testi en çok kullanılan bağlantı testlerinden biridir. Makaslama stresleri restorasyonların in vivo bağlantılarında en çok oluştuğuna inanılan streslerdir.

Farklı yükleme metodları farklı stres dağılımına sebep olur (Ersu ve ark., 2009). Porselen yüzeyine rezin simanların bağlantısının araştırıldığı literatürdeki pekçok çalışmada bağlantı dayanımının ölçülmesinde makaslama testi kullanılmıştır (Atsü ve ark., 2006; Kümbüloğlu ve ark., 2006; Blatz ve ark., 2007; Cavalcanti ve ark., 2009; Ersu ve ark., 2009; Phark ve ark., 2009; Blatz ve ark., 2010). Çalışmamızda da farklı şekillerde pürüzlendirilmiş zirkonyum yüzeylere rezin simanın bağlanma dayanımının ölçülmesinde makaslama bağlantı testi tercih edildi.

Çalışmamızda, yüzey işlemlerinin seramik yüzeylerinde meydana getirdikleri değişiklikleri incelemek amacıyla her grup için ilave bir örnek taramalı elektron mikroskopuyla (SEM) görüntülendi. Yüzey işlemlerinin rezin-seramik bağlantısına etkisinin araştırıldığı çalışmalarda, seramik yüzeyleri SEM ile incelenmiştir (Atsü ve ark., 2006; Kümbüloğlu ve ark., 2006; Blatz ve ark., 2007; Cavalcanti ve ark., 2009 a; Ersu ve ark., 2009; Phark ve ark., 2009; Blatz ve ark., 2010).

Yapmış olduğumuz çalışmada, 110 µm Al₂O₃ ile yapılan yüzey işlemi sonucu bağlantı değerleri kontrol grubuna göre anlamlı bir şekilde artmıştır (p<0.05). Benzer şekilde, kumlamanın, seramik-rezin bağlantısına etkisinin değerlendirildiği birçok çalışmada da kumlama işleminin bağlantı değerlerini arttırdığı bulunmuştur (Kern ve Thompson, 1994; Kern ve Thompson, 1995; Awliya ve ark., 1998; Dérand ve Dérand, 2000; Wegner ve Kern, 2000; Wegner ve ark., 2002; Blatz ve ark., 2003a,b).

Çalışmamızda, Al₂O₃ ile yapılan kumlama sonucu makaslama bağlantı değerleri ortalama 18.03 ± 1.49 MPa olarak elde edilmiştir. Kümbüloğlu ve arkadaşlarının (2006) yapmış olduğu ve farklı iki rezin simanın (RelyX Unicem Aplicap ve Panavia F) bağlantı değerlerini ve iki saklama koşulunu karşılaştırdıkları çalışmada, kumlama sonucu bağlantı değerlerinde artış olduğu bulunmuş ve çalışmamızda elde edilen değerlere yakın bağlanma değerleri (17.7 ± 8.9 MPa) elde edilmiştir. Çalışmamızda olduğu gibi bu çalışmada da silika kaplama ve kumlama bağlantı değerleri arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Çalışmamızda silika kaplama sonucu 19.15 ± 1.53 MPa olarak elde edilen ortalama bağlantı değerleri Kümbüloğlu ve arkadaşlarının elde ettiği sonuçlarla (19-23 MPa) uyum göstermektedir (Kümbüloğlu ve ark., 2006).

Blatz ve arkadaşları (2004) farklı saklama koşullarının ve termal devirlendirmenin zirkonyum oksit içerikli seramik ve rezin siman arasındaki bağlantıya etkisini araştırdıkları çalışmalarında, iki tip siman kullanılmış ve bu simanlara ait bond

ve silan ajanları kullanılmışlardır. Bond ve silan ajanlarının bağlanmayı arttırdığı ve termal devirlendirmenin bağlantıyı düşürdüğü bulunmuştur (Blatz ve ark., 2004). Çalışmamızın asıl amacı; bond ve silan ajanlarının etkinliğini karşılaştırmak değil, farklı yüzey işlemlerinin bağlanmaya etkisini ortaya çıkarmaktır. Bu nedenle tüm gruplarda, silika kaplama sonrası üretici tarafından uygulanması önerilen silan kullanıldı. Blatz ve arkadaşlarının çalışmamıza benzer şekilde bir yöntem uyguladıkları çalışmalarında, bağlantı değerleri elde ettiğimiz bağlantı değerleriyle benzerlik göstermektedir (17.36 ± 3.05 MPa).

Çalışmamızda, silika kaplama ve kumlama bağlantı değerleri karşılaştırıldığında; istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p > 0.05$). Silika kaplama sonucu seramik yüzeyinin silika içeriği artar böylece silan ve rezin simanla kimyasal bağlanma oluşturan bir tabaka oluşması sağlanır. Bu işlem kimyasal bağlanmayı artırır fakat silika ile modifiye edilen kumun partikül boyutu küçük olduğundan ($30 \mu\text{m}$) mekanik bağlanma $110 \mu\text{m}$ boyutundaki Al_2O_3 ile arttırılan mekanik tutuculuk kadar olmayabilir. Sonuç olarak da iki grubun bağlantı değerleri yakın çıkabilir. Bunu destekleyen çalışmalar da mevcuttur (Kern ve Wegner, 1998; Wegner ve Kern 2000; Kümbüloğlu ve ark., 2006; Wolfart ve ark., 2007; Özcan ve ark., 2008; Oyağü ve ark., 2009).

Silika kaplamanın kumlamaya göre daha iyi bağlantı sonuçları verdiğini bulan çalışmalar da mevcuttur (Özcan ve Valittu, 2003; Bottino ve ark., 2005; Amaral ve ark., 2006). Bu çalışmalarda içeriği ve yapım tekniği farklı olan seramikler kullanılması ve ayrıca farklı test metodları uygulanması sonuçların çalışmamızdan farklı olmasına sebep olmuş olabilir. Ayrıca bu çalışmalarda kullanılan seramiklerin camsı faz içermesi ve silika kaplama tekniğinde silika partiküllerinin camsı fazda daha iyi tutunması daha iyi bağlantı değerleri elde edilmesine sebep olabilir (Bottino ve ark., 2005). Ayrıca zirkonyumoksit içerikli seramik, cam infiltre seramiğe göre daha yüksek yoğunluğa ve sertliğe sahiptir, kristal boyutu küçüktür. Bu yüzden silika kaplama işlemi bağlantı değerlerini daha az arttırmış olabilir (Kern ve Wegner, 1998).

Blatz ve arkadaşları (2007) yaptıkları çalışmada, farklı yüzey işlemlerinin ve yaşlandırma işlemlerinin zirkonyum oksit içerikli seramik ve 4 farklı rezin simanın bağlantısına etkilerini araştırmışlardır. Yüzey işlemleri olarak; $50 \mu\text{m}$ Al_2O_3 ile kumlama, $30 \mu\text{m}$ Al_2O_3 ile tribokimyasal silika kaplama, 600 gritlik abraziv disklerle

zımparalama yapılmış ve yaşlandırma işlemi olarak 3 gün distile suda bekletme ve 180 gün suda bekletildikten sonra 12.000 devir termal devirlendirme uygulanmıştır. Panavia F kullanılan kumlama ve silika kaplama yapılan gruplarda bağlantı değerlerinde kontrol grubuna göre belirgin bir artış bulunmuştur. 3 gün distile suda beklettikleri grupların ortalama bağlantı değerleri çalışmamızda bulunan değerlere yakın değerlerdir. Zımparalama (14.18 MPa), kumlama (22.14 MPa) ve silika kaplama (25.38 MPa) gruplarında sonuçlarımızdan daha yüksek değerler elde edilmesinin sebebi MDP içerikli primer kullanılması olabilir (Blatz ve ark., 2007).

Y-TZP ve rezin siman bağlantısını değerlendiren birçok çalışmada (Quaas ve ark., 2006; Blatz ve ark., 2007; Özcan ve ark., 2008; Phark ve ark., 2009; Oyagü ve ark., 2009; Yang ve ark., 2010; Blatz ve ark., 2010) uzun süre suda bekletme ve termal devirlendirme işlemleri yapılarak bağlanmanın uzun dönem sonuçları araştırılmıştır. Uzun süre suda bekletme ve termal devirlendirme işlemleri sonucunda, bağlantı değerleri belirgin bir şekilde düşmüştür. Çalışmamızda termal devirlendirme veya uzun süre yaşlandırma işlemlerinin olmaması çalışmanın sınırları olarak belirtilebilir, ilerde yapılacak çalışmalarda, termal devirlendirmenin sonuçları değerlendirilebilir.

Atsü ve arkadaşları (2006) ise yaptıkları çalışmada farklı yüzey işlemlerinin zirkonyum oksit içerikli seramik ve rezin simanın bağlanmasına etkilerini araştırmışlardır. Tüm örnekler öncelikle 125 μm Al_2O_3 ile kumlanmış daha sonra farklı silan ve bonding ajanları uygulanmıştır. Silika kaplama işlemi yapılan grupta ise öncelikle yine 125 μm Al_2O_3 ile kumlama yapılmış ve daha sonra silan ve bonding ajanların bağlantıya etkisi araştırılmıştır. Tüm gruplarda bizim çalışmamıza göre daha yüksek bağlantı değerleri bulunmasının sebebi tüm işlemler öncesinde seramik yüzeylere kumlama yapılması olabilir. Silika kaplama yapılmış tüm grupların bağlantı değerlerinde artış elde edilmiştir. Bonding ve silan ajanı uygulanan grupların bağlantı değerlerinde artış bulunmuş fakat istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (Atsü ve ark., 2006). Silika kaplama öncesi kumlama yapılması, bağlantı değerlerinin belirgin bir şekilde arttırmaktadır. Bu artışın sebebi, kumlama ile oluşturulan retantif alanlara silika partiküllerinin daha iyi tutunması olabilir. Çalışmamızda silika kaplama öncesi hiçbir işlem yapılmadığından elde edilen bağlantı değerleri daha düşük çıkmış olabilir.

Phark ve arkadaşlarının farklı boyutlardaki (50 μm ve 110 μm) Al_2O_3 ile kumlamanın ve seramiğin iç yüzeyinde üretici tarafından modifiye bir yüzey

oluşturmanın farklı iki rezin simanla bağlantısına etkisini araştırdıkları çalışmalarında (2009) iki farklı saklama koşulu (3 gün suda bekletme ve 90 gün suda bekletme sonrası 20.000 devir termal siklus) da ele alınmıştır. 50 µm ve 110 µm boyutlarındaki Al₂O₃ ile kumlama işlemlerinin bağlantı değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı fark yaratmadığı bulunmuştur. 3 gün suda bekletilen grubun bağlantı değerleri çalışmamızda bulunanlarla benzerlik göstermektedir. Kontrol grubunun Panavia F 2.0 ile yapııştırılan alt grubunun bağlantı değerleri 10.18 ± 2.58 MPa; 110 µm boyutundaki Al₂O₃ ile kumlama yapılan grubun bağlantı değerleri 16.74 ± 1.85 MPa bulunmuştur (Phark ve ark., 2009). Termal devirlendirme bağlantı değerlerini belirgin bir şekilde düşürmüştür.

Çalışmamızda, Er:YAG lazerin 300 mj 10 Hz ssp ve 150 mj 10 Hz sp modlarında uygulanmasıyla yapılan pürüzlendirme sonucu elde edilen bağlantı değerleri ile kontrol grubunun bağlantı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır (p>0.05). Er:YAG lazerin bu modda kullanılmasını, zirkonyum oksit seramik ile rezin siman arasındaki bağlantıyı arttıracak bir yüzey işlemi olmadığını düşünmekteyiz.

Gökçe ve arkadaşları çalışmalarında (2007), IPS Empress II seramiğin rezin simanla bağlantısına asit uygulaması ve Er:YAG lazerin farklı enerjilerinin (300, 600, 900 mj; 20 Hz) etkisini araştırmışlardır. Araştırmacılar, Er:YAG lazer 300 mj, 20 Hz uygulamasının bağlantıyı arttıran bir yüzey işlemi olduğunu bulmuşlardır. Çalışmada, daha yüksek bağlantı değerleri elde edilmiştir. Çalışmada kullanılan seramiğin camı faz içermesi ve lazerin fototermal etkisinin sonuçları olan pürüzlü alanların bu tip seramikte daha belirgin olması olabilir. SEM fotoğraflarında lazer enerjisinin tipik etkileri olan pürüzlü alanlar bu tip seramikte daha belirgin görülmektedir. Yüksek enerji değerlerinin (600, 900 mj) ise bağlantı değerlerini düşürdüğü görülmüştür. Araştırmacılar, yüksek lazer enerjilerinin ısı hasarlı bir tabaka oluşturabileceğini ve bu tabakanın da zayıf bağlantıya sebep olabileceğini belirtmişlerdir (Gökçe ve ark., 2007).

Shiu ve arkadaşları feldspatik porcelene hidroflorik asit, fosforik asit, APF, elmas frez, kumlama, Cojet kumu ve Er:YAG lazer (500 mj, 4 Hz, 2 dak.) gibi farklı yüzey işlemleri uygulamışlar ve rezin simanla bağlantısına etkisini incelemişlerdir. Çalışmamızda olduğu gibi en yüksek bağlantı değerleri CoJet sistemi ve Al₂O₃ ile yapılan yüzey işlemleri sonucunda bulmuşlardır. Er:YAG lazer ile yapılan işlem etkin bulunmamıştır. Bu çalışmada seramik yüzeyler grafit tozuyla kaplanmamış ve lazer

enerjisi seramik tarafından emilmediği ve yansıtıldığı için etkisiz bulunmuştur. Yazarlar daha iyi bir sonuç için hidroksiapatit tozu ile seramik yüzeyleri kaplamayı önermektedir (Shiu ve ark., 2006).

Akyıl ve arkadaşları (2009), feldspatik seramiğe uyguladıkları farklı yüzey işlemlerinin tamir kompozitiyle bağlantısına etkisini araştırdıkları çalışmalarında, Er:YAG lazer (300 mj, 10 Hz) ile 1 dk pürüzlendirme yaptıkları grubun bağlantı değerlerini kontrol grubundan düşük bulmuşlar ve yüzey işlemi olarak Er:YAG lazerin bu parametrelerde kullanılması önermemişlerdir. Araştırmacılar, Er:YAG lazerin seramiğe etki etmediğini ve seramik tarafından yansıtıldığını belirtmişlerdir. Bu çalışmada, seramik yüzeyleri grafit tozuyla kaplanmamış ve bu yüzden düşük bağlantı değerleri elde edilmiştir (Akyıl ve ark., 2009).

Çalışmamızda, 300 mj 10 Hz sp, 150 mj 10 Hz ssp parametreleri kullanılarak yapılan yüzey işlemleri sonucunda elde edilen bağlantı değerleri kontrol grubunun bağlantı değerlerinden yüksek olmasına rağmen istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır. Fakat biz yine de bu parametrelerin klinik olarak anlamlı fark yaratabileceğini ve ileride yapılacak in vivo çalışmalara ihtiyaç olduğunu düşünmekteyiz.

Lazer enerjisinin temel etkisi, ışık enerjisini ısı enerjisine çevrilmesi sonucu oluşur. Lazer ve madde arasındaki en önemli etkileşim lazer enerjisinin emilmesidir. Er:YAG lazer ablasyon adı verilen mikropatlamalar ve buharlaşma sonucu partikülleri ortadan kaldırmaktadır. Er:YAG lazerin çalışma prensibi şöyledir; enerjinin doku içeriğindeki su molekülleri tarafından emilmesi ani bir ısınma ve buharlaşmaya sebep olur. Yüksek buhar basıncı birçok mikropatlamaya sebep olur ve bu mikropatlamalar sonucu madde kaybı oluşur. Sonuç olarak meydana gelen krater ve porlar adezyona katkıda bulunur (Corona ve ark., 2007).

Cavalcanti ve arkadaşlarının yüzey işlemleri ve metal primerlerin Y-TZP seramiklerin rezin simanlar ile bağlantısı üzerine etkisini inceledikleri çalışmada (2009), kumlama, farklı metal primerler ve kumlama ile lazerle pürüzlendirme gibi yüzey işlemleri karşılaştırılmıştır. Er:YAG lazer grubunda enerji emilimini arttırmak için öncelikle yüzeyler grafit ile kaplanmış ardından kontakt uçla yüzeye dik bir şekilde 5 sn su soğutması altında. Er:YAG lazer ile ışınlanmıştır. Lazer enerjisi 10 pps, 200 mj modunda uygulanmıştır. Çalışmamızın sonuçlarına benzer şekilde, kumlamanın

Er:YAG lazer ile pürüzlendirmeden daha iyi bağlantı sonuçları veren bir yüzey işlemi olduğu bulunmuştur (Cavalcanti ve ark., 2009 a).

Ferreira ve arkadaşları çalışmalarında (2005), kumlama yüzey işlemi ile asitleme, Er:YAG ve Nd:YAG lazer uygulamalarını kombine ederek kullanmış ve rezin siman ile bağlantısına etkisini araştırmışlardır. Er:YAG lazer uygulanan gruptaki seramikler öncelikle hidroksiapatit tozu ile kaplanmıştır. Bunun sebebi; seramikler, Er:YAG lazerin yaydığı 2.94 μm dalga boyundaki enerjiyi etkili bir şekilde absorbe etmezler. Er:YAG lazerin hidroksi apatite afinitesi olması sebebiyle seramik yüzeylere hidroksi apatit tozu uygulanarak lazerin yaydığı enerjinin daha iyi absorbe edileceği düşünülmüştür. Kontrol grubundan biraz yüksek bağlantı değerleri elde edilmiş fakat istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Bu yüzden Er:YAG lazerin farklı parametreleri ve farklı koşullar sağlanarak daha ileri çalışmalara ihtiyaç vardır (Ferreira ve ark., 2005). Araştırmacılar, Er:YAG lazer uygulaması öncesinde uygulanan HA tozunu uzaklaştırmamak için su soğutması kullanmamışlardır. Fakat biz seramiğe lazer uygulaması sırasında su soğutması yapılması gerektiğini hatta su soğutması altında bile lazerin oluşturduğu termal etki sonucu seramiğin dayanıklılığını olumsuz etkileyebilecek hasarların oluşabileceğini düşünmekteyiz.

Çalışmamızda Er:YAG lazerin 300 mJ 10 Hz sp, 150 mJ 10 Hz ssp parametreleri kullanılarak yapılan yüzey işlemleri sonucunda elde edilen bağlantı değerlerinin, kontrol grubununkilerden yüksek olması; Er:YAG lazerin bu parametrelerde uygulanmasının Y-TZP seramik için alternatif bir yüzey işlemi olarak uygulanabileceğini göstermiştir. SEM görüntüleri de bu sonuçları desteklemektedir. SEM görüntüsünde erime, madde kaybı ve çatlaklar görülmüştür. Pürüzsüz alanların çatlaklarla çevrili olması, materyalin ısınması ve ardından oda sıcaklığına dönüşü esnasında olmuş olabilir. Seramik yüzeyinde küçük parça kopmaları ile birlikte yüzeysel erime ve kaynaşma sonucu mikroretantif alanlar oluşmuş ve bu pürüzlü alanlar bağlantı değerlerini arttırmıştır. Nd:YAG lazer uygulamasının, seramik-rezin bağlantısına etkisini araştıran çalışmalarda (Silveira ve ark., 2005; Spohr ve ark., 2008) alınan SEM görüntülerinde de benzer yüzeysel değişimler tespit edilmiştir. Nd:YAG lazerin hedefle etkileşimi Er:YAG lazere göre tamamen farklı olmasına rağmen, yüzeysel etki sonuçları iki tipin de birbirine benzerlik gösterdiği ve rezin simanın mikro-mekanik tutuculuğu bakımından olumlu olduğu düşünülebilir.

Er:YAG lazerin dental seramikler üzerine etkisi hakkında sınırlı bilgi vardır. Çalışmamız yapılacak başka çalışmalarla cevaplanabilecek geniş kapsamlı sorular ortaya koymuştur. Daha önceki çalışmalarda, yüksek lazer gücünün ısıl bozunma sonucu kristal ve/veya matriks yapıda yıkım meydana getirebileceği bildirilmiştir (Gökçe ve ark., 2007). Bu yüzden çalışmamızda düşük enerji parametresi kullanılmış ayrıca su soğutması uygulanmıştır.

Fakat yüzey işlemleri sonucu oluşan SEM görüntülerinde de tespit edilen mikropöröziteler, seramik materyalini zayıflatan çatlak başlatıcıları olarak etki edebilir. Lazer uygulaması sırasında oluşan ısı değişimi iç gerilimlere sebep olup faz transformasyonunu tetikleyebilir. Bu yüzden lazerin oluşturduğu ısıl etkinin faz transformasyonu ve seramiğin bükülme direnci üzerine etkilerini araştıran çalışmalara gerek vardır.

Çalışmamızda, CO₂ lazer ile pürüzlendirilen grupların bağlantı değerleri kontrol grubuyla karşılaştırıldığında anlamlı bir artış bulundu ($p < 0.05$). Fakat kumlama ve silika kaplama ile pürüzlendirilen grupların bağlantı değerlerinden daha düşük bağlantı değerleri elde edildi. Bu sonuçlar, Ersu ve arkadaşlarının kumlama, asitle pürüzlendirme ve CO₂ lazer ile pürüzlendirme işlemlerinin In-Ceram Spinell, In-Ceram-Alumina, In-Ceram-Zirconia ile rezin siman bağlantısına ve seramiklerin yüzey pürüzlülüğüne etkisini araştırdıkları çalışmanın sonuçlarıyla uyum göstermektedir. Araştırmacılar, kumlama ile elde edilen bağlantı değerlerinin, CO₂ lazer ile pürüzlendirme işlemi sonucu elde edilen değerlerden daha iyi olduğunu bulmuşlardır (Ersu ve ark., 2009). Bağlantı değerleri hem kumlama hem de CO₂ lazer uygulanan gruplarda çalışmamızdaki değerlerden daha düşük bulunmuştur. Bunun sebebi; farklı seramik sistemlerinin ve farklı bir simanın kullanılması olabilir.

Akova ve arkadaşları (2005), CO₂ lazerin feldspatik seramik ile metal braketin bağlantısına etkisini araştırdıkları çalışmalarında, öncelikle bir pilot çalışma yapmışlar, sonuç olarak 2W gücünde 20 sn CO₂ lazer uygulamaya karar vermişlerdir. Bağlantı değerleri karşılaştırıldığında, CO₂ lazerin 2W gücünde 20 sn uygulanmasının diğer yüzey işlemlerine alternatif olabileceği belirtilmiştir (Akova ve ark., 2005).

Çalışmamızda, CO₂ lazerin daha yüksek güçlerde uygulanması (3W, 4W) zirkonyum oksit içerikli seramikler için yüzey işlemi olarak önerilebilir. Bu seramiğin

üretim tekniğinin ve içeriğinin tamamen feldspatik seramikten farklı olması ve özellikle camsı faz içermemesi bu sonucu yaratmış olabilir.

Çalışmamızda, SEM fotoğraflarında, porselen yüzeylerin ısı indüklenme işlemi sırasında yüzey ısınmasının tipik etkileri olan çukurcuk ve tümsekler izlendi. Glazürlenmiş alanların etrafında ve içinde krater benzeri düzensizlikler görüldü ve bu oluşumların mekanik retansiyonda etkili olacağı düşünüldü. Yüzeyde görülen mikroçatlaklar bağlantıyı arttırmış olabilir. CO₂ lazerin mikroçatlak oluşturma sebepleri daha önceki bir çalışmada şöyle açıklanmıştır: Großman ve arkadaşlarına göre; lazer ışınının absorbe edilmesi sonucu seramik yüzeyinde oluşan ısınma sırasında iyonların, elektronların ve atomların yüzeysel yayılımı gerçekleşir. Işıma sonucu oluşan karakteristik fotoiyonizasyona bağlı olarak fiziksel plazma ortaya çıkar. Bunun gerçekleşmesi çok yüksek basınç oluşması ve sıcaklığın 10.000-50.000 °K arasında dalgalanmasıyla aynı anda olur. Bu değişimler, seramik yüzeyinin sertleşmesine sebep olan yüksek fiziksel strese sebep olabilir ve bu da mikroçatlak oluşmasını sebebiyet vermiş olabilir (Großman ve ark., 1994).

SEM görüntülerinde de tespit edilen mikroçatlaklar seramik materyalini zayıflatabilir, dayanıklılığını olumsuz etkileyebilir. CO₂ lazer uygulaması sırasında oluşan ısı değişimi iç gerilimlere sebep olup faz transformasyonunu tetikleyebilir. Bu yüzden lazerin oluşturduğu ısısal etkinin faz transformasyonu ve seramiğin bükülme direnci üzerine etkilerini araştıran çalışmalara gerek vardır.

Çalışmamızda, Er:YAG lazer uygulandıktan sonra silika kaplama yapılan grupların bağlantı değerleri ile sadece silika kaplanan grubun bağlantı değerleri arasında fark bulunmamaktadır ($p>0.05$). Aynı şekilde CO₂ lazer uygulandıktan sonra silika kaplaması yapılan grupların bağlantı değerleri ile sadece silika kaplanan grubun bağlantı değerleri arasında da fark bulunmamaktadır ($p>0.05$). Her iki lazerin seramik yüzeyinde meydana getirdiği mikromekanik retansiyonu silika kaplama yönteminde uygulanan kumlama işleminin ortadan kaldırdığını düşünmekteyiz.

Çalışmamızda makaslama bağlantı testinin ardından başarısızlık tipleri incelendiğinde, literatürle uyumlu olarak düşük bağlantı değeri veren gruplarda daha çok adeziv başarısızlıklara (seramik ve siman arasında) rastlanmıştır (Atsü ve ark., 2006; Gökçe ve ark., 2007; Cavalcanti ve ark., 2009 a). Bağlantı gücü arttıkça başarısızlığın daha çok karışık tipte olduğu izlenmiştir.

Zirkonyum oksit içerikli seramiğe farklı yüzey işlemleri uygulayarak rezin simanlarla olan kesme bağlantı dayanıklılığını değerlendiren çalışmalarda başarısızlık tipleri değerlendirilmiş ve çalışmamızda tespit edilen başarısızlık tipleri ile benzer şekilde; düşük bağlantı değeri veren yüzeylerdeki kopmanın daha çok zirkonyum ve rezin siman arasında meydana gelen adeziv tipte olduğu, daha yüksek bağlantı değeri veren gruplarda ise karışık tipte kopmaların çoğunluk gösterdiği belirtilmiştir (Atsü ve ark., 2006; Gökçe ve ark., 2007; Cavalcanti ve ark., 2009a).

6.SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmamızın sınırları dahilinde ulaşılan sonuç ve öneriler şunlardır:

1. Kontrol grubu ile kuşlama ve silika kaplama yapılan gruplar arasında bağlantı değerleri açısından anlamlı bir fark bulundu ($p<0.05$). Kuşlama ve silika kaplama uygulamaları, Y-TZP seramik ve rezin siman bağlantısını arttıran etkili yüzey işlemleridir. Ancak silika kaplama yapılan grup ile kuşlama yapılan grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı.

2. Er:YAG lazerin çalışmamızda kullanılan parametreleri bağlantıyı istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde arttırmadı ($p>0.05$). Fakat çalışmamızda uygulanan Er:YAG lazerin 300 mj 10 Hz sp, 150 mj 10 Hz ssp parametreleri kullanılarak yapılan yüzey işlemleri sonucunda elde edilen bağlantı değerlerinin, kontrol grubununkilerden yüksek bulundu.

3. Kontrol grubu ile CO₂ lazer uygulanan grupların bağlantı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu ($p<0.05$). CO₂ lazerin çalışmamızda kullanılan parametrelerini Y-TZP seramik ve rezin siman bağlantısını arttıran etkili yüzey alternatif yüzey işlemleri olarak önermekteyiz.

4. Sadece silika kaplama yapılan grubun bağlantı değerleri ile Er:YAG lazer ve CO₂ lazerin silika kaplama işlemi ile kombine kullanıldığı grupların bağlantı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p>0.05$). Silika kaplama tek başına Y-TZP seramik ve rezin siman bağlantısını arttıran yeterli ve etkin bir yüzey işlemidir.

7. KAYNAKLAR

- Aida, M., Hayakawa, T., Mizukawa, K. (1995). Adhesion of composite to porcelain with various surface conditions. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **73 (5)**,464-470.
- Akın, E. (1999). Diş Hekimliğinde Porselen. **3. Baskı**, İstanbul.
- Akova, T., Yoldaş, O., Toroğlu M.S., Uysal, H. (2005). Porcelain surface treatment by laser for bracket-porcelain bonding. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **128 (5)**, 630-637.
- Akyıl, M.S., Yılmaz, A., Karaalioğlu, O.F., Duymuş, Z.Y. (2009).Shear Bond Strength of Repair Composite Resin to an Acid-Etched and a Laser-Irradiated Feldspathic Ceramic Surface. *Photomedicine and Laser Surgery*, **Oct. 23**, 1-7.
- Al Edris, A., Al Jabr, A., Cooley R.L., Barghi, N. (1990). SEM evaluation of etch patterns by three etchants on three porcelains. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **64 (6)**, 734-739.
- Amaral, R., Özcan, M., Valandro, L.F., Bottino, M.A. (2006). Microtensile bond strength of a resin cement to glass infiltrated zirconia-reinforced ceramic: the effect of surface conditioning. *Dental Materials*, **22 (3)**, 283-290.
- Anusavice, K.J. (1996). Philips science of dental materials. **Tenth edition**, W.B. Saunders Co. Philadelphia, London, Toronto, Montreal, Sydney, Tokyo.
- Apel, C., Franzen, R., Meister, J., Sarrafzadegan, H., Thelen, S., Gutknecht, N. (2002). Influence of the Pulse Duration of an Er:YAG Laser System on the Ablation Threshold of Dental Enamel. *Lasers in Medical Science*. **17 (4)**, 253-257.
- Ardlin, B.I. (2002). Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dental Materials*, **18 (8)**, 590–595.
- Ariyaratnam, M.T., Wilson, M.A., Mackie, I.C., Blinkhorn, A.S. (1997). A comparison of surface roughness and composite/enamel bond strength of human enamel following the application of the Nd:YAG laser and etching with phosphoric acid. *Dental Materials*, **13 (1)**, 51–55.
- Atsü, S., Kılıçarslan, M.A., Küçükkesmen, H.C., Aka, S. (2006). Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **95 (6)**, 430-436.
- Awliya, W., Oden, A., Yaman, P., Dennison, J.B., Razzoog, M.E. (1998). Shear bond strength of a resin cement to densely sintered high-purity alumina with various surface conditions. *Acta Odontologica Scandinavica*, **56 (1)**, 9-13.

- Baik, J.W., Rueggeberg, F.A., Liewehr, F.R. (2001). Effect of light-enhanced bleaching on in vitro surface and intrapulpal temperature rise. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, **13** (6), 370-378.
- Begazo, C.C., de Boer, H.D., Kleverlaan, C.J., van Waas M.A.J., Feilzer, A.J. (2004). Shear bond strength of different types of luting cements to an aluminum oxide reinforced glass ceramic core material. *Dental Materials*, **20** (10), 901-907.
- Bindl, A., Mörmann, H. (2005). Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown copings on chamfer preparations. *Journal of Oral Rehabilitation*, **32** (6), 441-447.
- Blatz, M.B. (2002). Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. *Quintessence International*, **33** (6), 415-426.
- Blatz, M.B., Sadan, A., Kern, M. (2003 a). Resin-ceramic bonding: a review of literature, *Journal of Prosthetic Dentistry*, **89** (3), 268-274.
- Blatz, M.B., Sadan, A., Kern, M. (2003 b) Adhesive cementation of high-strength ceramic restorations: Clinical and laboratory guidelines. *Quintessence of Dental Technology*, **26** (3), 47-55.
- Blatz, M.B., Sadan, A., Martin, J., Lang, B. (2004). In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered high-purity zirconium-oxide ceramic after long-term storage and thermal cycling. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **91** (4), 356-362.
- Blatz, M.B., Chiche, G., Holst, S., Sadan, A. (2007). Influence of surface treatment and simulated aging on bond strengths of luting agents to zirconia. *Quintessence International*, **38** (9), 745-753.
- Blatz, M.B., Phark, J.H., Özer, F., Mante, F.K., Saleh, N., Bergler, M., Sadan, A. (2010). In vitro comparative bond strength of contemporary self-adhesive resin cements to zirconium oxide ceramic with and without air-particle abrasion. *Clinical Oral Investigations*, **14** (2), 187-192.
- Bottino, M.A., Valandro, L.F., Scotti, R., Buso, L. (2005). Effect of surface treatments on the resin bond to zirconium-based ceramic. *International Journal of Prosthodontics*, **18** (1), 60-65.
- Brenner, M., Wong, H., Yoong, B., Wang, N.S., Chen, J.C., Budd, M., Hamilton, A., Tadir, Y., McKenna, R., Fischel, R.J., Huh, J., Tromberg, B., Wilson, A.F. (1997). Comparison of Ho:YAG versus Nd:YAG thoracoscopic laser treatment of pulmonary bullae in a rabbit model. *Journal of Clinical Laser Medicine and Surgery*, **15**(3), 103-108.

- Burke, F.J. (1995). The effect of variations in bonding procedure on fracture resistance of dentin-bonded all-ceramic crowns. *Quintessence International*, **26** (4), 293–300.
- Burke, F.J., Fleming, G.J., Nathanson, D., Marquis, P.M. (2002). Are Adhesive Technologies needed to support ceramics? An assessment of the current evidence. *Journal of Adhesive Dentistry*, **4** (1), 7–22.
- Cavalcanti, A.N., Foxton, R.M., Watson, T.F., Oliveira, M.T., Giannini, M., Marchi, G.M. (2009 a). Bond Strength of Resin Cements to a Zirconia Ceramic with Different Surface Treatments. *Operative Dentistry*, **34** (3), 280-287.
- Cavalcanti, A.N., Pilecki, P., Foxton, R.M., Watson, T.F., Oliveira, M.T., Gianinni, M., Marchi, G.M. (2009 b). Evaluation of the surface roughness and morphologic features of Y-TZP ceramics after different surface treatments. *Photomedicine and Laser Surgery*, **27** (3), 473-479.
- Ceballos, L., Toledano, M., Osorio, R., Tay, F.R., Marshall, G.W. (2002). Bonding to Er-YAG-laser treated Dentin. *Journal of Dental Research*, **81** (2), 119-122.
- Cercon Zirconia. (2002). A system solution for reliable metal-free multi unit restorations. Dentsply, USA.
- Cernavin, I., Pugatschew, A., de Boer, N., Tyas, M.J. (1994). Laser applications in dentistry: a review of the literature. *Australian Dental Journal*, **39** (1), 28-32.
- Coluzzi, D.J. (2000). An overview of laser wavelengths used in dentistry. *Dental Clinics of North America*, **44** (4), 753-765.
- Coluzzi, D.J. (2004). Fundamentals of Dental Lasers: Science and Instruments. *Dental Clinics of North America*, **48** (4), 751-770.
- Convissar RA. (2004) Lasers in general dentistry. Oral and maxillofacial surgery clinics of North America, **16** (2), 165-179.
- Convissar, R.A., Gharemani, E.H. (1995). Laser treatment as an adjunct to removable prosthetic care. *General Dentistry*, **43** (4), 336-341.
- Corona, S.A., de Souza, A.E., Chinelatti, M.A., Borsatto, M.C., Pecora, J.D., PalmaDibb, R.G. (2007). Effect of energy and pulse repetition rate of Er: YAG laser on dentin ablation ability and morphological analysis of the laser-irradiated substrate. *Photomedicine and Laser Surgery*, **25** (1), 26–33.
- Dederich, D.N, Bushick, R.D. (2004) Lasers in dentistry. Separating science from hype *Journal of the American Dental Association*, **135** (2), 204-212.

- Della Bona, A., Anusavice, K.J. (2002). Microstructure, composition, and etching topography of dental ceramics. *International Journal of Prosthodontics*, **15** (2), 159-167.
- Della Bona, A., Anusavice, K.J., Shen, C. (2000). Microtensile strength of composite bonded to hot-pressed ceramics. *Journal of Adhesive Dentistry*, **2** (4), 305-13.
- Della Bona, A., Shen, C., Anusavice, K.J. (2004). Work of adhesion of resin on treated lithia disilicate-based ceramic. *Dental Materials*, **20** (4), 338-344.
- Della Bona, A., van Noort, R. (1998). Ceramic surface preparations for resin bonding. *American Journal of Dentistry*, **11** (6), 276-280.
- Denry, I., Kelly, J.R. (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials*, **24** (3), 299–307.
- Denry, I.L. (1996). Recent Advances in Ceramics for Dentistry. *Critical Reviews in Oral Biology and Medicine*, **7** (2), 134-143.
- Dérاند, P., Dérاند, T. (2000). Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *International Journal of Prosthodontics*, **13** (2), 131-135.
- Dérاند, T., Molin, M., Kvam, K. (2005). Bond strength of composite luting cement to zirconia ceramic surfaces. *Dental Materials*, **21** (12), 1158–1162.
- Diaz-Arnold, A.M., Vargas, M.A., Haselton, D.R. (1999). Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **81** (2), 135-141.
- Dunn W.J., Davis J., Bush A. (2005). Shear bond strength and SEM evaluation of composite bonded to Er:YAG laser-prepared dentin and enamel. *Dental Materials*, **21** (7), 616–624.
- Eguro, T., Maeda, T., Otsuki, M., Nishimura, Y., Katsuumi, I., Tanaka, H. (2002). Adhesion of Er:YAG Laser-Irradiated Dentin and Composite Resins: Application of Various Treatments on Irradiated Surface. *Lasers in Surgery and Medicine*, **30** (4), 267–272.
- Ersu, B., Yüzügüllü, B., Yazıcı A.R., Canay Ş. (2009). Surface roughness and bond strengths of glass-infiltrated alumina-ceramics prepared using various surface treatments. *Journal of Dentistry*, **37** (11), 848–856.
- Ferreira, S.D., Hanashiro, F.S., de Souza-Zaroni, W.C., Turbino, M.L., Youssef, M.N. (2009). Influence of Aluminum Oxide Sandblasting Associated with Nd:YAG or Er:YAG Lasers on Shear Bond Strength of a Feldspathic Ceramic to Resin Cements. *Photomedicine and Laser Surgery*, **Sep. 25**, 1-5.

- Filho, A.M., Vieira, L.C.C., Araujo, E., Junior, S.M. (2004). Effect of different ceramic surface treatments on resin microtensile bond strength. *Journal of Prosthodontics*, **13** (1), 28-35.
- Folwaczny, M., Mehl, A., Haffner, C., Hickel, R. (1998). Polishing and coating of dental ceramic materials with 308 nm XeCl excimer laser radiation. *Dental Materials*, **14** (3), 186-193.
- Fotona Fidelis AT (Fotona Stegne, Ljubljana, Slovenia) Operator Manual. (2004).
- Frentzen, M., Koort, H.J. (1990). Lasers in dentistry: new possibilities with advancing laser technology. *International Dental Journal*, **40** (6), 323-332.
- Fritzsche, J. (2003). Zirconium oxide restorations with the DCS precident system. *International Journal of Computerized Dentistry*, **6** (2), 193-201.
- Fuhrmann, R., Gutknecht, N., Magunski, A., Lampert, F., Diedrich, P. (2001). Conditioning of enamel with Nd:YAG and CO₂ dental laser systems and with phosphoric acid. An in-vitro comparison of the tensile bond strength and the morphology of the enamel surface. *Journal of Orofacial Orthopedics*, **62** (5), 375-386.
- Gordon, T.E., Smith, D.L. (1970). Laser welding of prostheses: an initial report. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **24** (4), 472-476.
- Gökçe, B., Özpinar, B., DüNDAR, M., Çömlekoğlu, E., Şen, B.H., Güngör, M.A. (2007). Bond Strengths of All Ceramics: Acid vs Laser Etching *Operative Dentistry*, **32** (2), 168-173.
- Großmann J, Emmel A, Schubert E, Bergmann HW. (1994). Generation of new surface conditions on SiC materials by excimer laser irradiation: mechanisms–properties–applications. *Laser und Optoelektronik*, **26**, 34–39.
- Guazzato, M., Albakry, M., Ringer, S.P., Swain, M.V. (2004). Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia based dental ceramics. *Dental Materials*, **20** (5), 449-456.
- Gutknecht, N., Apel, C., Schafer, C., Lampert, F. (2001). Microleakage of composite fillings in Er,Cr:YSGG laser-prepared Class II cavities. *Lasers in Surgery and Medicine*, **28** (4), 371-4.
- Hendler, B.H., Gateno, J., Mooar, P., Shrek, H.H. (1992). Holmium:YAG laser arthroscopy of the temporomandibular joint. *Journal of Oral and Maxillofacial surgery*, **50** (9), 931-934.
- Hickel, R., Dasch, W., Mehl, A., Kremers, L. (1997). CAD/CAM- fillings of the future. *International Dental Journal*, **47** (5), 247-258.

- Hossain, M., Nakamura, Y., Yamada, Y., Murakami, Y., Matsumoto, K. (2002). Microleakage of composite resin restoration in cavities prepared by Er,Cr:YSGG laser irradiation and etched bur cavities in primary teeth. *Journal Clinical Pediatric Dentistry*, **26** (3), 263-268.
- Höland, W., Schweiger, M., Frank, M., Rheinberger, V. (2000). A comparison of microstructure and properties of IPS Empress II and IPS Empress glass ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research*, **53** (4), 297-303.
- IPS Empress System Scientific Documentation. (2003). Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein.
- Keller, U., Hibst, R. (1997). Effects of Er:YAG laser in caries treatment: a clinical pilot study. *Lasers in Surgery and Medicine*, **20** (1), 32-38.
- Kelly, J.R. (2004). Dental ceramics: current thinking and trends. *Dental Clinics of North America*, **48** (2), 513-530.
- Kelly, J.R., Nishimura, I., Campbell, S.D. (1996). Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **75** (1), 18-31.
- Kern, M. (2005). Clinical long-term survival of two-retainer and single-retainer all-ceramic resin -bonded fixed partial dentures. *Quintessence International*, **36** (2), 141-147.
- Kern, M., Thompson, V.P. (1994). Sandblasting and silica coating of a glass-infiltrated alumina ceramic: volume loss, morphology, and changes in the surface composition. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **71** (5), 453-61.
- Kern, M., Thompson, V.P. (1995). Bonding to glass infiltrated alumina ceramic: Adhesive methods and their durability. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **73** (3), 240-249.
- Kern, M., Wegner, S.M. (1998). Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dental Materials*, **14** (1), 64-71.
- Kesler, G. (2004). Clinical Applications of lasers during Removable Prosthetic Reconstruction. *Dental Clinics of North America*, **48** (4), 963-969.
- Kimura, Y., Yonaga, K., Yokoyama, K., Matsuoka, E., Sakai, K., Matsumoto, K. (2001). Apical leakage of obturated canals prepared by Er:YAG laser. *Journal of Endodontics*, **27** (9), 567-570.
- Koshiro K, Inoue S, Niimi K, Koase K, Sano H. (2005). Bond strength and SEM observation of CO2 laser irradiated dentin, bonded with simplified-step adhesives. *Operative Dentistry*, **30** (2), 170-9.

- Kutsch, V.K. (1993). Lasers in dentistry: comparing wavelengths. *Journal of the American Dental Association*, **124** (2), 49-54.
- Kümbüloğlu, Ö., Lassila, L.V.J., User, A., Vallittu, P.K. (2006). Bonding of Resin Composite Luting Cements to Zirconium Oxide by Two Air-particle Abrasion Methods. *Operative Dentistry*, **31** (2), 248-255.
- Lukac, M., Marincek, M., Grad, L. (2007). Dental laser drilling: Achieving optimum ablation with the latest generation Fidelis laser systems. *Journal of the Laser and Health Academy*, **7** (2), 1-3.
- Luthardt, R.G., Holzhüter, M.S., Sandkuhl, O., Herold, V., Schnapp, J.D., Kuhlisch, E., Walter, M. (2002). Reliability and properties of ground Y-TZP zirconia ceramics. *Journal of Dental Research*, **81** (7), 487-491.
- Luthardt, R.G., Holzhüter, M.S., Rudolph, H., Herold, V., Walter, M.H. (2004). CAD-CAM machining effects on Y-TZP zirconia. *Dental Materials*, **20** (7), 655-662.
- Luthardt, R.G., Sandkuhl, O., Reitz, B. (1999). Zirconia-TZP and alumina- advanced Technologies for the manufacturing of single crowns. *European Journal of Prosthodontics Restorative Dentistry*, **7** (4), 113-119.
- Madani, M., Chu, F.C.S., McDonald, A.V., Smales, R.J. (2000). Effects of surface treatments on shear bond strengths between a resin cement and an alumina core. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **83** (6), 644-647.
- Malta, D., Kreidler, M., Villa, G., de Andrade M.F., Fontana C.R., Lizarelli, R. (2007). Bond strength of adhesive restorations to Er:YAG laser-treated dentin. *Laser Physics Letters*, **4** (2), 153-156.
- Manicone, P.F., Iommetti, P.R., Raffaelli, L. (2007). An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. *Journal of Dentistry*, **35** (11), 819-826.
- Margerit, J., Cluzel, B., Leloup, J.M., Nurit, J., Pauvert, B., Terol, A. (1996). Chemical characterization of invivo aged zinc phosphate dental cements. *Journal of Materials Science. Materials Medicine*, **7** (10), 623-628.
- Martinez-Insua, A., Dominguez, L., Rivera, F.G., Santana-Penín, U. (2000). Differences in bonding to acid-etched or Er:YAG-laser-treated enamel and dentin surfaces. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **84** (3), 280-288.
- Massad, J.J., Anderson, J.F. (2001). Hamular frenum modification: a removable denture prosthesis retention and stability enhancement. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, **21** (2), 183-189.

- Matinlinna, J., Lassila, L.V.J., Özcan, M., Yli-Urpo, A., Vallittu, P.K. (2004). An introduction to silanes and their clinical applications in dentistry. *International Journal of Prosthodontics*, **17** (2), 155-164.
- Matinlinna JP.,Valittu PK. (2007). Silane Based Concepts on Bonding Resin Composite to Metals. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, **8** (2), 1-8.
- McLean, J.W. (2001). Evolution of Dental Ceramics in the Twentieth Century. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **85** (1), 61-66.
- Mehl, A., Hickel, R. (1999). Current state of development and perspective of machine based production methods for dental restorations. *International Journal of Computerized Dentistry*, **2** (1), 9-35.
- Midda, M., Renton-Harper, P. (1991). Lasers in dentistry. *Brazil Dental Journal*, **170** (9), 343-346.
- Miller, M., Truhe, T. (1993). Lasers in Dentistry: An overview. *Journal of the American Dental Association*, **124** (2), 32-35.
- Moritz, A., Gutknecht, N., Doertbudak, O., Goharkhay, K., Schoop, U., Schauer, P., Sperr W. (1997). Bacterial reduction in periodontal pockets through irradiation with a diode laser: a pilot study. *Journal of Clinical Laser Medicine and Surgery*, **15** (1), 37– 47.
- Moritz, A., Beer, F. (2006). Oral Laser Application. *Quintessence Publishing*, USA.
- Mörmann, W.H., Bindl, A. (1996). The new creativity in ceramic restorations: Dental CAD/CAM. *Quintessence International*, **27** (2), 821-828.
- Myers, T.D. (2000). The future of lasers in dentistry. *Dental Clinics of North America*, **44** (4), 971-80.
- Nothdurft, F. P., Motter, P. J., Pospiech, P.R. (2008). Effect of surface treatment on the initial bond strength of different luting cements to zirconium oxide ceramic. *Clinical Oral Investigations*, **13** (2), 229-35.
- O'Brien, W.J. (2002). Dental Materials and Their selection. **Third edition**, *Quintessence Publishing Co, Inc.* Chicago, Berlin, Tokyo, London, Paris, Milan, Barcelona, İstanbul, São Paulo, Mumbai, Moscow, Prague, and Warsaw.
- Oyagüe, R.C., Monticelli, F., Toledano, M., Osorio, E., Ferrari, M., Osorio, R.(2009). Effect of water aging on microtensile bond strength of dual-cured resin cements to pre-treated sintered zirconium-oxide ceramics. *Dental Materials*, **25** (3), 392–399.

- Özcan, M., Alkumru, H., Gemalmaz, D. (2001). The effect of surface treatment on the shear bond strength of luting cement to a glassinfiltrated alumina ceramic. *International Journal of Prosthodontics*, **14** (4), 335-339.
- Özcan, M., Nijhuis, H., Valandro, L.F. (2008). Effect of Various Surface Conditioning Methods on the Adhesion of Dual-cure Resin Cement with MDP Functional Monomer to Zirconia after Thermal Aging. *Dental Materials Journal*, **27** (1), 99-104.
- Özcan, M., Pfeiffer, P., Nergiz, I. (1998). A brief history and current status of metal- and ceramic surface conditioning concepts for resin bonding in dentistry. *Quintessence International*, **29** (11), 713-724.
- Özcan, M., Valittu, P.K. (2003). Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dental Materials*, **19** (8), 725-731.
- Pashley, D.H., Sano, H., Ciucchi, B., Yoshiyama, M., Carvalho, R.M. (1995). Adhesion testing of dentin bonding agents: A review. *Dental Materials*, **11** (2) 117-125.
- Pegoraro, T.A., Silva, N.R.F.A., Carvalho, R.M. (2007). Cements for use in Esthetic Dentistry. *Dental Clinics of North America*, **51** (2), 453-471.
- Phark, J., Duarte, S., Blatz, M., Sadan, A. (2009). An in vitro evaluation of the long-term resin bond to a new densely sintered high-purity zirconium-oxide ceramic surface. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **101** (1), 29-38.
- Pick, R.M., Powell, G.L., (1993). Lasers in Dentistry. *Dental Clinics of North America*, **37** (2), 281-296.
- Pick, R.M., Colvard, M.D. (1993). Current status of lasers in soft tissue dental surgery. *Journal of Periodontology*, **64** (7), 589-602.
- Piconi, C., Maccauro, G. (1999). Zirconia as ceramic biomaterial. *Biomaterials*, **20** (1), 1-25.
- Pilathadka, S., Vahalová, D., Vosáhlo, T. (2007). The Zirconia: A New Dental Ceramic Material. An Overview. *Prague Medical Report*, **108** (1), 5-12.
- Piwowarczyk, A., Ottl, P., Lauer, H.C., Kuretzky, T. (2005). Clinical report and overview of scientific studies and clinical procedures conducted on the 3M ESPE Lava All-Ceramic System. *Journal of Prosthodontics*, **14** (1), 39-45.
- Powell, G.L., Ellis, R., Blankenau, R.J., Schouten, J.R. (1995). Evaluation of argon laser and conventional light-cured composites. *Journal of Clinical Laser Medicine and Surgery*, **13** (5), 315-317.
- Powers, J.M., Sakaguchi, R.L. (2003). Craig's Restorative Dental Materials. **Twelfth edition**, Mosby Elsevier Co. St louis, Baltimore, Toronto.

- Quaas, A.C., Yang, B., Kern, M. (2006). Panavia F 2.0 bonding to contaminated zirconia ceramic after different cleaning procedures. *Dental Materials*, **23** (4), 506–512.
- Qualtrough, A.J.E., Piddock, V. (1997). Ceramics Update. *Journal of Dentistry*, **25** (2), 91-95.
- Qualtrough, A.J.E., Piddock, V. (1999). Recent Advances in Ceramic Materials and Systems for Dental Restorations. *Dental Update*, **26** (2), 65-72.
- Raigrodski, A.J. (2004). Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dental Clinics of North America*, **48** (2), 531-544.
- Raigrodski, A.J., Chiche, G.J. (2001) The safety and efficacy of anterior ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **86** (5), 520-525.
- Raucci-Neto, W., De Castro, L.M., Correa-Afonso, A.M., Da Silva, R.S., Pecora, J.D., Palma-Dibb, R.G. (2007). Assessment of thermal alteration during class V cavity preparation using the Er:YAG laser. *Photomedicine and Laser Surgery*, **25** (4), 281-286.
- Rekow, E.D. (1991). Dental CAD-CAM systems. What is the state of the art? *The Journal of the American Dental Association*, **122** (12), 43-48.
- Rice, J.H. (2000). Lasers in fixed, removable and implant dentistry. *Dental Clinics of North America*, **44** (4), 767-777.
- Rosenblum M.A., Schulman, A. (1997). A review of all-ceramic restorations. *Journal of the American Dental Association*, **128** (3), 298-307.
- Rosenstiel, S.F., Land, M.F., Crispin, B.J. (1998). Dental luting agents: A review of the current literature. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **80** (3), 280-301.
- Sadan, A., Blatz, M.B., Lang, B. (2005). Clinical considerations for densely sintered alumina and zirconia restorations: Part 2. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, **25** (4), 343-349.
- Saraçoğlu, A., Cura, C., Çöttert, H.S. (2004). Effect of various surface treatment methods on the bond strength of the heat-pressed ceramic samples. *Journal of Oral Rehabilitation*, **31** (8), 790-797.
- Shahabi, S., Brockhurst, P.J., Walsh, L.J. (1997). Effect of tooth-related factors on the shear bond strengths obtained with CO₂ laser conditioning of enamel. *Australian Dental Journal*, **42** (2), 81-84.

- Shillingburg, H.T., Hobo, S., Whitsett, L.D., Jacobi, R., Brackett, S.E. (1997). Fundamentals of Fixed Prosthodontics. **Third Edition**, *Quintessence Publishing Co.Inc.*, London.
- Shiu, P., Souza-Zaroni, W.C., Eduardo, C.P., Youssef, M.N. (2007). Effect of Feldspathic Ceramic Surface Treatments on Bond Strength to Resin Cement. *Photomedicine and Laser Surgery*, **25 (4)**, 291-296.
- Shono, Y., Ogawa, T., Terashita, M., Carvalho, R.M., Pashley, E.L., Pashley, D.H. (1999). Regional measurement of resin-dentin bonding as an array. *Journal of Dental Research*, **78 (2)**, 699-705.
- Sidhu, S.K., Watson, T.F. (1995). Resin-modified glass-ionomer materials. Part 1: Properties. *Dental Update*, **22 (10)**, 429-432.
- Silveira, B.L., Paglia, A., Burnett, L.H., Shinkai, R.S., Eduardo, P., Spohr A.M. (2005). Micro-Tensile Bond Strength Between a Resin Cement and an Aluminous Ceramic Treated with Nd:YAG Laser, Rocatec System, or Aluminum Oxide Sandblasting. *Photomedicine and Laser Surgery*, **23 (6)**, 543-548.
- Smith, D.L., Burnett, A.P., Gordon, T.E. (1972). Laser welding of gold alloys. *Journal of Dental Research*, **51 (1)**, 161-167.
- Spohr, A.M., Borges, G.A., Junior, L.H., Mota, E.G., Oshima, H.M. (2008). 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. *Photomedicine and Laser Surgery*, **26 (3)**, 203-208.
- Stabholz, A., Zeltser, R., Sela, M., Peretz, B., Moshonov, J., Ziskind, D., Stabholz A. (2003). The use of lasers in dentistry: principles of operation and clinical applications. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, **24 (12)**, 935-948.
- Stübinger, S., Homann, F., Eter, C., Miskiewicz, M., Wieland, M., Sader, R. (2008). Effect of Er:YAG, CO₂ and Diode Laser Irradiation on Surface Properties of Zirconia Endosseous Dental Implants. *Lasers in Surgery and Medicine*, **40 (3)**, 223-228
- Sulewski, J.G. (2000). Historical Survey of Laser Dentistry. *Dental Clinics of North America*, **44 (4)**, 717-751.
- Sun, R., Suansuwan, N., Kilpatrick, N., Swain, M. (2000). Characterization of tribochemically assisted bonding of composite resin to porcelain and metal. *Journal of Dentistry*, **28 (6)**, 441-445.
- Takeda, F.H., Harashima, T., Kimura, Y., Matsumoto, K. (1998). Efficacy of Er:YAG laser irradiation in removing debris and smear layer on root canal walls. *Journal of Endodontics*, **24 (8)**, 548-551.

- Taşar, F., Şener, B.C. (1997). Diş Hekimliğinde Kullanılan Lazerler ve Yumuşak Doku Etkileri. *Diş Hekimliğinde Klinik Dergisi*, **10 (4)**, 234-237.
- Taşveren, S. Özveren, A.K. (2005). Yüksek miktarda alumina ile güçlendirilmiş metal desteksiz porselen sistemleri. *Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, **8 (2)**, 128-132.
- Tavares, M., Stultz, J., Newman, M., Smith, V., Kent, R., Carpino, E., Goodson, J.M. (2003). Light augments tooth whitening with peroxide. *Journal of American Dental Association*, **134 (2)**, 167-175.
- Thompson, J.Y., Rapp, M.M., Parker, A.J. (1998). Microscopic and energy dispersive X-ray analysis of surface adaptation of dental cements to dental ceramic surfaces. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **79 (4)**, 378-383.
- Tsai, C.L., Lin, Y.T., Huang, S.T., Chang, H.W. (2002). In vitro acid resistance of CO₂ and Nd-YAG laser-treated human tooth enamel. *Caries Research*, **36 (6)**, 423-429.
- Üşümez, A. Aykent, F. (2003). Bond strengths of porcelain laminate veneers to tooth surfaces prepared with acid and Er,Cr:YSGG laser etching. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **90 (1)**, 24-30.
- Vagkopoulou, T., Koutayas, S.O., Koidis, P., Strub, J.R. (2009). Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *European Journal of Esthetic Dentistry*, **4 (2)**, 130-51
- Van As, G. (2004). Erbium lasers in dentistry. *Dental Clinics of North America*, **48 (4)**, 1017-1059.
- Wassell, R.W., Walls, A.W.G., Steele, J.G. (2002). Crowns and extra-coronal restorations: Materials selection. *British Dental Journal*, **192 (4)**, 199-211.
- Watanabe, H., Ishikawa, I., Suzuki, M., Hasegawa, K. (1996). Clinical assesments of the Erbium:YAG laser for soft tissue surgery and scaling. *Journal of Clinical Laser Medicine and Surgery*, **14 (2)**, 67-75.
- Wegner, S., Kern, M. (2000). Long-term resin bond strength to zirconia ceramic. *Journal of Adhesive Dentistry*, **2 (2)**, 139-147.
- Wegner, S.M., Gerdes, W. Kern, M. (2002). Effect of different artificial aging conditions on ceramic-composite bond strength. *International Journal of Prosthodontics*, **15 (3)**, 267-272.
- Wigdor, H., Abt E., Ashrafi S., Walsh J.T. (1993) The effect of lasers on dental hard tissues. *Journal of the American Dental Association*, **124 (2)**, 65-70.

- Wigdor HA, Walsh JT Jr, Featherstone JD, Visuri SR, Fried D. (1995). Lasers in dentistry. *Lasers in Surgery and Medicine*, **16 (2)**, 103-133.
- Wolfart, M., Lehmann, F., Wolfart, S., Kern, M. (2007). Durability of the resin bond strength to zirconia ceramic after using different surface conditioning methods. *Dental Materials*, **23 (1)**, 45–50.
- www.zirkonzahn.com, 12.04.2009, 20.30.
- Yang, B., Lange-Jansen, H.C., Scharnberg, M., Wolfart, S., Ludwig, K., Adelung, R., Kern M. (2008). Influence of saliva contamination on zirconia ceramic bonding. *Dental Materials*, **24 (4)**,508-513.
- Yang, B., Wolfart, S., Scharnberg, M., Ludwig, K., Adelung, R., Kern. M. (2007). Influence of contamination on zirconia ceramic bonding. *Journal of Dental Research*, **86 (8)**, 749-753.
- Yang B., Barloi A., Kern M. (2010). Influence of air-abrasion on zirconia ceramic bonding using an adhesive composite resin. *Dental Materials*, **26 (1)**, 44–50.
- Zaimoğlu, A., Can, G., Ersoy, E., Aksu, L. (1993). Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. Ankara Őniversitesi Diş hekimliği yayınları, yayın no:17, Ankara.

ÖZGEÇMİŞ

1980 yılında Edirne-Keşan'da doğdum. İlköğrenimimi Raşitefendi İlkokulu'nda, orta ve lise öğrenimimi ise Edirne Anadolu Lisesi'nde tamamladım. 1998 yılında girdiğim Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nden 2003 yılında mezun oldum. Eylül 2004'te Ondokuz Mayıs Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda doktora eğitimine başladım. 2005 yılında araştırma görevlisi kadrosuna atandım. Halen aynı anabilim dalında araştırma görevlisi olarak görev yapmaktayım. Evli ve bir erkek çocuk annesiyim. Yabancı dilim İngilizce'dir.