

ELİF HACER HOPUR KILIÇ **İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ** **UZMANLIK TEZİ** **İSTANBUL 2021**

T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
(UZMANLIK TEZİ)

**FARKLI LAZER TİPLERİ İLE YAPILAN YÜZEY
İŞLEMLERİNİN ZİRKONYA İLE GÜÇLENDİRİLMİŞ
LİTYUM SİLİKAT SERAMİKLERİN REZİN
KOMPOZİT İLE BAĞLANMA DAYANIMINA ETKİSİ**

ELİF HACER HOPUR KILIÇ

DANIŞMAN

DOÇ. DR. MELTEM ÖZDEMİR KARATAŞ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ PROGRAMI

İSTANBUL-2021

BEYAN

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



Elif Hacer Hopur Kılıç

İTHAF

Canım ailem ve eşime ithaf ediyorum.



TEŞEKKÜR

İçinde bulunduğumuz pandemi sürecindeki tüm zorluklara rağmen tez dönemimde yol gösteren, deneyim ve bilgisini bana aktaran, öğrencisi olmaktan gurur duyduğum danışman hocam **Doç. Dr. Meltem Özdemir Karataş’a**

Uzmanlık eğitimimin son senesine kadar danışmanlığı altında bulunduğum, her anlamda yol gösterip bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan, öğrencisi olmaktan gurur duyduğum hocam **Prof. Dr. Gülümser Evlioğlu’na;**

Klinik ve akademik olarak her zaman danışabildiğim, bilgileriyle bana yol gösteren **Doç. Dr. Erkan Sancaklı, Doç. Dr. Ali Balık, Prof. Dr. Bilge Gökçen Röhlig, Dr. Dt. Merve Benli, Dr. Dt. Ebru Demet Çifter, Dr. Dt. Emrah Baca, Dr. Dt. Tamer Çelakıl’a**

Uzmanlık eğitimimi güzelleştirip eğlenceli hale getiren, beraber hasta bakmaktan mutluluk duyduğum ve tüm özel anlarımda yanımda bulunan canım arkadaşlarım **Dt. Müge Yargıcı, Dt. Helin Kaya, Dt. Büşra Kayaoglu, Dt. Pelin Göçmez, Dt. Serra Okutan Dt. Duygucan Peçenek, Dt. Selin Abay, Dt. Banu Özel** ve ÇYP bölümündeki diğer tüm asistan arkadaşlarıma;

Tüm sorularımın cevabının bulunduğu ve hiçbir zaman yardımını esirgemeyen biricik **Nazlı Sarı’ya;**

Hayatım boyunca beni destekleyip sevgilerini eksik etmeyen, her zaman arkamda olduklarını bildiğim ve bugünlere gelmemi sağlayan; meslektaş olmaktan gurur duyduğum canım annem **Dt. Aynur Hopur** ve canım babam **Yunus Hopur**, beraber büyüdüğüm aynı zamanda sahip olabileceğim en iyi arkadaşlarım olan canım kardeşlerim **Dr. Ayşegül Hopur, Betül Hopur, Zehra Hopur’a;**

Hayatımın her alanında olduğu gibi tez sürecimde de yanımda duran, desteğiyle bana mutluluk veren eşim **Osman Fatih Kılıç’a** en içten teşekkürlerimi sunuyorum.

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No:36826

İÇİNDEKİLER

BEYAN.....	İİİ
İTHAF.....	İV
TEŞEKKÜR.....	V
İÇİNDEKİLER	VI
TABLolar LİSTESİ.....	X
ŞEKİLLER LİSTESİ	Xİ
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ	XİV
ÖZET	XVİİİ
ABSTRACT.....	XİX
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Dental Seramikler	4
2.2. Tam Seramik Sistemlerinin Sınıflandırılması.....	5
2.3. Üretim Tekniklerine Göre Tam Seramiklerin Sınıflandırılması	6
2.3.1. Dökülebilir Porselen Sistemleri	6
2.3.2. Refraktör Day Üzerinde Fırınlanan Porselen Sistemleri.....	7
2.3.3. Sıkıştırılabilir Porselen Sistemleri	9
2.3.4. Bilgisayar Destekli Tasarım ve Üretim Tekniği (CAD-CAM Sistemi)..	9
2.4. Zirkonyum Dioksit Seramikler	11
2.4.1. Zirkonyum Seramiklerin Kimyasal ve Mekanik Özellikleri.....	11
2.5. Bilgisayar Destekli Tasarım ve Bilgisayar Destekli Üretim (CAD/CAM) Sistemleri	14
2.5.1. Diş Hekimliğinde Bilgisayar Destekli Tasarım ve Üretim Sistemleri..	15
2.5.2. CAD/CAM Sistemlerinin Avantajları.....	15
2.5.3. CAD/CAM Sistemlerinin Dezavantajları	16
2.6. CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Seramik Materyaller	17

2.6.1. Feldspatik Seramikler	18
2.6.2. L6s6t ile G6çlendirilmiş Cam Seramikler	18
2.6.3. Lityum Disilikatla G6çlendirilmiş Cam Seramikler	19
2.6.4. Zirkonya ile G6çlendirilmiş Lityum Silikat Seramikler	19
2.6.5. Nanoseramikler	21
2.6.6. Hibrit Seramikler.....	21
2.6.7. Oksit Seramikler	22
2.6.8. Polimer CAD/CAM Blokları	23
2.6.9. Kompozitler	23
2.7. Kompozit Rezinler	23
2.7.1. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması	25
2.8. Protetik Diş Tedavisinde Lazer Sistemlerinin Kullanımı	27
2.8.1. Lazer Sistemlerinin Kullanıldığı Klinik Uygulamalar.....	27
2.8.2. Lazer Sistemlerinin Kullanıldığı Laboratuvar Aşamaları	29
2.9. Seramiklerin Rezin Kompozitler ile Bağlantısı	30
2.10. CAD/CAM Sistemleri ile Oluşturulan Restorasyonlarda G6r6len Komplikasyonlar.....	31
2.10.1. CAD/CAM Sistemleri ile Oluşturulan Restorasyonlarda G6r6len Kırık Sebepleri.....	32
2.11. Porselen Kırıklarında Uygulanan Tamir Y6ntemleri.....	35
2.11.1. Ağız Dışı Tamir Y6ntemi	35
2.11.2. Ağız İçi Tamir Y6ntemi.....	36
2.11.3. Ağız İçi Porselen Tamir Y6ntemlerinde Kullanılan Y6zey İşlemleri.....	37
2.12. Dental Materyallere Uygulanan Yapay Yaşlandırma Y6ntemleri.....	45
2.12.1. Uzun D6nem Suda Bekletme ile Yaşlandırma	45
2.12.2. Yapay T6k6r6k İçerisinde Yaşlandırma	46
2.12.3. pH D6ng6s6 ile Yaşlandırma	46
2.12.4. Mekanik Sikl6s ile Yaşlandırma	46
2.12.5. Termal Sikl6s ile Yaşlandırma.....	46

2.13. Bağlanma Dayanımının Değerlendirilmesinde Kullanılan Testler.....	47
2.13.1. Gerilim (Tensile) Testi.....	47
2.13.2. Mikrogerilim (Microtensile) Testi	47
2.13.3. Makaslama (Shear) Testi	48
2.13.4. Mikromakaslama (Microshear) Testi.....	48
2.14. Yüzeylerin İncelenmesinde Kullanılan Mikroskopik Yöntemler	49
2.14.1. Işık Mikroskobu	49
2.14.2. Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM).....	49
2.14.3. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)	49
2.14.4. Profilometre Analizi.....	50
2.14.5. Optik Profilometre Analizi.....	50
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	52
3.1. Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik Blokların Hazırlanması	54
3.2. Test Gruplarının Oluşturulması	55
3.3. Yüzey İşlemlerinin Uygulanması	56
3.3.1. Grup 1 (Konvansiyonel): %9'luk HF asit ile pürüzlendirme.....	57
3.3.2. Grup 2 Er:YAG lazer sistemi ile pürüzlendirme	58
3.3.3. Grup 3 Er:YAG lazer sistemi + HF asit ile pürüzlendirme	59
3.3.4. Grup 4 Nd:YAG lazer ile pürüzlendirme.....	59
3.3.5. Grup5 Nd:YAG lazer sistemi + HF asit ile pürüzlendirme	60
3.4. Pürüzlendirme İşlemi Sonrası Porselen Yüzeylerinin İncelenmesi	60
3.4.1. Optik Profilometre Analizi.....	60
3.4.2. SEM Analizi.....	61
3.5. Kompozit ile Tamir Yapılması	61
3.6. Yapay Yaşlandırma İşlemi.....	62
3.7. Bağlanma Dayanımının Ölçülmesi	63
3.8. Makaslama Testi Sonrası Yüzeylerin Işık Mikroskobu ile İncelenmesi ...	63
3.9. Elde Edilen Verilerin İstatiksel Analizi	64

4. BULGULAR.....	65
4.1. Optik Profilometre Analizi	65
4.2. SEM Analizi.....	69
4.3. Kırık Tiplerinin Değerlendirilmesi	75
4.4. İstatiksel Analiz Bulguları	75
4.4.1. Bağlanma dayanımı istatistiksel analizi	75
4.4.2. Ortalama yüzet pürüzlülüğü (Ra) istatistiksel analizi	77
4.4.3. Kırık tipi analizi	78
5. TARTIŞMA	79
6. SONUÇLAR.....	88
KAYNAKLAR	89
HAM VERİLER	126
ÖZGEÇMİŞ	130

TABLÖLAR LİSTESİ

Tablo 3.1 Test Grupları.....	52
Tablo 3.2 Çalışmada kullanılan materyaller	53
Tablo 3.3 Çalışmada kullanılan cihazlar.....	54
Tablo 4.1 Optik profilometre analizi sonucu elde edilen Ra değerleri	68
Tablo 4.2 Bağlanma Dayanımı Kuvveti (Shear Bond Strength, SBS) Değerleri (MPa) $p= 0,001$	75
Tablo 4.3 Tukey HSD test sonuçları (1: HF asit, 2: Er:YAG, 3: Er:YAG+HF asit, 4 :Nd:YAG, 5: Nd:YAG+HF asit).....	76
Tablo 4.4 Ortalama yüzey pürüzlülüğü (Ra) istatistiksel analizi	77
Tablo 4.5 Farklılığı oluşturan grup veya grupların tespiti için yapılan Post-Hoc testi.....	77
Tablo 4.6 Makaslama sonrası oluşan kırık tiplerinin istatistiksel analizi.....	78

ŞEKİLLER LİSTESİ

Resim 3.1 Celtra Duo CAD/CAM bloklar.....	55
Resim 3.2 Hassas Kesme Cihazı ve Elmas Disk	55
Resim 3.3 Örneklerin akriliğe gömülmesinde kullanılan silikon kalıp ve akrilik rezine gömülmüş örnek.....	56
Resim 3.4 Zımparalama ve Polisaj Cihazı.....	56
Resim 3.5 Hidroflorik asit jel ve uygulama ucu	57
Resim 3.6 Bonding ajanı.....	57
Resim 3.7 Silan ajanı ve uygulama ucu	58
Resim 3.8 (Sırayla) Er:YAG Lazer uygulama parametreleri, Lazer Cihazı (Fotona Fidelis Plus 3)	58
Resim 3.9 Nd:YAG lazer uygulaması parametreleri ve fiber optik uç.....	59
Resim 3.10 Optik Profilometre Cihazı	60
Resim 3.11 Tamir Kiti (Ultradent), Teflon kalıp, Kompozit rezin.....	62
Resim 3.12 Termal Siklüs Cihazı	62
Resim 3.13 Universal Test Cihazı ve Kuvvet Uygulama Ucu	63
Resim 4.1 Yüzey işlemi yapılmamış seramik yüzeyine ait optik profilometre görüntüsü	65
Resim 4.2 HF asit ile yüzey pürüzlendirme yapılmış seramik yüzeyine ait optik profilometre görüntüsü	66
Resim 4.3 Er:YAG lazer sistemi ile pürüzlendirilmiş seramik yüzeyine ait optik profilometre görüntüsü	66
Resim 4.4 Er:YAG lazer sistemi ve HF asit ile pürüzlendirilmiş seramik yüzeyine ait optik profilometre görüntüsü	67
Resim 4.5 Nd:YAG lazer sistemi ile pürüzlendirilmiş seramik yüzeyine ait optik profilometre görüntüsü	67

Resim 4.6 Nd:YAG lazer sistemi ve HF asit ile yüzey pürüzlendirme yapılmış seramik yüzeyine ait optik profilometre görüntüsü	68
Resim 4.7 Grup1 HF asit ile pürüzlendirilen örnek yüzeyinin 500x SEM görüntüsü	70
Resim 4.8 Grup1 HF asit ile pürüzlendirilmiş örnek yüzeyinin 1000x SEM görüntüsü	70
Resim 4.9 Grup1 HF asit ile pürüzlendirilmiş örnek yüzeyinin 2000x SEM görüntüsü	71
Resim 4.10 Grup2 Er:YAG lazer sistemi ile pürüzlendirilmiş örnek yüzeyinin 500x SEM görüntüsü	71
Resim 4.11 Grup2 Er:YAG lazer sistemi ile pürüzlendirilmiş örnek yüzeyinin 1000x SEM görüntüsü	71
Resim 4.12 Grup2 Er:YAG lazer sistemi ile pürüzlendirilmiş örnek yüzeyinin SEM 2000x görüntüsü	71
Resim 4.13 Grup3 Er:YAG lazer sistemi + HF asit ile pürüzlendirilmiş örnek yüzeyinin 500x SEM görüntüsü	72
Resim 4.14 Grup3 Er:YAG lazer sistemi + HF asit ile pürüzlendirilmiş örnek yüzeyinin SEM 1000x görüntüsü	72
Resim 4.15 Grup3 Er:YAG lazer sistemi + HF asit ile pürüzlendirilmiş örnek yüzeyinin SEM 2000x görüntüsü	72
Resim 4.16 Grup4 Nd:YAG lazer sistemi ile pürüzlendirilmiş örnek yüzeyinin 500x SEM görüntüsü	73
Resim 4.17 Grup4 Nd:YAG lazer sistemi ile pürüzlendirilmiş örnek yüzeyinin 1000x SEM görüntüsü	73
Resim 4.18 Grup4 Nd:YAG lazer sistemi ile pürüzlendirilmiş örnek yüzeyinin 2000x SEM görüntüsü	73
Resim 4.19 Grup5 Nd:YAG lazer sistemi + HF asit ile pürüzlendirilmiş örnek yüzeyinin 500x SEM görüntüsü	74

Resim 4.20 Nd:YAG lazer sistemi + HF asit ile pürüzlendirilmiş örnek yüzeyinin 1000x SEM görüntüsü 74

Resim 4.21 Grup5 Nd:YAG lazer sistemi + HF asit ile pürüzlendirilmiş örnek yüzeyinin 2000x SEM görüntüsü 74



SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

KISALTMALAR	AÇIKLAMA
CAD/CAM	Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing
CEREC	Ceramic Reconstruction
Cicero	Computer Integrated Ceramic Reconstruction
DLMS	Direkt metal lazer sinterleme
HF asit	Hidroflorik asit
HIP	Hot Isostatic Pressing
Lazer	Stimüle edilmiş radyasyon yayılımı ile ışık güçlendirmesi
LED	Light-emitting diode
LO	Low opacity (düşük opasite)
Max	Maksimum
Min	Minimum
MO	Medium opacity (orta opasite)
Non-HIP	Nonisostatic Pressing
PTT	Phase Transformation Toughning (Transformasyon Doygunluğu)
SBS	Shear Bond Strength (Bağlanma Dayanımı Kuvveti)
SLS	Seçici lazer sinterleme
SMS	Seçici lazer eritme
Std:Dev.	Standart sapma
Y-TZP	İtrium ile stabilize zirkonya polikristalleri
ZLS	Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik
FEM	Sonlu elemanlar analizi

SEMBOLLER**AÇIKLAMA** $(K_2O)(Al_2O_3)(SiO_2)_6$

Feldspar potasyum alümina silikat

 μm

Mikrometre

 $(Na_2O)(Al_2O_3)(SiO_2)_6$

Sodyum alümina silikat

 $^{\circ}C$

Santigrat derece

 μm

Mikrometre

3-MPTS

3-metakriloksipropil-trimetoksisilan

 Al_2O_3

Alüminyum oksit

APF

Asitlendirilmiş fosfat florür

BisGMA

Bisfenol glisil metakrilat

 CaO

Kalsiyum oksit

 CeO_2

Seryum oksit

 cm^2

Santimetrekare

 cm^3

Santimetre küp

 CO_2

Karbondioksit

Er,Cr:YSGG

Erbiyum, kromyum: yitriyum skandiyum

galyum garnet lazer

Er:YAG

Erbiyum doped: galyum garnet lazer

g

Gram

GPa

Gigapaskal

kPa

Kilopaskal

Laser

Light amplification stimulated emission

radiation

 $Li_2Si_2O_3$

Lityum metasilikat

MDP	10-metakriloiloksidezil dihidrojen fosfat
$MgAl_2O_4$	Magnezyum aluminat
MgO	Magnezyum oksit
mm	Milimetre
MPa	Megapaskal
Nd:YAG	Neodmiyum: yitriyum alüminyum garnet lazer
nm	Nanometre
$R'-Si(OR)_3$	Silan
SiOH	Silanol
SLM	Seçici lazer eritme
sn	Saniye
TEDGMA	Trietilen glikol dimetakrilat
UDMA	Üretan dimetakrilat
Y_2O_3	İtriyum oksit
Zr	Zirkonyum
ZrO^{+2}	Zirkonil tuzu
ZrO^2	Zirkonyum oksit
ZrO_2	Zirkonyum oksit
ZrO_3	Zirkonat
PENTA	dipentaeritritol penta-akrilat fosfat
ZrO_xF_y	Zirkonyum oksiflorür
W	Watt
Ra	Ortalama yüzey pürüzlülüğü
Rpm	devir/dakika
Hz	Hertz
Ms	Milisaniye

mJ	Milijoule
dk	Dakika
N	Newton
F	Kuvet
MPa	Megapaskal
mm ²	Milimetrekare
mA	Miliamper
mbar	Milibar



ÖZET

Hopur Kılıç Elif Hacer. Farklı Lazer Tipleri ile Yapılan Yüzey İşlemlerinin Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat Seramiklerin Rezin Kompozit ile Bağlanma Dayanımının Değerlendirilmesi İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi AD. Uzmanlık Tezi. İstanbul 2021.

Anahtar Kelimeler : Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik, porselen tamiri, yüzey işlemleri, bağlanma dayanımı, lazer

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 36826

Bu çalışmanın amacı farklı lazer tipleri ile yapılan yüzey işlemlerinin zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramiklerin kompozit rezin ile bağlanma dayanımına etkisini incelemektir. Test materyalleri yüzey işlemlerine göre beş gruba ayrılmıştır (n=10). Test gruplarına sırayla; Grup1= HF asit, Grup2= Er:YAG lazer, Grup 3= Er:YAG lazer+HF asit, grup 4= Nd:YAG lazer, Grup 5= Nd:YAG lazer+HF asit yüzey pürüzlendirme işlemleri uygulanmıştır. Yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek için optik profilometre ve SEM analizleri yapılmıştır. Ardından her gruba silan, bonding ajanı ve ardından tabakalama tekniği ile 3mm çapında 4mm yüksekliğinde kompozit rezin uygulanmıştır. Örnekler, termalsiklüs uygulamasının ardından makaslama testine tabi tutulduktan sonra yüzeyleri ışık ile incelenip kırık tiplerine göre sınıflandırılmıştır. Sonuç olarak, makaslama testi sonrası elde edilen verilerde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur. En yüksek SBS değeri Grup3'te en düşük Grup4'te bulunmuştur. En yüksek yüzey pürüzlülüğü ise Grup3'te görülmüştür.

ABSTRACT

Hopur Kilic, Elif Hacer. (2021). Evaluation of The Effects of Surface Roughening Processes Performed with Different Laser Types on The Shear Bond Strength between Zirconia Reinforced Lithium Silicate Ceramics and Resin Composite. Istanbul University Faculty of Dentistry Department of Prosthodontics. Istanbul. 2021

The purpose of this study is to examine the effects of surface roughening processes performed with different laser types on shear bonding strength of zirconium reinforced lithium silicate glass ceramics with composite resin. We divide the test materials into five groups according to surface treatments (n = 10). We apply HF acid, Er: YAG laser, Er: YAG laser + HF acid, Nd: YAG laser, Nd: YAG laser + HF acid surface roughening techniques to groups 1,2,3,4, and 5 respectively. To evaluate the surface roughnesses, we perform optical profilometer and SEM analyzes. Afterward, to each group, we apply silane, bonding agent, and composite resin of 3mm diameter and 4mm height with the layering technique. Than we subject the samples to thermal cycle application and shear bonding test in that given order, we examine their surfaces with a light microscope and classify the samples according to their fracture types. As a result of these experiments, we discover a statistically significant difference among groups related to the shear bonding strength (SBS). The highest SBS value detected is in Group 3 and the lowest in Group 4. The highest surface roughness was seen in Group 3.

Key Words: Zirconia reinforced lithium silicate glass ceramic, porcelain repair, surface treatment, bond strength, laser

The present work was supported by the Research Fund of Istanbul University. Project No. 36826

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Son yıllarda tek seansta yüksek kalite ve doğal görünümünde üretilen restorasyonlara olan talebin artması, yeni restoratif materyaller ve teknolojilere yönelimi zorunlu hale getirmiştir [1]. CAD/CAM sistemlerinin diş hekimliğinde kullanılması hem klinik pratiğinde büyük kolaylıklar sağlamıştır hem de yeni materyaller gelişmesine fırsat sunmuştur. Bu sistemlerde metal alaşımlar, geçici kompozit materyalleri, titanyum alaşımlarının yanı sıra birçok türde tam seramik materyali de üretilmektedir. Yüksek estetik özellikli restorasyonlar artık bilgisayar destekli tasarım ve üretim teknolojileri (CAD/CAM) ile çok kısa bir sürede üretilmektedir [2],[3].

Günümüzde krun-köprü restorasyonlarında çeşitli materyaller kullanılmaktadır. Yapılan çalışmalar sonucu bu materyallerin estetik ve mekanik özellikleri geliştirilerek ideal restoratif materyal elde edilmeye çalışılmaktadır [2]. Bu amaçla estetik özellikleri ile ön plana çıkan cam seramiklere lityum silikat kristalleri eklenerek dayanıklılığın artırılması sağlanmıştır[4]. Daha sonra yapılan çalışmalar sonucu zirkonya ve cam seramiklerin avantajlarını birleştirmek amacıyla lityum silikat seramiklere ağırlıkça %10 oranında zirkonyum oksit (ZrO_2) eklenmiştir[4]

Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikatbloklarda 0.5-0.7 μm büyüklüğünde ekstra ince lityum silikat kristellerinden oluşan bir cam matrikse sahiptir. Zirkonya tamamen cam matriks içerisinde çözünmektedir[5], [6]. Cam faz içerisinde homojen bir şekilde dağıtılarak zirkonyum dioksitin kristalizasyonun önüne geçilmiştir. Böylelikle zirkonyum dioksitin opak görüntüsünün önüne geçilmiş ve yüksek bir translusensi elde edilmiştir[7], [8].

Moleküler düzeyde çözünen zirkonyum dioksit materyalin mekanik özelliğini arttırarak daha kolay aşındırma ve cilalanabilme özelliği kazandırır. Aynı zamanda bu homojenite ekstra ince monolitik restorasyonların yapılmasına olanak vermektedir[8], [9],[7]. Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik (ZLS) blokların mekanik özellikleri lityum disilikat cam seramiklerle karşılaştırılabilecek kadar iyidir ve endikasyonları benzerdir[3].

Ancak porselen materyalinin sağlam yapısına rağmen, bazı nedenlerden dolayı tam ve metal destekli porselen restorasyonlardaki porselen materyalinde kırıklar

oluşabilmektedir[10]. Porselen materyalinin kırıldığı sabit protetik restorasyonlarda tamir işlemleri ağız dışı ve ağız içi tamir işlemleri olmak üzere iki şekilde gerçekleştirilebilmektedir. Geleneksel tamir yöntemi olan ağız dışı tamirde restorasyonun çıkartılıp teknisyene gönderilmesi ve başka bir seansta tekrar simante edilmesi şeklindedir. Ağız dışı tamir yönteminde restorasyon çıkartılırken çevre diş ve destek dokuda meydana gelebilecek zararlara, restorasyonun tekrar fırınlanması sırasında meydana gelebilecek kırılmalara ve porselenin yenilenmesi durumunda hem zaman hem de maliyet artışına neden olan bir yöntemdir [10],[12].

Ağız içi porselen tamiri genellikle geçici bir tedavi yöntemi olarak düşünülse de kırılmış restorasyonun çıkarılmasına ve yeniden yapılmasına alternatif olmasının yanı sıra, riski düşük veya yan etkisi olmayan etkili ve hızlı bir tedavi seçeneğidir. Bu yöntemle klinik başarının elde edilmesinde kırık yüzeyin hazırlanması, tutuculuğun sağlanması, renk uyumunun ve konturların sağlanması en önemli faktörlerdendir[10].

Kırık parça mevcut değilse ortaya çıkan madde kaybı ışıkla sertleşen uygun renkteki kompozit rezin materyali ile tamir edilebilir [13]. Bu yöntem kırılan bölgedeki materyale göre çeşitli yüzey işlemleri yapıldıktan sonra kompozit rezin uygulanması esasına dayanmaktadır[13]. Ağız içi tamir sistemlerinde, kompozit rezinin porselene bağlanması için kullanılan asit uygulama işlemi son yıllarda oldukça popüler hale gelmiştir. Bu sistemlerin en büyük avantajı tek seansta uygulanabilir olmasıdır. Ayrıca hata durumunda karmaşık laboratuvar işlemleri gerekmeksizin restorasyon tekrar asitlenebilir[10], [14]

Porselenin tamirinde kullanılan kompozit rezin ile tutuculuğunun sağlanmasında mekanik tutuculuğun arttırılması açısından porselene yüzey işlemleri uygulanması gerekmektedir. Hidroflorik (HF) asit jel ile yüzey pürüzlendirme işlemi bunlardan en sık uygulanan yöntemdir. Bu yöntem uygulanmasının kolay olması ve etkili bir pürüzlendirme sağlanması nedeniyle tercih edilmektedir. Bununla birlikte tamirde kullanılan HF asitin tehlikeli özellikleri nedeniyle ağız içi kullanımı tartışmalıdır. Çok küçük miktarı bile doku yanıklarına sebep olabilmektedir. Bu nedenle klinisyenlerin HF asit uygulamasında rubber dam kullanmaları önerilmektedir[13]. Operatör cilt ve göz hasarlarından korunmalı ve kalan HF asiti simantasyondan önce ultrasonik temizleyici ile tamamen ortamdan uzaklaştırmalıdır[15]. Bu sınırlamalar göz önüne alındığında, pürüzlendirme işleminde daha doku dostu tekniklere ihtiyaç vardır. Yüzey modifikasyonu

için nispeten güvenli ve kolay lazer ışınlama yöntemleri önerilmiştir[16], [17]. Çalışmalarda neodim: itriyum alüminyum garnet (ND:YAG), Erbiyum (Er) YAG, erbiyum, krom: itriyum, skandiyum, galyum, granat (Er,Cr,YSGG) ve karbondioksit lazerler kullanılmıştır [18],[19],[20], [21]

Çalışmamızda zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikatCAD/CAM blokların pürüzlendirilmesinde HF asit ile beraber Er:YAG ve Nd:YAG lazer sistemleri ve bu sistemlerin HF asit ile kombinasyonları kullanılmıştır. Böylelikle lazer sistemleri ile pürüzlendirme yönteminin, en etkili yüzey pürüzlendirme yöntemi olarak kabul edilen HF asit ile pürüzlendirme yöntemine alternatif olup olamayacağı veya HF asitin etkinliğini arttırıp attıramayacağının tespit edilmesi hedeflenmiştir.



2. GENEL BİLGİLER

Seramik Yunanca'da topraktan yapılma anlamına gelen 'keramos' sözcüğünden köken alarak günümüzde yapısı değiştirilerek kullanılmakta olan ilk inorganik cam fazlı kristalin yapısında materyaldir[22] ,[23]. Porselen ilk olarak M.S. 1000 yıllarında Çin'de kullanılmaya başlamıştır. Avrupalıların seramiğin formülünü elde etmeleri sonrasında ise seramik üzerinde çalışmalar yapılmaya başlanmıştır[24]

İnorganik ametaller genel olarak 'seramik' olarak adlandırılmaktadır. Porselenler ise birbirleri içinde çözünmeyen elementlerin düşük ısıda eriyerek şekillendiği seramik materyalidir [25],[23].

2.1. Dental Seramikler

Diş hekimliğinde porselen terimi dental seramik olarak da kullanılmaktadır. Dental porselenler %3-5 kaolin, %12-22 kuartz (silika) ve %75-85 oranında feldspar içerir. Porselene opaklık verip hamur haline gelebilmesini sağlayan kaolin; hidratlı alümina silikattır[25]. Kuartz(silika) porselen kitlesine stabilite ve dayanım kazandırır. Porselen tozlarına katılan metal ve metal oksit pigmentleri ise doğal dişlerde olabilecek çeşitli renk özelliklerini taklit edebilmek için eklenir[23]. Feldspar potasyum alümina silikat $(K_2O)(Al_2O_3)(SiO_2)_6$ ve sodyum alümina silikat $[(Na_2O)(Al_2O_3)(SiO_2)_6]$ karışımıdır seramiğe translusentlik verir ve ana yapıyı oluşturur. Aynı zamanda birleştirici özelliğe sahiptir ve fırınlama sırasında eriyerek kuartz ve kaolini sarıp yapının bütünlüğünü sağlar. Fırınlama işlemi sırasında restorasyonu korur [26].

1886 yılında feldspatik porselenin platin yaprak üzerine işlenmesi ile beraber porselen sabit protetik restorasyonlarda kullanılmaya başlanmıştır. Bu tekniği kullanan Land jaket kron sisteminin patentini almıştır [23], [27]. Porselenin estetik görünümüne rağmen dayanıklılığının az olması sebebiyle 1950'lere kadar sabit restorasyonlarda tercih edilmemiştir. 1950'lerde materyale lösit eklenerek altın alaşımlarla daha iyi bir bağlantı oluşturması sağlanmıştır[28],[29]. Sonrasında 1958'de vakumlu fırınlamayı geliştiren Vines ve arkadaşları porselenin estetik diş hekimliğinde sıklıkla kullanılmasına öncülük etmişlerdir[30].

2.2. Tam Seramik Sistemlerinin Sınıflandırılması

Tam seramik sistemler; ışık geçirgenliği ve renkte derinliğin sağlanması, biyoyumluluk, plak oluşumunun engellenmesi, doğal dişe yakın ısıl genleşme katsayısı ve ısı iletkenliği gibi avantajlara sahip olmasının yanı sıra metal altyapılı sabit protetik restorasyonlardaki düşük ışık geçirgenliği, korozyon oluşumu ve ekstra bir katmana ihtiyaç duyulduğu için kalınlığın artması gibi dezavantajları elimine etmesinden dolayı diş hekimliğinde kullanımı yaygınlaşmıştır[31], [32].

Aynı zamanda cam matriks içindeki kristalin mineralinden oluşan seramiklerde kırılma direnci düşüktür, makaslama ve çekme kuvvetlerine karşı dayanıksızdırlar[33],[34]. Bu nedenle son zamanlarda yapılan çalışmalarda dental seramiklerin mikro yapısının güçlendirilmesine odaklanılmıştır.

Kullanım alanları, içerikleri, üretim teknikleri, fırınlama dereceleri, mikro yapıları ve kırılma dayanımları gibi birden fazla başlık altında dental seramikler sınıflandırılabilir. [35],[36],[37] Seramikler ve seramik benzeri restoratif maddeler yapılarına göre 3 gruba ayrılmaktadır [37] ;

1- Cam-matriks seramikler

- Feldspatik seramikler
- Sentetik seramikler
- Cam infiltre seramikler

2- Polikristalin seramikler

- Alümina seramikler
- Stabilize zirkonya seramikler
- Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina seramikler
- Alümina ile güçlendirilmiş zirkonya seramikler

3- Rezin matriks seramikler

- Rezin matrikse ilave cam seramikler
- Rezin matrikse ilave zirkonya-silika seramikler

Seramiğin fazı ya da kimyasal bileşiminde bulunan fazları gibi kriterlere göre seramik malzemeler ayırt edilebilir. Tam seramikler, cam matriks fazının mevcut olmasına (cam-

matriks seramikler) ya da olmamasına (polikristalin seramikler) veya malzemenin yüksek oranda seramik parçacıklarla doldurulmuş organik bir matriks (resin-matriks seramikler) içerip içermediğine göre sınıflandırılır [37].

2.3. Üretim Tekniklerine Göre Tam Seramiklerin Sınıflandırılması

Üretim tekniklerine göre tam seramikleri;

- Dökülebilir porselen sistemleri
- Refraktör day üzerinde fırınlanan porselen sistemleri
- Sıkıştırılabilir porselen sistemleri
- Bilgisayar destekli tasarım ve üretim tekniği (CAD-CAM Sistemi) olarak dört alt grupta inceleyebiliriz.

2.3.1. Dökülebilir Porselen Sistemleri

- Dicor (Dentsply, A.B.D.)
- Cerapearl (Kyocera, A.B.D)

Dökülebilir cam porselenin kullanım alanı tek üyeli kronlardır ve restorasyon yapısını güçlendirmek için içerisine alüminyum oksit (Al_2O_3) ve zirkonyum oksit (ZrO_2) eklenerek dayanıklılık sağlanmıştır [38]. Bükülme dayanımı 135-152 Mpa'dır [39]. Kırılma tokluğu $1.31 \pm 0.12 \text{ MPa m}^{1/2}$ 'dir[40]. Dicor kuronların başarısızlık oranı %35 olarak açıklanmıştır[41]. Döküm esnasında porözite oluşması nedeni ile başarısızlık meydana gelmektedir[42]. Yüksek stres gelen bölgelerde Dicor'un kırılma riski daha fazladır[43].

Doğal diş yapısını taklit eden en ideal restoratif materyalin sentetik hidroksi apatitin olacağı düşüncesiyle Cerapearl (Kyocera, San Diego, Calif.) geliştirilmiştir. Yoğunluğu, termal iletkenliği ve ışık kırma yüzdesi doğal mineye benzer bulunmuştur[44],[45].

2.3.2. Refraktör Day Üzerinde Fırınlanan Porselen Sistemleri

- Cerestore\ Alceram (Innotek Dental Corp., A.B.D)
- Mirage (Myron Int, Inc. Kansas City, Kan.)
- Optec (Jeneric, Pentron Inc., A.B.D)
- Hi-Ceram (Vita-Zahnfabrik, Almanya)
- In-Ceram Alumina (Vita-Zahnfabrik, Almanya)
- In-Ceram Spinel (Vita-Zahnfabrik, Almanya)
- In-Ceram Zirkonya (Vita-Zahnfabrik, Almanya)

Mc Lean ve Sced 1976 yılında çift folyo ‘twin foil’ tekniğini geliştirmişlerdir. Bu teknikte alçı model üzerine iki kat platin yaprak adapte edilmektedir. Üstteki tabaka kalay ile kaplanır alttaki tabaka ise çatlak ilerlemesini durdurarak porselenin güçlenmesini sağlar[46]. Fakat bu teknik kronun iç yüzeyinde gri renklenmeye sebep olduğu için estetik olarak avantajlı görülmemiştir[47].

Platin yaprak tekniğinde istenilen başarı elde edilemediği için daha sonra Southan ve Jorgensen refraktör day modelini geliştirmiştir. Rövetman benzeri bir malzeme olan refraktör day kullanılmaktadır. Silikon ile dublike edilen alçı model fırınlanabilir ve ısıya dayanıklı dayanıklı bir hale gelir bu sayede porselenin fırına taşınması için platin yaprak gerekmez. Refraktör day üzerine kor materyali direkt olarak şekillendirilir ve fırınlanır [45].

Cerestore (Ceramco Inc., Johnson & Johnson Co., E. Windsor, N.J.) porselenin fırınlama büzülmesini önlemek amacıyla ‘shrink free (büzülmeyen)’ ifadesiyle piyasaya sürülmüştür. Materyal içeriği ağırlıkça %65 alumina ve %45 alüminöz porselenden oluşmaktadır. Aluminanın bir kısmı fırınlama esnasında kristalin yapıyı oluşturur. %20 oranında alumina ise magnezyum oksit ile kimyasal olarak reaksiyona girerek alumina spinel kristallerinin oluşturur ve böylelikle fırınlama esnasındaki büzülmeyi önleyen hacim artışı gerçekleşir [48], [49].

Zirkonyum oksit kristalleriyle güçlendirilen kor porselen olan Mirage (Myron Int, Inc. Kansas City, Kan.) 70MPa bükülme dayanımına, $1.18\text{MPa m}^{1/2}$ kırılma dayanımına

sahiptir[50]. Sonrasında mirage 2 sistemi geliştirmiştir ve bu sistemde materyalin sertliği arttırılarak çatlak ilerleme mekanizması azaltılmıştır [51].

Optec HSP (Jeneric/Pentron); geleneksel feldspatik seramiklere göre dayanımının arttırılması için materyal lösit kristelleri ile güçlendirilmiştir. Platin yaprak ve ya ısıya dayanıklı refraktr day üzerinde kullanılabilen bir sistemdir. Feldspatik porselene göre daha dirençli olmasına rağmen kor içeren porselenlere göre daha dayanıksızdır. Yarı şeffaf grnmestetik olarak dezavtaj sağlamaktadır[38],[48].

Hi-Ceram, alümina seramiğin fosfat bağlı rvetman üzerinde platin yaprak kullanmadan fırınlaması sonucu elde edilmiştir. Geleneksel alümina kor yapısına göre daha fazla alümina içermektedir. Geleneksel seramiklere göre %25 daha serttir ve bükülme dayanımı 155 MPa’dır[52],[53].

In-Ceram Alumina (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany), Al_2O_3 ağına cam infiltrasyonu sonucu elde edilmektedirler. Bu sayede dayanımları arttırılmıştır.  üyeli köprü ve kron restorasyonların yapımında kullanılabilmektedirler. Yarı opak oldukları için estetik endikasyonları sınırlıdır[45],[54].

In-Ceram Alümina (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany), 1989 yılında geliştirilmiştir ve slip-casting tekniğiyle üretilen bir cam infiltre materyaldir ve yoğun bir hamur haline getirilmiş Al_2O_3 refraktr day üzerinde sinterize edilir. Alümina partiküllerinden poröz bir iskelet oluşur; oluşan bu porziteyi azaltmak ve sağlamlığı arttırmak için ilave bir fırınlama işlemi gerçekleştirilir. Opak olması en büyük dezavantajıdır[45].

In-Ceram Spinell (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany), 1994 yılında geliştirilmiştir. Sentetik olarak üretilmiş magnezyum aluminat ($MgAl_2O_4$) poröz kor üzerine cam infiltre edilir ve In-Ceram Zirconia, seramiğin güçlendirilmesi amacıyla içeriğe yarı stabilize zirkonyum oksitin ilave edildiği bir In-Ceram Alümina Modifikasyonudur [35],[45].

In-Ceram Zirkonya (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany); alumina yapısına bükülme dayanımını arttırmak için %35 oranında zirkonyum eklenmiştir. Transformasyon doygunluğu sayesinde çatlak ilerlemesi azaltılarak materyal daha dirençli hale gelmiştir. Bükülme dayanımı 513-647 MPa aralığında olduğu için posterior bölgede güvenlikle kullanılabilmektedir[55]–[57].

2.3.3. Sıkıştırılabilir Porselen Sistemleri

- IPS Empress (Ivoclar, Schaan, İsviçre)
- IPS Empres II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

Lösit kristalleriyle güçlendirilmiş bir feldspatik porselen çeşidi olan IPS Empress, cam yapı eritilerek lösit ile güçlendirilmiş porselen çekirdekleri elde edilmesinden oluşur. Isıl işlem den sonra kontrollü bir kristalizasyon için öğütülür. Stabilize edici kimyasal katkı maddeleri, floresans birleşikleri öğütülmüş toz halindeki materyale eklenir ve tabletler şekilde preslenip ısıl işleme tabi tutularak hazırlanır. Model üzerinde hazırlanan mum modelaj özel rövatmanına alınır. Mum atımından sonra elde edilen boşluğa IPS Empress tabletler vakum ve ısı altında preslenir. Klasik porselen sisteminde fırınlama sırasında gerçekleşen büzülme bu sistemde görülmez. Cam ile uyumlu genleşme katsayısına sahip rövatman ile soğuma esnasındaki büzülme önlenir[45],[34].

Yüksek ışık geçirgenliği lösit kristalleri ile elde edilir bu sayede estetik özellikli kronlar elde edilebilir. Bükülme direnci düşük olduğu için yalnızca anterior tek kuron, lamine, inlay ve onlay restorasyonlarında kullanılabilir. Tek başına veya veneer porseleni ile kaplanarak kullanılabilir. Boyama tekniği veya tabakalama tekniği (elde edilen restorasyonda dentin ve mine porseleni için aşındırma yapılıır üzerine dentin ve mine porseleni işlenir) ile bitirilebilir[44], [45].

IPS Empress II; laboratuvar tekniği IPS Empress gibidir fakat bitimi yalnızca tabakalama tekniği ile yapılabilir. IPS Empress II lityum disilikat kristalleri dışında düşük oranda 0.1-0.3µm boyutunda lityum ortofosfat kristalleri de içerir[45]. Anterior bölgede 3 üyeli köprülerde ve anterior posterior tek kuronlarda kullanılabilir[58].

2.3.4. Bilgisayar Destekli Tasarım ve Üretim Tekniği (CAD-CAM Sistemi)

Bilgisayar destekli freze sistemi ile önceden elde edilen blokların freze edilmesine dayanan bir sistemdir. Elde edilen veriler bilgisayara yüklenir ve tasarımları (CAD) yapılarak (CAM) üretime geçilir. [59]

- Procera AllCeram (Nobel Biocare, İsveç)

- Cerec (Siemens, Almanya)
- Lava (3M ESPE, St. Paul, Minn)
- Cercon (Dentsply Ceramco, York Pa)
- Cicero (Computer Integrated Ceramic Reconstruction)
- Duret

Alt yapıda titanyumu kullanabilmek amacıyla Procera sistemi geliştirilmiştir. CAM modüllerinden biri İsveç'te biri ABD'dir. Tarayıcı ve CAD modülü laboratuvarında bulunur. Tasarım yapıldıktan sonra üretim için merkez laboratuvara transfer edilir. Merkez laboratuvarında alt yapı üzerine sistem ile uyumlu feldspatik porselen işlenerek restorasyon bitirilir [60],[61].

İlk CAD-CAM sistemi CEREC 'CEramic REConstruction' sistemidir [46]. Sistem kendini sürekli yenilemekte ve işlenen bloklar farklılaşmaktadır. Cerec 1 Vitablocs, Mark I feldspatik seramik blokları işlenmektedir, 1991 yılından itibaren de mekanik olarak güçlendirilmiş Cerec 2 ile Vitablocs Mark II(Vita) bloklarında inley, onley, vener kuron yapılmaktadır. Cerec 3 ile uyumlu ağız içi kamerası ile ölçü alındıktan sonra mekanik özellikleri arttırılmış çeşitli bloklarla üretim yapılabilmektedir[60],[62]. Model tarama modülünde lazer ile taranır ve özel yazılım programı ile uygun alt yapı tasarımı elde edilir. 3 boyutlu dizaynı elde edilen alt yapı, önceden sinterlenmiş bloklar kullanılarak kazıma modülünde üretilir[63].

Lava (3M ESPE, St. Paul, Minn) sisteminde kırılma direnci yüksek ve elastik modülü düşük olan Y-TZP altyapı blokları kullanılmaktadır. Daylar kronlar için 5 dakika, üz üyeli köprüleri için 12 dakika süreyle taranır ve CAD programı ile presintered bloklardan orijinal boyutuna göre daha büyük alt yapılar kazınır [45],[64]. Özel fırınlarda kazıma işlemi bittikten sonra 8 saat boyunca sinterleme işlemi gerçekleşir [65],[66].

Sinterlenmemiş zirkonyum oksit kullanılan CERCON Sisteminde Y-TZP kristalinden oluşan 12 mm, 30 mm, 38 mm ve 47 mm'lik bloklar kullanılmaktadır (Cercon Base Blank), bu bloklar beyaz ve renkli olmak üzere iki çeşittir. Önce kaba daha sonra hassas aşındırma işlemi yapılan yarı sinterlenmiş zirkonyum blok aşındırma ünitesinde freze edilir. Sinterleme işlemi sonrası büzülme olduğu için aşındırılan blok olması gereken hacimden %30 daha büyük hazırlanır. Elde edilen alt yapı üzerine

sistemin özel bloğu olan Cercon Ceram-S porselen tozu tabakalama tekniği ile üst yapı hazırlanır [67].

Cicero (Computer Integrated Ceramic Reconstruction) sistemi, optik tarama, seramik sintering ve CAM modülü içeriklerinden oluşmaktadır. Çalışma evreleri, model hazırlama, optik tarama, dizayn, sinterleme işlemi, sentrik okluzyon düzenlenmesi, artikülasyon ayarı, katmanların hazırlanması ve bilgisayar destekli yapım aşaması olarak özetlenebilir [45].

En pahalı CAD/CAM sistemi olan Duret Sistemi 3 ünitte oluşur; bilgi aktarımını sağlayan kamera, dizaynı için CAD modülü ve şekillendirme modülü. Okluzyondayken dişlerin kaydı alınır. Kullanımı zor olan bir sistemdir fakat yüksek hassasiyette kuron inlay ve sabit protetik restorasyonlar üretilebilmektedir [45],[68].

2.4. Zirkonyum Dioksit Seramikler

Zirkonyum, sembolü ‘Zr’ olan periyodik cetvelin 5. periyodunda 4b grubunda yer alan geçiş metal elementidir [69],[70]. Zirkonyum elementi doğada saf halde bulunmaz. Farklı bileşikler halinde bulunabilir bunlar; zirkonat (ZrO_3), zirkonil tuzu (ZrO^{+2}) ve zirkonyum oksittir (ZrO_2)[71]. Zirkonyum hava ile temas ettiğinde yüzeyinde oksit tabakası oluşur ve böylelikle korozyona daha dirençli hale gelir. Zirkonyum elementinin yaptığı bileşikler zirkonyum silikat (Zirkon, $ZrSiO_4$) ve zirkonyum oksittir (ZrO_2). Zirkonyumun silikatın diğer adı “zirkonya, zirkonyum dioksit ve baddeleyit”tir[56],[72].

2.4.1. Zirkonyum Seramiklerin Kimyasal ve Mekanik Özellikleri

Yapılan çalışmalar sonucu zirkonyanın bükülme direnci ortalama 900-1200 MPa, kırılma dayanıklılığı ise 7-10 MP olarak bulunmuştur. Zirkonyum oksitin yüksek mekanik özellikleri tetragonal-monoklinik faz transformasyonuna bağlıdır[56]. Zirkonyum dioksit 1170°C’ye kadar monoklinik fazdadır, 1170-2370°C arasında tetragonal faza geçer, bu sıcaklığın üzerine çıktığında ise kübik faza geçer [56],[70], [73].

Fırınlama sıcaklığında zirkonya tetragonalken oda sıcaklığında monoklinik faza dönüşür. Bu dönüşüme ‘transformasyon doygunluğu’ (phase transformation toughening,

PTT) denir. Bu faz değişimi sırasında %3-5'lik hacim artışı gerçekleşir. Bu hacim artışı yapıdaki mekanik dayanımına olumlu etkide bulunan baskı gerilimleri oluşturur ancak bu dnüşüm kontrollü olmalıdır, aksi takdirde ileri derecede kırıklara neden olabilir. Maksimum monoklinik faz oranı %25'i aşmamalıdır [72],[74],[75].

Bu sebeple oda sıcaklığındaki zirkonyanın tetragonal fazda stabilize edilmesi amaçlanmıştır[76]. Oda sıcaklığındaki zirkoyayı tetragonal fazda sabitleyebilmek için materyale kalsiyum, magnezyum, alüminyum itriyum veya seryum gibi metal oksitler ilave edilmektedir [56],[73]. Yttrium oksit, zirkonyayı oda sıcaklığında, tetragonal fazda stabil hale getirir ve parsiyel stabilize zirkonyayı oluşturur[56],[70],[77],[78].

Oda sıcaklığında tetragonal fazda stabilize edilse de zirkonyum metastabil özelliğe sahiptir. Tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümü sağlayacak özellik zirkonyumda mevcuttur. Kumlama, aşındırma ve ısıl yaşlandırmada monoklinik faza dönüşüm gerçekleşebilir[74],[70] .

Zirkonya belli koşullar altında tetragonal fazdan tekrar monoklinik faza dönebilir. Yapıdaki bu tetragonal-monoklinik faz dönüşümünü tekrar sağlayabilecek enerji dış hekimliğinde zirkonyaya kullanım alanı yaratmıştır[79],[80].

Camsı matriks içeren seramiklerdeki dezavantajlardan bir tanesi de restorasyon ağız içerisindeyken tükürük ile reaksiyona girer ve camsı yapı ayrışarak mevcut çatlakların ilerlemesine uygun bir ortam oluşur. Zirkonya içeren restorasyonlar cam içeriği olmadığından bu dezavantajlara sahip değildir. Ancak zirkonyumun yapısındaki kristallerin sulu ortamlarda ve düşük ısıda (150-400 C°), spontan olarak tetragonal fazdan monoklinik faza geçmesi anlamına gelen düşük ısılarda bozulma (low temperature degradation) fenomeni zirkonyumun yapısal özelliklerinin zayıflamasına sebep olan bir durumdur [70],[81].

Zirkonyumunun tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşmesini engellemek için CaO, MgO, Y₂O₃, veya CeO₂ gibi stabilize edici metal oksitlerin zirkonyumla alaşım yapmasıyla stabilize zirkonya elde edilmektedir[82]. Diğer metal oksitlerden daha üstün özelliklere sahip olduğu için itriyum oksit (Y₂O₃) genellikle stabilize edici ajan olarak kullanılır. Saf zirkonyuma %2-3 mol itriyum oksit (Y₂O₃) ilave edilmesiyle itriyum stabilize tetragonal zirkonyum polikristali (Y-TZP) elde edilir. Y-TZP en güçlü ve en sık kullanılan zirkonyum çeşididir[56]. Yüksek dayanım, kırılma direnci, sertlik, aşınma direnci, biyouyumluluk, manyetik etkiye sahip olmaması, elektrik yalıtımı, düşük termal

iletkenlik, korozyona direnç, çeliğe benzer elastiklik modülü ve demire benzer termal ekspansiyon katsayısı gibi avantajları vardır. Bükülme dirençleri 900-1200 MPa arasındadır. Kırılma dayanımları ise alüminöz altyapı sistemlerinin yaklaşık 2 katı, lityum disilikat içeren sistemlerin ise 3 katı kadardır[56].

Altyapı ve üstyapıdan oluşan restorasyonlarında, restorasyonun dayanıklılığını etkileyen faktörlerden bir tanesi de iki katmanın başarılı bir şekilde birleşmesidir. Metal seramik restorasyonlarda; metal altyapının ısısal genleşme katsayısı porselene yakın hatta biraz daha yüksek olmalıdır. Fırınlamanın ardından materyal soğumaya bırakıldığında metal porselene göre daha fazla büzülecektir. Bu genleşme farkı restorasyonun dayanıklılığının arttıracak şekilde baskı kuvvetleri meydana getirir. Aynı mekanizma çok katmanlı tam seramik restorasyonlarda da gerçekleşmelidir. Altyapı seramiği üstyapı seramiğinden daha yüksek ısısal genleşme katsayısına sahip olmalıdır[26].

Eğer altyapı ve üst yapı arasında ısısal uyumsuzluk mevcutsa üst yapıda baskı ve çekme stresleri oluşur. Seramikler yapılarından dolayı baskı streslerine karşı dayanıklıyken çekme streslerine dayanıksızdır [70],[26]. Zirkonya diğer seramiklere kıyasla daha düşük bir ısı genleşme katsayısına sahiptir bu nedenle metal seramik sistemlerde kullanılan üstyapı porseleni aradaki ısısal genleşme farkını kompanse edemeyeceği için zirkonya altyapılı restorasyonlarda kullanılmamalıdır[26].

Bir malzemeye gerilim ya da baskı kuvvet uygulandığında, materyalin elastiklik sınırları dahilindeki sertliği olan elastiklik modülü [26] altyapı ve üstyapı bileşimindeki stres dağılımında etkilidir. Fazla yüke maruz kalan posterior bölgedeki restorasyonlarda materyal seçiminde elastiklik modülü önemli bir kriterdir. Zirkonya, üstyapı tabakasındaki stresleri azaltır ve yük taşıma kapasitesini artırır ve böylelikle restorasyonun kırılması gecikir[83].

Zirkonyanın dayanıklılığında artış sağlamak amacıyla materyalin ‘Hot Isostatic Pressing (HIP)’ tekniği ile sinterlenmesi gerekmektedir. Malzeme kapalı bir sistem içerisinde yoğun ısı ve basınç altında sinterlenir ve böylece HIP zirkonya elde edilir. Non-HIP zirkonyaya göre dayanıklılıkta %20’lik bir artış gerçekleşir. HIP blokların işlenmesinde su soğutmalı sistemler ve elmas frezler kullanılmalıdır. HIP blokların işlenmesi zaman alır ve aşındırıcı sistemler daha çabuk yıpranır. Bu restorasyonlarda materyal son bir sinterleme işlemine ihtiyaç duymazlar ve gerçek boyutlarında hazırlanırlar [56]. Non-HIP zirkonya üretiminde sinterleme işlemi aşındırma işleminden

sonra yapıldığı için stresin başladığı tetragonal fazdan monoklinik faza geçiş engellenmiş olur. HIP zirkonya ile üretilen restorasyonlarda zirkonya yüzeyi daha fazla monoklinik faz içerdiğinden yüzeyde mikro çatlakların oluşumu ve düşük ısılarda bozulma meydana gelebilir[70],[84].

Zirkonyum seramikler opasitelerinden dolayı altyapı olarak kullanılıp üzerleri feldspatik porselenler ile veneerlenerek estetik görünüm elde edilmeye çalışılmıştır. Fakat bu restorasyonlarda görülen kopma ‘chipping’ ve koheziv kırılmalar zirkonya alt yapılı restorasyonlarda görülen en büyük sorunlardandır[85]. Bu problemi elimine etmek için yalnızca tek bir tabakadan meydana gelen monolitik zirkonyum materyali geliştirilmiştir[85], [86].

Monolitik zirkonya seramikler, stabilize edici oksit olarak itriyum oksit içeren nanometrik yapıda, rezidüel porözite oranı azaltılmış, gren boyutu 40nm’den daha düşük ve görünür ışığı %50 oranında yansıtabilen materyallerdir[87],[88]. Alümina oranı %0,05-0,1 düzeyine düşürülerek translusensi özelliği artırılmıştır[89]. Translusent zirkonyanın gren boyutları 50-400nm iken konvansiyonel zirkonyanın 200nm-1,5 µm arasındadır. Monolitik zirkonyaların eğilme direnci, elastiklik modülü ve sertliği titanyum alaşımlarından, paslanmaz çelikten ve Co-Cr alaşımlarından daha yüksektir. Ayrıca yoğunluğu (6,1 g/cm³), soy metal alaşımlardan 2-3 kat daha düşük olduğu için tam ark implant üstü restorasyonlarda kullanımı protezin ağırlığını azaltmaktadır [72],[90].

2.5. Bilgisayar Destekli Tasarım ve Bilgisayar Destekli Üretim (CAD/CAM) Sistemleri

CAD/CAM tekniği optik tarayıcılar aracılığıyla elde edilen verilerin bilgisayar yazılımları kullanılarak üç boyutlu tasarımının yapılması amacına dayanmaktadır. Sistemde kullanılan veri toplama birimi ile ağız içerisi veya ağız içerisinden alınan ölçü ile elde edilen model taranarak bilgisayara aktarılır. Böylelikle üç boyutlu tasarım oluşturulmaya başlanır. Sonrasında bu tasarım CAD/CAM sistemleri için üretilmiş özel bloklar üzerinden kazıma yapılarak elde edilir [91].

CAD/CAM sistemini oluşturan parçalar 3 ana bileşenden oluşmaktadır. Bunlar;

1. Tarayıcı: Restorasyon yapılacak bölge ağız içi veya ağız dışı olarak taranıp bilgilerin toplanmasını sağlar.
2. CAD: Verilerin 3 boyutlu olarak bilgisayarlarda düzenlenmesi ve tasarımı yapılır.
3. CAM: 3 boyutlu olarak tasarımı yapılan restorasyonun üretimi gerçekleştirilir [92].

2.5.1. Diş Hekimliğinde Bilgisayar Destekli Tasarım ve Üretim Sistemleri

CAD/CAM teknolojisi sıklıkla restoratif tedavilerde (inley, onlay, kuron, laminate veneer, köprü restorasyonları) kullanılmasına rağmen günümüzde hareketli tam protezlerin üretiminde de kullanılmaktadır[93]. Bunlara ek olarak oklüzal splintlerin üretimi, cerrahi rehber splintlerin oluşturulmasında ve çene yüz protezlerinin üretiminde kullanılmaktadırlar[91], [94],[95],[96].

Mevcut CAD/CAM sistemleri üretim tekniklerine göre üç gruba ayrılır;

1. Chairside (ofis) sistemi: Hekim prepare ettiği dişin taramasını dijital tarayıcılarla yapar ve restorasyonu hasta başında oluşturur. Üretimini aynı gün içerisinde yapar ve hastaya teslim eder.

2. In-lab sistemi: Konvansiyonel olarak alınan ölçü laboratuvara transfer edilir ve ölçü laboratuvarında taratılır ve restorasyonun üretimi için CAD/CAM sistemi kullanılır.

3. Merkezi üretim: Hekim prepare ettiği diş hasta başında tarar ve verileri üretimi yapacak olan laboratuvara internet aracılığıyla iletir [91], [97].

2.5.2. CAD/CAM Sistemlerinin Avantajları

- Ofis tipi CAD/CAM sistemleri restorasyonun üretiminin hekimin tam kontrolünde ve hızlı bir şekilde üretilmesini sağlar[97].
- Preparasyon ve marjin değerlendirmeleri hemen değerlendirilebildiği ve tek seferde üretilbildiği için hem hastalar hem de hekimler için zaman kaybı azalmış olur [97].
- Laboratuvar maliyetleri belirgin şekilde düşmüş olur. Daha kısa ve uyumlu restorasyonların üretilmesine olanak sağlar [97].

- Dijital optik tarayıcılar kullanıldığında geleneksel ölçü alma yöntemlerinin ortadan kalkar [97].
- İndirekt yöntemlerle elde edilen restorasyonlara göre oluşabilecek çapraz enfeksiyon riski azalır[98].
- Konvansiyonel restorasyonlar manuel olarak hazırlandığından materyalin mekanik ve estetik özellikleri etkilenebilmektedir. CAD/CAM sistemlerinde daha yüksek kalitede ve uniform bloklar kullanılması ve freze işleminin standardizasyonu sağlanmıştır. Aynı zamanda üretim maliyeti düşürülmüştür[32], [99].
- Geleneksel yöntemlerle üretilmeyen stabilize zirkonyum dioksit gibi yüksek dayanımlı materyallerden restorasyonların üretilmesine olanak sağlarlar[100], [101].

2.5.3. CAD/CAM Sistemlerinin Dezavantajları

- CAD/CAM teknolojinin yaygınlaşmasını engelleyen en önemli faktörlerden birisi ekonomik olmamasıdır. Yatırım ve sistemin idame ettirilmesi maliyeti arttırmaktadır [97],[102].
- Hekimin ve laboratuvar personelinin CAD/CAM kullanımı ile ilgili ayrıca eğitim alması gerekmektedir [97],[102].
- Bazı uygulamaların yazılım ve ürün prosedürü sebebiyle kısıtlı olması ve düzenli olarak güncellenmesi gerekmektedir[97],[102].
- CAD/CAM sistemlerinde kullanılan bloklar monokromatik bloklardır. Bu nedenle her zaman ideal estetik beklenti karşılanamaz. Ancak farklı renklerdeki blokların geliştirilmesi ile birlikte bu sorunun önüne geçilmeye başlanmıştır[98].
- Derin subgingival basamaklara sahip dişlerde, basamakların bilgisayar ortamına aktarılması zor olabilmektedir. Bu nedenle iyi bir dişeti retraksiyonunun yapılması gereksinimi doğmaktadır [91],[103].

2.6. CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Seramik Materyaller

Geleneksel yöntemlerle hazırlanan protetik restorasyonların yapımı aşamasında birçok klinik ve laboatuvar aşaması mevcuttur. Bu yöntemler tedavi süresini uzatmakta, özel beceri ve ekipman gerektirmektedir. Bu nedenle CAD/CAM sistemlerinin diş hekimliğinde kullanımı gittikçe yaygınlaşmaktadır[104],[105],[106]. CAD/CAM sistemlerinde kullanılan porselen blokların kullanımıyla geleneksel yöntemlerle üretilen porselen restorasyonlarda fırınlama aşamasında ortaya çıkabilecek homojenite, mikroporozite ve boyutsal stabilite problemlerinin önüne geçilmiştir. CAD/CAM sistemi ile üretilen restorasyonlar geleneksel yöntemle üretilen restorasyonlara göre daha fazla yoğunluğa ve daha üstün özelliklere sahiptirler [4], [107].

CAD/CAM sistemlerinin kullanımının yaygınlaşması ile estetik ve fonksiyonel beklentilerin artmasıyla beraber; farklı birleşimlere, yapısal ve fiziksel özelliklere sahip materyaller geliştirilmiştir. CAD/CAM sistemlerinde kullanılan materyaller restorasyon tipine, restorasyonun ağızdaki konumuna, hastanın sosyo-ekonomik durumuna, hekim ve hastanın beklentilerine göre değişiklik göstermektedir [4],[108].

Bu materyaller şu şekilde sınıflandırılmaktadır;

- Feldspatik Seramikler
- Lösite Güçlendirilmiş Cam Seramikler
- Lityum Disilikatla Güçlendirilmiş Cam Seramikle
- Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat Seramikler
- Nanoseraamikler
- Hibrit Seramikler
- Oksit Seramikler
 - Cam infiltre oksit seramikler
 - Sinterlenen oksit seramikler
- Polimer CAD/CAM blokları
- Kompozitler

2.6.1. Feldspatik Seramikler

Diş hekimliğinde CAD/CAM sistemlerinde ilk olarak kullanılmaya başlayan bloklar feldspatik bloklardır. Cam matriks içerisinde %30 oranında homojen olarak dağılmış 3-4 μm boyutlarında feldspar partikülleri bulunmaktadır. Monokromatik, dikromatik ve polikromatik olarak 3 farklı feldspatik seramik blok bulunmaktadır[109].

Dikromatik bloklarda küresel bir dentin çekirdeği ve etrafında translusent mine tabakası bulunmaktadır. Bu bloklarda renk geçişi dentin ve mineyi taklit etmek amacıyla 3 boyutlu bir yay şeklinde harırlanmıştır. Polikromatik bloklar farklı renk doygunluğu ve ısı geçirgenliklerine sahip olduklarından doğal diş dokusunu taklit edebilmektedirler[91],[110].

Bu bloklarda inlay, onlay, laminete veneer ve kuron yapımına uygundurlar. Cam içeriğinin fazla olması nedeni ile hidroflorik asitle pürüzlendirilebilirler ve oksit seramiklere göre adeziv simantasyonda daha başarılı sonuçlar verirler. Cilalanabilirlikleri oldukça iyidir[111], [112].

2.6.2. Lösit ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler

Cam matriks üzerinde lösitin kontrollü kristalizasyonu sağlanarak lösitle güçlendirilmiş cam seramikler elde edilmiştir. Cam partikülleri 720 C°'de fırınlandıktan sonra ikinci bir fırınlama işlemi ile lösit kristalizasyonu sağlanmaktadır. Böylelikle yapıdaki çatlakların etrafında sağlam bir bariyer elde edilerek çatlakların ilerlemesi engellenir. Aynı zamanda lösit kristalleri çatlağın yönünü değiştirerek çatlakların ilerlemesinin önüne geçilir. İçerisinde %68 kuartz ve %18 oranında alüminyum oksit bulunur[46],[91]. Silikat cam matriks hacminin %30-40 kadarını 1-5 μm büyüklüğündeki lösit kristalleri oluşturur [104]. Renk translusentlik, floresanslık, opalesanslık, aşınma ve abrazyona direnç gibi özellikleri ile doğal diş benzerlik gösterir. Materyalin direnci diş dokusuna olan başarılı adezyonuna bağlıdır. Adeziv simantasyon gerektirir. Endikasyonları anterior estetik restorasyonlar ile sınırlıdır [113].

2.6.3. Lityum Disilikatla Güçlendirilmiş Cam Seramikler

Yüksek dayanım ve kırılma direncine sahip materyallerin geliştirilmesi amaçlanarak lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramikler elde edilmiştir[103]. Lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik bloklar 2006 yılında ilk kez Ivoclar Vivadent firması tarafından piyasaya sunulmuştur[114]. Alt yapı seramiğini güçlendirmek için lösit cam seramiklere kıyasla yüksek miktarda kristal içeriği bulunmaktadır. Lityum disilikat kristalleri materyalin içinde %70 oranında kullanılmaktadır. Floroapatit kristalleri ise üst yapı seramiğinde bulunmaktadır[27], [115].

Freze edilmesinin çok zor olması ve aynı zamanda kırılma olma gibi özelliklerinden dolayı üretim aşaması farklı prosedürler içermektedir. CAD/CAM sisteminde kullanılan lityum disilikat cam seramikler üretim aşamasında parsiyel olarak kristalize edilmektedir[109]. Böylelikle bloklar hem kolay hem de hızlı bir şekilde freze edilirken, freze işlemi sırasında seramik yeterli direnci kazanmış olur. Parsiyel kristalize haldeki temel faz lityum metasilikattır ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_3$). 850°C 'de uygulanan kristalizasyon işlemi sonucunda lityum metasilikat (mavi-menekşe rengi) dirençli ve diş rengindeki lityum disilikata dönüşür. Bu bloklarda üç farklı ışık geçirgenliği vardır. Yüksek translusentliğe sahip (HT) bloklar, çevre dokuların rengini absorbe etme özelliğine sahiptir. Bu nedenle estetik gereksinimi olan bölgelerdeki inlay ve onlay restorasyonlarında kullanılabilirler. Düşük translusentlikteki (LT) bloklar tam kuron restorasyonların yapımında kullanılabilir. Renklenmiş dişlerin tedavisinde ise orta opasitedeki (MO) bloklar kullanılabilir. Estetik bölgelerde ise cut-back tekniği ile üst yapı porseleni uygulanabilir [116]. Kırılma direnci 400 ± 40 MPa'a kadar arttırılmıştır. Bu sayede tek kron restorasyonların yanı sıra 2 .premolar dişlere kadar olan bölgede 3 üyeli köprü restorasyonu da yapılabilir [91],[117].

2.6.4. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat Seramikler

Güncel bir seramik materyalidir. Cam seramiğe %10 zirkonyum eklenmesi ile zirkonyum destekli lityum silikat seramikler (ZLS) üretilmiştir. ZLS cam seramik olan Vita Suprinity (VITA Zahnfabrik, BadSäckingen, Almanya) zirkonya ve cam seramiklerin pozitif özelliklerinin birleştirilmesiyle elde edilmiştir[118]. İçerisindeki

%10 zirkonya sayesinde yüksek mekanik özellik kazanmıştır. ZLS bloklar üç aşamada üretilirler. Öncelikle bileşenler yüksek ısıda eritilir. Sonrasında cam fazda iken kalıba alınır ve bekletilir. Bu aşamada materyal kırılmalıdır ve frezlenmeye uygun değildir. Bu nedenle bir ön ısıtma gereklidir. Bu sırada kristaller şekillenmeye ve büyüme başlar. Bu aşamada frezelemeye uygundur. Asıl fiziksel özelliklerine ve estetik görünümüne son kristalizasyon fırınlaması sonrası ulaşır[118].

Anterior ve posterior kuronlar, implant üstyapıları, veneerler, inley ve onleyler gibi geniş kullanım alanları vardır. zirkonyanın cam içerisinde çok iyi bir biçimde dağılması nedeniyle, zirkonya kristalizasyonu elimine edilerek zirkonyanın opak etki oluşturmamasının önüne geçilmiştir. Monolitik ya da çift tabaka olarak kullanılabilirler. Kendilerine özgü termal genleşme katsayıları nedeniyle, bu genleşme katsayısına uygun yeni veneerleme materyali geliştirilmelidir[109].

Celtra Duo (Dentsply, KT13 ONY, İngiltere) %10 oranında zirkonyum dioksit eklenen lityum silikat bloklardır. Ekstra ince (0,5-0,7 μm) lityum silikat kristalleri içermektedir ve zirkonya tamamen cam içerisinde çözünmektedir[5]. Zirkonyum oksit, seramik faz içerisinde homojen bir şekilde dağıldığı için, zirkonyum oksitin kristalizasyonu ve opak görüntüsü engellenmiş olur hatta yüksek derecede translusensi elde edilebilir[119]. Mikroyapı içerisinde bulunan lityum silikat kristallerinin sıkı bağlantısı cam matrisi içerisindeki çatlak ilerlemesini azaltır ve bu da yapının bükülme dayanımını ve dayanıklılığını artırır. Kırılma dayanımı açısından değerlendirildiğinde özellikle posterior restorasyonlarda tercih edilebilecekleri belirtilmiştir[120],[121]. ZLS bloklar, monolitik olarak kullanıldığında zirkonyum altyapılı restorasyonlara göre yüksek kırılma direncine sahiptir[122],[123].

Piyasada HT ve LT translusentlik derecesine sahip bloklar mevcuttur. Simantasyon için sistemin kendine özel asit-bonding ajanı ve translusent ve medium renk değerlerinde rezin simanı tavsiye edilir. Renklendirme efektleri için celtra renklendirme ve glazür ürünleri kullanılabilir[9].

Celtra Duo, glazür fırınlaması sırasında herhangi bir boyutsal değişikliğe uğramamaktadır [9]. Tam sinterize bloklar işlemiden hemen sonra cilalanıp simante edilebilir. İlave veya glazür işlemleri için ekstra fırınlama gerektiğinde bükülme dayanımı %76 oranında artmaktadır (370 MPa)[5]. LT bloklar kron yapımında, HT bloklar ise inley yapımında kullanılabilir [109], [124].

2.6.5. Nanoseramikler

Nanoseramikler, üretilen dimetakrilat içerikli reçine matriksten ve nano boyutta seramik partiküllerinden oluşmuşlardır. İçerisinde 20nm çapında silika nanomerler ve 4-11 nm çapında zirkonya nanomerler bulunmaktadır. Üretim aşamasında yapıya katılan silan, reçine matriks ve nanomer yapı arasında kimyasal bağ oluşumunu sağlar [125]. Nanoseramik materyalin elastik modülü 10-20Gpa'dır. Bu elastisite dentine yakın değerler gösterir ve cam seramiklere göre stresi daha iyi absorbe eder[4].

Kırılma direnci 204 MPa olup; feldspatik, lösit ve kompozit bloklardan yüksek, lityum disilikatla güçlendirilmiş bloklara yakındır [86]. Şok absorbe etme özelliklerinden dolayı implantüstü restorasyonlarda seramiklere nazaran daha başarılı sonuçlar vermektedir. Ayrıca karşıt dişte cam seramikler kadar aşındırma meydana getirmezler[126].

Lava Ultimate (3M ESPE, Seefeld, Almanya) ve Cerasmart (GC, Tokyo, Japonya) nanoseramik bloklardır[59],[109].

2.6.6. Hibrit Seramikler

Hibrit blokların yapısında baskın olarak bulunan seramik ağı, birbiri içerisinde tamamen entegre olmuş polimer ağı ile güçlendirilmiştir. Seramikte sık karşılaşılan çatlak ilerlemesi böylelikle azaltılmıştır. Monomer kompozisyonu, kimyasal içerik, doldurucuların partikül büyüklüğü ve dağılımı materyalin optik özelliklerini etkilemektedir[127].

Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany); poröz seramik altyapı üzerine infiltre olan monomer yapının ışıkla sertleştirilmesi ile oluşmuş bir materyaldir. Vita Suprinity (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany); CAD/CAM sistemleri ile kullanılabilen ve içerik olarak; ağırlıkça %8-12 zirkonya, %56-64 silikon dioksit, %15-21 lityum dioksit ve pigmentlerden oluşan bir materyaldir[128].

2.6.7. Oksit Seramikler

Cam infiltre oksit seramikler ve sinterlenen oksit seramikler olmak üzere iki alt başlık altında incelenebilir[103].

2.6.7.1. Cam İnfiltre Oksit Seramikler

Bu sistemde seramiklerin son sertliklerine ulaşabilmeleri için lanthan oksit cam infiltrasyonu işlemine maruz kalırlar. Bu bloklar In-Ceram Spinell, In-Ceram Alumina ve In-Ceram Zirconia olmak üzere 3'e ayrılır[129]. Kısmi sinterize blokların kullanılmasıyla restorasyon elde edilir . porözlü yapı erimiş lanthan oksit cam infiltrasyonu yapılarak ortadan kaldırılır [4], [62].

2.6.7.2. Sinterlenen Oksit Seramikler

Sinterlenen oksit seramikler alüminyum ve zirkonyum oksit seramikler olarak ikiye ayrılır [103]:

- Alüminyum Oksit

Presinterize durumda bulunan alüminyum oksit seramikler restorasyon üretildikten sonra 1520°C'de fırınlanırlar. %100 alüminyum oksit kristalleri içeren yarı sinterlenmiş yüksek dayanıklılığa sahip oksit bloklardır[129][103]. Procera AllCeram (Nobel Biocare AB, Goteborg, İsveç) ve In-Ceram AL (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) alümina bazlı CAD/CAM seramik bloklardır [65].

- Zirkonyum Oksit

Kimyasal ve boyutsal stabilitesi ve yüksek mekanik direnç göstermesinden dolayı zirkonyum dioksit tam seramik restorasyonların altyapılarının üretiminde en sık kullanılan materyaldir. Üretim şekline göre zirkonya bloklar 3 grupta incelenirler[65].

Zirkonyum tozunun herhangi bir işleme tabi tutulmadan basınçsız bir şekilde preslenmesiyle sinterlenmemiş bloklar elde edilmektedir bbu nedenle aşındırılmaları daha kolaydır. Frezelendikten sonra sinterleme işlemi yapılarak kullanılabilirler [4],[97].

Zirkonyum dioksit tozunun yapı içerisine bağlayıcı madde eklenerek preslenip blok haline getirilmesiyle yarı sinterize zirkonyum bloklar elde edilmektedir. Üretici

fırma ısı uygulanmadan basınçla zirkonyum dioksit tozunu sıkıştırıp 1350-1550°C ısıtma işlemi tabi tutarak ön sinterleme yapar [111].

Tam sinterlenmiş zirkonyum dioksit bloklar ise öncelikle 1300°C’de sinterlendikten sonra %95 yoğunluğa ulaşır. Sonrasında 1400-1500 C°’de yüksek basınç altında hot iso static basınç işlemi uygulanır ve %99 yoğunluğa ulaşırlar. Aşındırma işlemi oluşan yapının çok sert olmasından dolayı zaman alır [4],[97].

2.6.8. Polimer CAD/CAM Blokları

Vita CAD-Temp (VITA Zahnfabrik, BadSäckingen, Almanya) mikrodolduruculu akrilatpolimerden meydana gelen uzun dönemli geçici restorasyonlarda kullanılan bir materyaldir. En fazla iki gövde içeriği olan restorasyonlarda kullanılabilmektedirler[130].

Telio CAD (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) bloklar çapraz bağlar içeren polimetilmetakrilattan oluşmaktadırlar. İmplant üstü geçici restorasyonlarda, en fazla iki gövde içeren geçici restorasyonlarda, temporomandibular eklem problemlerini ve 1-okluzal düzlemi tekrar düzenlemek amacıyla yapılan tedavi edici restorasyonlarda kullanılabilmektedirler[109].

2.6.9. Kompozitler

Paradigm MZ100 (3M ESPE, Rüschlikon, İsviçre), 3M Z100 restoratif materyalinden elde edilmiş bir kompozit bloktur. %85 oranında ve 0.6 µm büyüklüğünde zirkonyum silika edoldurucu içermektedir. Radyopaklıdır. Ağız içerisinde kolaylıkla frezlenebilir ve cilalanabilir[131].

2.7. Kompozit Rezinler

Adezyon ile mine ve dentin dokusuna bağlanan kompozit rezinler, 1962 yılında Dr. Ray Bowen tarafından tanıtılmıştır. Bu tarihten günümüze kadar gelen çalışmalar sonucu kullanılan dolgu materyalleri; silikat simanlar, cam iyonomer materyali, akrilik dolgular ve kompozit rezinlerdir. Fakat fiziksel özelliklerinden dolayı günümüzde kompozit rezinlerin kullanımı ön plana çıkmıştır. Restoratif kompozit rezin; organik

rezinlerin karışımından, çeşitli inorganik dolduruculardan ve ara bağlayıcı ajanlardan oluşmaktadır[132].

Organik faz: monomerler, komonomerler, inhibitörler, polimerizasyon başlatıcılar ve ultraviyole stabilizatörlerinden oluşur. Monomer olarak çoğunlukla bisfenol glisil metakrilat (BisGMA) ve renk değişimine dirençli ve iyi adezyon sağlayan üretan dimetakrilat (UDMA) kullanılmaktadır[133]–[135]. Bunlara ek olarak bu iki materyalin viskozitesini azaltmak amacıyla bir ko-monomer olan trietilen glükol dimetakrilat (TEGDMA) ilave edilmiştir[132].

Materyalin ısı, ışık ve diğer kimyasal yollarla kendi kendine polimerize olmasını engellemek amacıyla organik matriks içerisine fenol türevi bileşikler konulmuştur. Bu bileşikler inhibitörler adı verilir[135],[136]. Günümüzde Bis-GMA ve UDMA gibi metakrilat bazlı sistemler, daha düşük viskoziteli monomerlerin elde edilmesi amacıyla modifiye edilmiştir. Hidroksil içermeyen Bis-GMA, alifatik üretan dimetakrilat, aromatik üretan dimetakrilat ve metakrilatlar örnek verilebilir[137].

Organik matriksin ısı yalıtkanlığı iyi olmasına rağmen suyu fazla absorbe etmesi pulpada irritasyona sebep olabilmektedir. Bu nedenle materyalde organik matriksin azaltılıp inorganik faz artırılmaya çalışılmaktadır [133], [134].

İnorganik faz: organik matriks içerisine dağıtılmış farklı büyüklükteki kuartz, borasilikat cam, lityum alüminyum silikat, stronsiyum, baryum gibi inorganik doldurucu partiküllerden oluşur. Fiziksel özelliklerinden dolayı günümüzde cam içerikli materyaller kullanılmaktadır. İnorganik doldurucunun şekli, miktarı, büyüklüğü materyalin fiziksel özelliklerini belirler. Doldurucu oranı arttıkça organik matriks oranı düşer. Böylelikle polimerizasyon büzülmesi, ısısal genleşme katsayısı, su absorpsiyonu azalır[133], [134], [138].

Rezin matriks içerisinde yer alan doldurucuların boyutları, gelenekselden nano-dolduruculu kompozitlere gelene kadar küçülmüştür. Doldurucular yalnızca mekanik özellikleri etkilememektedirler. Bununla beraber polimerizasyon büzülmesinin azalması, aşınma direncindeki artma, translusensi, yüzey pürüzlülüğü ve polisajlanabilme gibi özellikleri de etkilemektedir[139].

Bağlayıcı faz; inorganik ve organik fazların bağlanmasını sağlayan ara faz organik silisyum bileşiği olan silanlardan oluşur. Bu iki fonksiyolu molekül bir yandan organik

matriksteki metakrilat gruplarıyla kovalent bağlanırken diğer yandan doldurucuların yüzeyinde bulunan su veya hidroksil gruplarını absorbe ederek yüzeyde esterleşirler. Bu şekilde suya dirençli kompozit materyalini oluştururlar[134], [135], [140].

2.7.1. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

Kompozit rezinler; inorganik doldurucu partikül büyüklüğüne, viskozitelerine, polimerizasyon yöntemine göre üç ayrı başlık altında sınıflandırılmaktadırlar [133], [134], [138].

2.7.1.1. İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklüklerine Göre Sınıflandırma

- Megafil Kompozitler;

Partikül büyüklükleri 50-100 μm arasındadır. Günümüzde kullanılmamaktadır[134].

- Makrofil Kompozitler;

Bu kompozitlerin ağırlıklarının %70-80'ini, hacminin de %10-15'ini doldurucular oluşturur. Partikül büyüklüğü 5-75 μm arasındadır. Cilalanabilirlikleri iyi değildir ve gerilme kuvvetlerine olan dayanıklılıkları mikrofil kompozitlerden daha azdır. Mikrofil kompozitlere göre daha fazla polimerizasyon büzülmesi gösterirler[134], [138].

- Minifil Kompozitler;

Partikül miktarı ağırlıkça %70-80'e ulaşmıştır. Partikül büyüklüğü ise 0,1-1 μm arasındadır[133].

- Mikrofil Kompozitler;

Partikül miktarı hacimce %40-50 arasındadır. Ağırlığının ise %35-60'ını oluşturur. Doldurucu partikül büyüklüğü 0,03-0,05 μm 'dir. Polisajlanması makrofillerden daha iyidir. Doldurucu içeriği düşük olmasına rağmen polimerizasyon büzülmesi daha az görünür. Estetiğin önemli olduğu Class III, IV, V restorasyonlarda tercih edilir[133], [134], [138].

- Nanofil Kompozitler;

Ağırlıklarının %70-80'ini doldurucu içeriği oluşturur. İçerisinde 0,1 µm'den 3 µm'ye kadar farklı boyutlarda partikül bulunmaktadır. Partikül büyüklüğü makrofillerden küçük, miktarı ise mikrofil kompozitlerden daha fazladır. Hibrit kompozitlerin türünü belirlerken büyük olan partikül ismi baz alınır. Örneğin büyük partikül minifil düzeyindeyse minifil hibrit kompozit olarak adlandırılır. Aşınma dirençleri iyi olduğundan bir yüzlü veya iki yüzlü kaviteye sahip dişlerin restorasyonundan kullanılabilirler. Polisajlanabilmeleri de mikrofil kompozitler kadar iyi olduğundan class III ve IV restorasyonlarda da tercih edilebilir[133], [134].

2.7.1.2. Viskozitelerine Göre Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması

- Kondanse olabilen kompozitler;

İnorganik doldurucu ve partikül miktarı arttırılmıştır. Doldurucu partikülleri visküz kompozitlere nazaran daha büyüktür. Kaviteye basınç uygulanarak yerleştirilebilmeleri ve kontakt noktalarının ayarlanabilmesi avantajları arasındadır. Yüzey özelliklerinin kötü olması ve iyi kondanse edilmediklerinde tabakalar arasında boşluk kalabilmesi dezavantajlarıdır[141].

- Akışkan kompozitler;

Doldurucu oranı ve viskozitesi azaltılmış kompozitlerdir. Kondanse edilen kompozitlerin altında stres kırıcı olarak, kompozit restorasyonlarda ve kronlarda oluşan kenar kırıklıklarının onarımında, abfraksiyon lezyonlarında ve mine defektlerinde kullanılırlar. Polimerizasyon büzülmesi ve artık monomer oranı fazladır. Basınçlara karşı dirençleri düşüktür[133].

2.7.1.3. Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması

- Otopolimerizasyon kompozitler;

Kimyasal olarak aktive olurlar. Genellikle iki pat halinde bulunurlar ve bu patların karıştırılmasıyla polimerizasyon başlamış olur[138].

- Görünür ışıqla polimerize olan kompozit resinler;

Bu tip kompozitlerde başlatıcı ve katalizör materyaller kullanılır. Aktivatör madde 420-470 nm dalga boyunda, mavi veya görünür ışığı absorbe ederek polimerizasyonu başlatır. Tek fazdan oluşurlar[134], [138].

- Hem kimyasal hem de ışıkla polimerize olan kompozit rezinler;

Hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olurlar. Dual-cure kompoziter olarak da bilinirler. Işıkla başlayan polimerizasyon kimyasal olarak devam etmektedirler[132], [138].

2.8. Protetik Diş Tedavisinde Lazer Sistemlerinin Kullanımı

Lazer; l: light A: amplification S: stimulated E: emission R: radiation kelimelerinin baş harflerinden oluşan ‘light amplification by stimulated emission of radiation’ tanımının kısaltmasıdır. ‘Stimüle edilmiş radyasyon yayılımı ile ışık güçlendirmesi’ anlamına gelmektedir. Diş hekimliğinde lazerlerin ilk kullanımı dişin sert dokularında olmuş[142]; 1985 yılında Nd:YAG lazerle diş çürüğünün temizlenmesi ilerleyen zamanlarda ise yumuşak doku cerrahilerinde kullanılmaya başlanmıştır[143].

Lazerler güncel olarak; çürüklerin temizlenmesi, ağız içi sert ve yumuşak dokulara uygulanan her türlü cerrahi işlemlerde, estetik uygulamalarda, dişlerin beyazlatılmasında, diş eti şekillendirilmesinde, aft ve uçuk tedavisinde, hassasiyet gidermede, çene eklemi rahatsızlıklarında, çekim sonrası yara iyileşmesinde, pulpa kanallarının sterilizasyonunda, periimplantitis gibi birçok işlemde kullanılmaktadır[144].

Lazer sistemleri diş hekimliğinde yumuşak doku ve sert doku lazerleri olmak iki gruba ayrılmaktadırlar[145],[146]. Protetik diş tedavisinde yapılan klinik işlemlerde sert ve yumuşak doku lazerleri, laboratuvar uygulamalarında ise yumuşak doku lazerleri kullanılmaktadır[147], [148].

2.8.1. Lazer Sistemlerinin Kullanıldığı Klinik Uygulamalar

Lazer sistemleri sabit ve hareketli protetik tedavilerin başlamasında önce preprotetik hazırlık aşamasında kullanılmaktadır. Bu sayede onvansiyonel yöntemle göre

daha kısa sürede doku iyileşme ve daha az bakteriyel kontaminasyon gözlemlenmektedir[149], [150].

Hareketli protezlerin yapımından önce; torus ekzostozların ve düzensiz alveol kretlerin düzeltilmesinde, mesnetsiz kret varlığında yumuşak dokuların cerrahi olarak düzeltilmesinde kullanılmaktadırlar. Nd:YAG, Diyot ve CO₂ lazerler yumuşak doku, Er:YAG lazer ise sert doku lazer sistemleridir[151].

Sabit protetik restorasyonlarda lazer sistemlerinin kullanım alanları;

1. Gingival retraksiyon;

Retraksiyon için genellikle kullanılan lazer sistemleri Er:YAG, Nd:YAG, CO₂, Diyot lazerlerdir[152]. Diyot lazer bu sistemler içerisinde en az kanamaya neden olan lazer sistemidir. Lazer sistemleri kullanıldığında dişetin kanama oranı %2'ye kadar düşmektedir. Konvansiyonel sistemlerde ise bu oran %10'dur. Bu yöntemle sulkus sterilize edilir ve iyi bir hemostaz sağlanır[153].

2. Kron boyu uzatma;

Yumuşak dokuyu içeren kron boyu uzatma işlemlerinde tüm doku lazerleri kullanılabilir fakat kemik kaldırılması gereken vakalarda sert doku lazeri olan Erbiyum lazer tercih edilmektedir. En büyük avantajlarından birisi de operasyon sırasında flapsiz cerrahiye uygun olmalıdır[154]. Konvansiyonel kron boyu uzatma işlemi için dokuların stabil bir hale gelmesi için 4-6 hafta beklemesi gerekirken erbiyum lazer kullanımı sonucu bu süre 2 haftaya kadar azalmıştır[155].

3. Gövde altının şekillendirilmesi;

Kron köprü restorasyonlarında gövde altı estetik bir görünüm oluştursun ve daha kolay temizlenebilsin diye çıkış profilinin doğal dişi taklit etmesi gerekmektedir. Kanama kontrolünün daha iyi olması ve doku iyileşmesi daha hızlı olduğu için lazer sistemleri kullanılmaktadır. Bu işlemde sıklıkla kullanılan lazer sistemleri CO₂ ve Nd:YAG lazerlerdir[156], [157].

4. Beyazlatma işlemi;

En uygun enerjiyle etkili bir beyazlatma sağladığı için beyazlatma işlemlerinde sıklıkla lazer sistemleri tercih edilmektedir. Bu işlemde Argon, CO₂ ve Nd:YAG lazerler kullanılmaktadır[158].

2.8.2. Lazer Sistemlerinin Kullanıldığı Laboratuvar Aşamaları

1. Lazer sinterleme

Son yıllarda diş hekimliğinde kendine kullanım alanı bulmuş bir yöntem olan hızlı prototip üretim tekniklerinde; ısıtıldığında kaynaşabilen toz hammadde (heat fusible powder), ince bir tabakka halinde yayılır. Seçilen bölgeler yüzeyde lazer ile taranır. Işının yüzeye çarpmasıyla oluşan sıcaklığın etkisiyle toz malzeme kısmen eriyerek ya da sinterlenerek temas halinde olduğu diğer toz partikülleri ile kaynaşır. Bu işlem tekrarlanarak üst üste tabakalar yığılır ve birbirlerine bağlanarak ürünü oluşturmaktadır[159], [160],[161].

Bu yöntemle hareketli bölümlü protezlerin iskelet altyapıları, maksillofasiyel protezler, sabit bölümlü protezlerin alt yapıları yapılabilmektedir[162][159]. Lazer sinterleme yöntemleri kendi içerisinde seçici lazer sinterleme (SLS), direkt metal lazer sinterleme (DLMS) ve seçici lazer eritme (SLM) yöntemleri olarak sınıflandırılabilir[147].

Ana parçadan materyal uzaklaştırmak yerine malzemeyi yığarak üretilen yapılan hızlı prototip yönteminde maliyet CAD/CAM sistemlerinden daha azalmıştır ve döküm yöntemine göre daha az düzeltme gerektirdiğinden zaman avantajı da sağlamaktadır[163].

2. Lehimleme

İki komşu metal yüzeyin, erime noktası daha düşük bir ara materyal ile birleştirilmesine lehimleme denir[164]. Kızıl ötesi ışık spektrumundaki lazer ışını lehim bölgesindeki ısıyı artırarak metalin lokal olarak erimesini sağlamaktadır. Nd:YAG lazerler alaşımların lehimlenmesinde kullanılabilmektedirler[90], [165]. Ara malzeme kullanılmaması ve zamandan tasarruf sağlanması sebebiyle lazer lehimleme sonucu daha homojen bir yapı elde edilmektedir. Mekanik olarak daha dayanıklı lehimleme gerçekleştirilir ve daha az deformasyon gerçekleşir [166], [167].

Konvansiyonel lehimlerde görülen korozyon ve oral kaviteye salınan metal iyonlarının toksisitesinin lazer lehimleme işlemi sonrası daha az görüldüğü saptanmıştır [168], [169].

3. Lazerle Pürüzlendirme

Kim ve Cho yaptıkları çalışmada seramik ve titanyumun bağlantısını arttırmak için farklı yüzey işlemleri kullanmıştır. Nd:YAG lazer ile yapılan pürüzlendirmenin aistle yapılan pürüzlendirmeye göre bağlantı dayanımını arttırdığı fakat lazer ile pürüzlendirme ve kumlama arasında bir fark olmadığını tespit etmişlerdir[170]. Rezin simanın pürüzlendirilmiş seramik yüzeyine bağlantısı incelendiğinde en yüksek bağlanma dayanımının hidroflorik asit (HF) ile yapılan pürüzlendirme ile sağlandığı en düşük bağlanma dayanımının ise Er:YAG lazer sisteminin kullanıldığı pürüzlendirme sonucu olduğu tespit edilmiştir[171].

Zirkonya seramiklerde Nd:YAG lazer sistemi ile yapılan yüzey pürüzlendirme sonucu etkin bir pürüzlülük sağlandığını gösteren çalışmalar yapılmıştır [172], [173] fakat aynı zamanda zirkonyanın mekanik direncini düşürdüğü ve yüzeyinde çatlaklar meydana getirdiğini gösteren çalışmalar da mevcuttur[173].

2.9. Seramiklerin Rezin Kompozitler ile Bağlantısı

Seramik estetik restorasyonların kullanımının artmasıyla seramik ve rezin arasındaki bağlantı önem kazanmaya başlamıştır[174]. Seramik restorasyonlar ile rezin bağlantısı adeziv simantasyonda retasyonu arttırıp mikro aralanmayı önler ve restore edilen diş ve restorasyonun direncini arttırır[174], [175].

Rezin bağlantının gerçekleşebilmesi için seramiklerin yüzeyine pürüzlendirme ve temizleme işlemleri kimyasal bağlantı ve mikromekanik kilitlenme sağlar[176]. Seramik yüzeylerin elmas frez ile aşındırılması ile mekanik bağlantı elde edilir [174]. Mikromekanik bağlantı ise seramik yüzeylerin kumlanması veya asitle pürüzlendirilmesi ile sağlanır. Kumlamada işleminde kaba yüzeyler elde edilirken asitleme işlemi sonrası gerçek bir mikroretansiyon sağlanır[177], [178]. Asit uygulanması sonucu seramikteki cam matriks çözülür ve irregüler bir yüzey topografisi elde edilmiş olur[179]. Böylelikle yüzey enerjisi arttırılmış olur[177], [178]. Yaygın olarak kullanılan hidroflorik asit derin yivlerin ve kanalların oluşmasında oldukça etkilidir [180].

Kimyasal bağlantı ise pürüzlendirilmiş seramik yüzeyine silan uygulanması sonucu elde edilir. Silan hem kovalent hem de hidrojen bağlar oluşturarak seramik yüzeylere çok iyi bağlanır. Seramik yüzeyine hem hidrofobik bir özellik hem de

organofilik bir özellik kazandırır ve yüzeyin ıslanılabilirliğini artırır. Ayrıca silanlar seramik yüzeylerindeki hidroksil gruplarıyla da bağlanırlar ve rezindeki organik matriksle kopolimerize olan bir yapıya sahiptirler[181].

2.10. CAD/CAM Sistemleri ile Oluşturulan Restorasyonlarda Görülen Komplikasyonlar

Porselen kırıklıklarında yapılan sınıflamalar genellikle metal destekli porselen sistemleri kapsamaktadır. Tam porselenlerde görülen kırıklıklarla ilgili bir sınıflama olmasa da oluşan kırıklıkların genellikle porselen atması (chipping) ve ayrılma (delaminasyon) şeklinde olduğu bildirilmiştir. Heintze ve arkadaşlarının sadece chipping için yaptığı sınıflamaya göre kırıklar küçük orta ve büyük kırıklar olacak şekilde sınıflandırılmıştır. Küçük kırıklıkların polisajlanması, orta dereceli kırıklıkların kompozit rezin ile tamiri büyük restorasyon kırıklıklarının ise restorasyonun yenilenmesi gerektiğini bildirmişlerdir[182],[183].

Zirkonya destekli restorasyonlarda görülen komplikasyonları teknik ve biyolojik komplikasyonlar olarak ikiye ayırmak mümkündür. Ayak dişin vitalitesinin kaybı, tekrarlayan periodontitis ve çürük gibi sorunlar biyolojik başarısızlıklar olarak değerlendirilebilir. Retansiyon kaybı, veneer seramiğinde görülen kopma kırılmalar ise en sık görülen teknik komplikasyonlar olarak değerlendirilebilir[184].

Diş destekli restorasyonlarda görülen teknik komplikasyonlar; veneer porseleninde kopma ve kırılma, alt yapı kırığı ve retansiyon kaybıdır. İmplantüstü restorasyonlarda görülen komplikasyonlar ise veneer materyal kırığı, altyapı kırığı, abutment ya da oklüzal vida gevşemesi ve retansiyon kaybıdır. İmplant, abutment ve oklüzal vida kırığı ise nadir görülen komplikasyonlardandır[185].

Zirkonya esaslı tam seramik restorasyonlarda en sık görülen komplikasyonlardan birisi veneer porseleninde kopma ve kırılmadır. Alt yapı (kor) ve veneer materyalinin ısısal genleşme katsayısının farklı olmasından meydana gelir[186],[187].

Zirkonya esaslı restorasyonlarda görülen veneer porselenindeki kopma ya da kırılmalar üç seviyede sınıflanabilir[188];

1. Seviye: küçük yüzey kopması, restorasyon yüzeyi parlatma ile tedavi edilebilir.
2. Seviye: orta derecede yüzey kopması, rezin kompozit tamir sistemleri kullanılarak tamir edilebilir.
3. Zirkonyum alt yapının açığa çıkmasına neden olan şiddetli veneer seramik kopması, hasar görmüş protezin değiştirilmesi gerekir.

Tam seramik restorasyonlardaki başarısızlığı ise majör ve minör olmak üzere iki gruba ayırabiliriz. Majör komplikasyonlar; restorasyonların yenilenmesine ya da dayanak dişin çekimine neden olabilecek komplikasyonlardır. Bunlar; alt yapı ya da üst yapıda kırılması, alt yapı ile üst yapı arasındaki ayrılma ve dayanak yapıda meydana gelen kırılmadır[65], [189].

Minör komplikasyonlarda ise restorasyonun değiştirilmesi gerekmez. Bunlar; kenar uyumunun bozulması, desimantasyon, üst yapıda meydana gelen çatlak ya da kopma, çürük oluşumu, endodontik tedavi gereksinimi, dentin hassasiyeti, renk uyumsuzluğu ve yüzey pürüzlülüğünün bozulması olarak değerlendirilebilir[65],[189], [190].

2.10.1. CAD/CAM Sistemleri ile Oluşturulan Restorasyonlarda Görülen Kırık Sebepleri

Tam seramik materyallerin mekanik dayanımını arttırmak için farklı kor materyalleri kullanılmıştır. Son zamanlarda itrium ile stabilize zirkonya polikristalleri (Y-TZP) kullanılmaktadır[191],[192],[193]. Zirkonya kimyasal olarak oksit ve teknolojik olarak seramik materyalidir[194]. Mekanik işlemleri içeren polisaj uygulamaları, zirkonyanın tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümü kolaylaştıracak ağız ortamındaki su ve nem malzemeyi zayıflatabilmektedir[195].

Kısa klinik kuron boyu olan dişlerde, periodontal problemlili hastalarda interokluzal mesafenin az olduğu durumlarda, derin kapanışa sahip diş dizilimlerinde, kantilever yapılması gereken durumlarda ve ileri derecede brüksizme sahip hastalarda tam seramik restorasyonlar kontrendikedir[196],[197].

Tam seramik restorasyonların direnci materyalin karakteristik özelliği, simantasyon tekniğine bağlı olduğu kadar, restorasyon dizaynına, kullanılan alt yapı çeşidine, alt yapıya uygulanan yüzey işlemlerine, alt yapı ve üst yapının kalınlığına, alt yapı ile üst yapı arasındaki bağlanma dayanımına ve okluzal kuvvetler sonucu meydana gelen stresin dağılıma bağlıdır[198], [199].

Seramik materyalinin kırılması tam seramik restorasyonlardaki en büyük başarısızlık faktörlerinden birisidir. Restorasyonların gövde çapa bileşim yerindeki kırıklar alüminyum oksit ve lityum disilikat içeren alt yapı materyalleri ile yapılan tam seramik restorasyonlarda, üst yapı porseleninde koheziv olarak gerçekleşen kırıklar ise zirkonyum oksit içeren alt yapı materyalleri ile yapılan tam seramik restorasyonlarda görülmektedir[65],[196].

Tam seramik köprüler için en uygun tasarım dayanak yüksekliğini ve yüzey alanını arttırmayı baz alınarak yapılmalıdır[65]. Kırılma dayanımı gövdenin uzunluğundan, gövde çapa birleşim bölgesinin şeklinden, pozisyonundan ve boyutundan etkilendiği bildirilmiştir[200].

Tam seramik sistemlerin başarısı, alt ve üst yapının bağlanmasından etkilenmektedir. Alt yapının kalınlığının üst yapı porseleninin kalınlığına oranı, çatlak ilerlemesinin ve muhtemel başarısızlıkları belirleyen temel faktördür. Bu tabakaların kalınlaştırılması ve üst yapı seramiklerinin baskı gerilimlerine alt yapı seramiğinin ise germe gerilimlerine dayanabilmesi sağlanmalıdır. Fakat seramik alt yapı materyalinin kalınlaştırılması restorasyonun aşırı konturlu olmasına veya destek dışı fazla madde kaldırılmasına sebep olmalıdır[65].

Alt yapı-üst yapı kalınlıkları arasında fark olmaması üst yapıda baskı gerilimine sebep olmaktadır. Alt yapı kalınlığı üst yapı kalınlığından fazla oldukça çatlak başlangıcı alt yapı bölgesine doğru kayar. Alt yapı/üst yapı oranının 3/2'den fazla olması kırık hattının restorasyon boyunca uzamasına sebep olmaktadır[182].

Y-TZP (itriyumla stabilize tetragonal zirkonya polikristali) alt yapı restorasyonlarda en kırılabilir bölge, üst yapı veya alt yapı-üst yapı bağlantı bölgesi olarak tespit edilmiştir. Y-TZP alt yapı ve üst yapı porseleninin mekanik özellikleri arasındaki büyük fark buna sebep olmaktadır. Alt yapı-üst yapı bağlantısı arasındaki kırılma ve bükülme dayanımı farkı yüksek olduğunda kırık en zayıf bölgeden başlamaktadır. Alt

yapı ve üst yapı arasındaki ısısal genleşme katsayısı farkı yüksek olduğunda restorasyonun kırılma direnci zarar görmektedir [65],[196].

Alt yapı-üst yapı bağlantısını etkileyen faktörler; alt yapıdaki yüzey işlemleri, alt yapı materyali çeşidi, alt yapı materyalinin renklendirme yöntemi, üretim aşamasında materyalde meydana gelen çatlaklar ve üst yapı porseleninin pişirilmesi esnasında meydana gelen büzülme ve yüzey pürüzlendirme işlemlerinin bu alt yapı materyalinde diğer seramiklere oranla daha zor yapılması olarak bildirilmiştir[65]. Aynı zamanda üst yapının pürüzlendirilmesi ve Y-TZP alt yapılarda renklendirici sıvıların yüzey pürüzlendirmesi yapılmamış materyale uygulanması direncini düşürürken, çatlak oluşumunu arttırmaktadır[201].

CAD/CAM sistemlere bloklara kumlama yolu ile pürüzlendirme retansiyonu arttırmaktadır. Bununla beraber kumlama sonucu renkli bloklarda beyaz bloklara oranla daha fazla pürüzlülük elde edilirken çatlak oluşumu da artmaktadır[201].

Tam seramik restorasyonlarda preparasyon ilkelerine bağlı kalmak hem retansiyona katkıda bulunur hem de okluzal kuvvetler altında restorasyon üzerindeki stres dağılımını sağlar. Gerilim miktarını azaltıp gerekli dayanımı sağlayabilmek için dayanak yüksekliği en az 3-4 mm olmalıdır[202].

Tam seramik restorasyonların simantasyonunda kullanılan çinko fosfat, çinko polikarboksilat ve geleneksel cam iyonomer gibi geleneksel simanların ve rezin modifiye cam iyonomer simanların asit baz reaksiyonuyla sertleşmeleri restorasyonun yüzeyindeki çatlakların artmasına sebep olmaktadır[203]. Bu sebeple cam ve alümina esaslı seramiklerde asit içermeyen simanlar tavsiye edilmektedir[203].

Geleneksel cam seramik restorasyonlarda; önce restorasyonun %5-9.5'lik hidroflorik asitle sonra simantasyon yapılacak diş yüzeyinin %3'lük fosforik asitle pürüzlendirilmesi gerekmektedir. Ardından porselen yüzeyine silan bağlayıcı ajan uygulanmalıdır[105], [176].

Zirkonyum oksit restorasyonların simantasyonunda adeziv rezin, kompomer, rezin modifiye cam iyonomer ve self adeziv kompozit gibi rezin içeren çeşitli materyaller kullanılabilir. Bu simanların mekanik özellikleri yüksek kırılma dayanımlı zirkonya esaslı restorasyonlarda kullanılabilir fakat cam seramik restorasyonları desteklemek için yetersizdir[204]. İtiryum oksit ile stabilize edilmiş ve itiryum oksitle

kısmen stabilize edilmiş tetragonal polikristallerin ikisi de kırılmak tokluğunu arttırmaktadır. Oluşan çatlaklarda, oluşan grenler enerjiyi emmekte ve bu enerji kristallerin tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümüne neden olmaktadır. Bu dönüşüm sırasında %4 oranında bir hacim artışı meydana gelir ve bu genişleme çatlağın ilerlemesine engel olmaktadır [187],[205].

2.11. Porselen Kırıklarında Uygulanan Tamir Yöntemleri

Porselen restorasyonlarda görülen kırıklarda ağız içi ve ağız dışı olmak üzere iki farklı yöntemle tamir yapılabilir. Tamire başlamadan önce mutlaka kırılmanın nedeni belirlenmeli ve bu sorun giderilmelidir. Porselen tamirinde hedef tamir materyali ile restorasyonun fonksiyon ve estetiğinin tekrardan sağlanabilmesidir. Ağız içi dokuların sağlığının kontrolünden sonra restorasyonun tamirine karar verilmelidir. Porselen tamirinin klinik olarak başarılı olabilmesi ve uygulanacak tamir yönteminin seçimi; tamir işlemi ile yeniden oluşturulacak olan porselen miktarı, kırığın lokalizasyonu, alt yapı yüzeyi ve dişin pozisyonu gibi birçok değişkene bağlıdır[206].

2.11.1. Ağız Dışı Tamir Yöntemi

Ağız dışı tamirde restorasyon ağızda uzaklaştırılarak laboratuvar ortamında yeniden veneerlenerek fırınlanır. Restorasyonun orijinal renginin elde edilmesinde bu yöntem oldukça başarılıdır. Tamir işleminin laboratuvar ortamında uygulanması hekimin hasta başında geçireceği süreyi de azaltmaktadır[206]. Hasar görülen restorasyonun yerinden çıkarılması ve laboratuvara gönderilmesi hasta açısından estetik problem oluşturmaktadır. Ayrıca porselen uygulanması sonrası tekrardan fırınlanması da seramik restorasyona hasar vermektedir. Üretim ve glaze işlemi dahil olmak üzere restorasyon en az iki kere fırınlanmaktadır. Tekrarlayan fırınlama işlemleri seramiğin kırılma dayanımını, rengini ve marjinal uyumunu olumsuz yönde etkilemektedir [206]–[210],[211]. Tam seramik restorasyonlar metal destekli restorasyonlara kıyasla ısı değişimlerine ve tekrarlayan fırınlamalara karşı daha hassastır. Yüksek maliyet, restore edilmiş dişe zarar verilebilmesi, zaman kaybı, restorasyonun çıkarılmasındaki zorluk, ek seanslara ihtiyaç duyulması ve restorasyonun fırınlamadan olumsuz etkilenebilmesi gibi

sebeplerden dolayı restorasyonların tamirinde ağız içi tamir yöntemlerinin tercih edilmesine neden olmaktadır[212].

2.11.2. Ağız İçi Tamir Yöntemi

Ağız dışı tamir yöntemleri hem zaman alıcı hem de pahalı bir yöntemdir. Restorasyonun yerinden çıkarılması sonucu hem dişte hem de restorasyonda meydana gelebilecek olan komplikasyonlar nedeniyle porselen kırıklıklarında ağız içi tamir yöntemi sıklıkla tercih edilmektedir[213].

Küçük boyutlarda porselen seramiğinde kopma (minor chipping) görülen olgularda kırılma meydana gelen bölgedeki porselen polisajlanarak hem estetik olarak daha iyi bir görüntü elde edilir hem de mevcut kırığın ilerlemesi engellenmektedir[214]. Porselen atması (Chipping) iki tabakalı kron sistemlerinde sıklıkla görülen komplikasyon tipidir. Ziroynumda görülen porselen atması genellikle köşe kırıkları olarak karşımıza çıkmaktadır[215]. Ağız içi porselen tamir yönteminde uzun dönem başarının sağlanabilmesi için kompozit rezin ve tamir yapılacak bölge arasındaki bağlantının çok iyi yapılması gerekmektedir[216]. Önceden porselen restorasyonların tamirinde metal, seramik ya da diş dokusu üzerinde oluk hazırlayarak burada oluşan andırkat aracılığıyla makromekanik tutuculuk sağlayarak porselen tamiri yapmak sıklıkla tercih edilse de günümüzde mikromekanik retansiyon sağlayan adeziv sistemlerin gelişmesi ile birlikte mikromekanik tutuculuk aracılığıyla porselen tamirinin yapıldığı sistemler kullanılmaktadır[217], [218]

Metal seramik restorasyonlarda kırık; sadece porselende oluşan kırıklar, porselende oluşan fakat az miktarda metalin açığa çıktığı kırıklar ve porselenin büyük miktarda kırılıp metalin tamamen açığa çıktığı kırıklar olmak üzere üç farklı şekilde görülebilir[219]. Kompozitin metal veya porselen yüzeyine bağlanmasında, elmas frezle pürüzlendirme, kumlama (air abrazyon), asitle pürüzlendirme, silika kaplama ve lazer uygulamaları gibi mekanik bağlanma yöntemleri kullanılmaktadır. Pürüzlendirme işleminden sonra silan ve metal primeri gibi bağlayıcılığı arttıran kimyasal ajanlardan da faydalanılmalıdır[218]. Fiziksel ve kimyasal retansiyon yaratan sistemlerin kombine kullanılması tamir işleminin dayanıklılığını ve kullanım süresini arttırmak için kullanılmalıdır[212].

2.11.3. Ağız İçi Porselen Tamir Yöntemlerinde Kullanılan Yüzey İşlemleri

Restorasyonların klinik başarısında güçlü bir bağlantı sağlanması siman ve diş arasında başarılı bir adeziv bağlanmayla sağlanmaktadır. Rezinin restorasyona ve diş bağlanması olarak iki şekilde adeziv bağlantı gerçekleştirilmektedir. Daha başarılı bir bağlanma dayanımı sağlamak için seramik yüzeyine mekanik, kimyasal ve hem mekanik hem kimyasal yüzey işlemleri uygulanmaktadır. Kullanılan materyalin çeşidini ve mikro yapısını bilmek ve bu özelliklere göre uygulanacak yüzey işlemini seçmek dayanıklı bir bağlantı sağlamak için önemlidir[220].

2.11.3.1. Frez ile Pürüzlendirme

Retansiyon sağlanacak olan porselen veya metal yüzeyin yeşil veya siyah bantlı frezlerle pürüzlendirilmesi işlemidir. Yüzeyde kalan desteksiz yapının ve ağız içerisinde oluşan smear tabakasının da uzaklaştırılması da sağlanır. Fakat bu işlem sonucu porselende çatlak oluşumu ya da mevcut çatlağın ilerlemesi söz konusu olabilmektedir[221],[222]. Frezin gren büyüklüğü, uygulama sırasındaki basınç ve seramikteki mevcut stresler gibi faktörler bu durumu etki etmektedir[223].

Feldspatik porselenlerin yüzeyinde elmas frezlerin gren büyüklüğünün oluşturduğu yüzey hasarının Sonlu Elemanlar Analizi (FEM) ve Taramalı Elektron Mikroskopu (SEM) ile incelenmesi sonucu; kalın grenli frezlerin ince grenli frezlerden 6-8 kat daha fazla yüzey hasarına neden olduğu tespit edilmiştir[224]. Hibrit seramiklere uygulanan (Lava Ultimate, Vita Enamic ve GC Cerasmart) yüzey işlemlerinin etkisinin termal siklüs (5° ile 55° 20 saniyede 10000 siklüs) öncesi ve sonrası değerlendirildiğinde bağlanma dayanımını arttırdığı tespit edilmiştir. Termal siklüs uygulanmayan grupta ise en yüksek bağlanma dayanımının frezle pürüzlendirme ve asit uygulaması sonrası silan uygulanan grupta olduğu belirtilmiştir[225].

Zirkonya seramiklerde ise frezle pürüzlendirme yüzeyde stres oluşumuna ve faz değişimine sebep olmaktadır. Zirkonya tetragonal fazdan monoklinik faza geçmekte ve materyalin dayanıklılığı azalmaktadır[226].

2.11.3.2. Asit ile Pürüzlendirme

Tam seramikler restorasyonlarda mikromekanik retansiyonu arttırmak için yüzey pürüzlendirme işlemlerinden birisi de asit ile pürüzlendirmedir. Asit, silika içeren cam matriks ile reaksiyona girer ve hekzaflorosilika oluşturur. Cam matriks ortadan kalkmış olur kristal yapı açığa çıkar ve yüzey enerjisinin arttırılması sağlanır[227],[228].

Retansiyon sağlanacak olan alanın HF asit veya asitlendirilmiş fosfat florür (APF) jel kullanılabilir. HF asit porselen pürüzlendirilmesinde sıklıkla kullanılır ve fosforik asitten çok daha güçlü bir asittir[221]. Hidroflorik asit seramiğin camsı ya da kristalin yapısını çözer bu nedenle alümina içerikli porselen restorasyonlarda ve zirkonyum oksitte etkili değildir [10],[229].

Genellikle %5-10'luk HF asit 60 sn süreyle tamir yapılacak alana uygulanır. Ağız içerisinde hidroflorik asitin düşük konsantrasyonlardaki (%6-10) çözeltileri kullanılmalıdır[230]. Pürüzlendirilme yapılacak olan materyale göre asitleme işlemin süresi arttırılabilir ya da kısaltılabilir. Asitleme işlemi öncesi mutlaka izolasyon sağlanmalı rubber dam ve cerrahi aspiratör kullanılmalıdır. Eğer rubber dam uygulanamıyor ise yumuşak dokuya ve komşu diş dokularına yani HF asitin gelmesini istemediğimiz bölgelere koruyucu olarak sodyum bikarbonat jel (Etch Arrest, Ultradent, North America) uygulanmalıdır[231]. Asitleme işlemi sonrasında yüzey parmak veya tükürük ile kontamine olursa kontamine olmuş yüzeyi temizlemek için fosforik asit uygulanabilir. Bu işlem hidroflorik asit gibi mikromekanik retansiyona katkı sağlamaz sadece yüzey kimyasının değişmesini sağlar [231], [232].

Hidroflorik asitin yumuşak dokularda zararlı etkisi nedeniyle özellikle deriye ve solunması sonucu akciğerlere ciddi şekilde zarar verir. Bu riski azaltmak için HF yerine APF kullanılabilir. APF, topikal bir florid jeldir. 10 dk süre ile %1,23'lük APF jelin kullanılması ile elde edilen pürüzlülük %9,5'lik HF asitin 5 dk kullanılması ile elde edilen pürüzlülüğten daha azdır. %36-40 oranında fosforik asitin kullanımı da ağız içi tamir sistemlerinde kullanılmaktadır. Fakat bu asit HF kadar güçlü değildir[233], [234].

Kumlama ve hidroflorik asitin kombine kullanımı mikromekanik tutunmanın maksimum olmasını sağlar[234], [235]. Fakat sadece asit kullanımı daha pratiktir çünkü kumlama işlemi için klinik ortamında kumlama cihazı bulunmalıdır[146].

2.11.3.3. Kumlama (Air Abrazyon)

Aluminyum oksit partiküllerinin zayıf porselen parçacıklarını uzaklaştırması ile daha temiz ve reaktif bir porselen yüzeyi elde edilmek için kullanılması işlemidir. Mekanik retansiyon, adezyon ve ıslanılabilirlik artar [222],[236]. Kullanılan alüminyum oksit partiküllerinin boyutu 30-125 μm arasında değişmektedir.[222]. 2-3 bar uygulama basıncı kullanılır. Kumlama ucu materyale 5-20 mm uzaktan ve 15 sn süre boyunca uygulanır. Partikül büyüklüğü, uygulanan basınç ve uygulama süresi ve açısı kumlamanın etkinliğini etkiler[222]. Rubber dam ve cerrahi aspiratör uygulanması gereklidir. Porselenle pürüzlendirmeye kıyasla daha az çatlak oluşturma riski olduğu bildirilmiştir[220],[221].

Tam seramik sistemlerde aşırı basınçlı uygulanması, seramikte kopmalara ve materyal kaybına neden olabileceği için kullanımı tavsiye edilmemektedir[237]. Zirkonya alt yapıli restorasyonlarda veneer seramikte ayrılma veya kırılmaya sebep olabilmektedir[188], [238]. Zirkonya seramiklerde yüzeyde mikro çatlaklar oluşturur ve tetragonal fazdan monoklinik faza geçişe sebep olabilmektedir. Bu transformasyon dönüşümünü ortadan kaldırmak için zirkonyaya tekrar ısı uygulanması ya da sinterlemeden önce kumlama işleminin yapılması önerilmektedir [170], [236], [237], [239]. Sinterleme öncesi yapılan kumlama işleminin monoklinik fazı azalttığı ve zirkonyanın dayanımının arttırdığı bildirilmiştir[170].

2.11.3.4. Tribokimyasal Silika Kaplama

Mekanik enerji uygulanırken materyalin kimyasal ve fizikokimyasal değişiklik oluşturmaya tribokimya etkisidir[240]. Silanize edildikten sonra, silanol grubu içermeyen metal ve oksit seramiklerin bağlantı dayanımının artacağı düşüncesiyle bu teknik geliştirilmiştir[241]. Asit uygulamasına dayanıklı seramikler için de bu teknik önerilmiştir[242]. Basınç ile uygulandığı zaman alümina partiküllerinin silika ile modifiye edilmiş hali olan tribokimyasal silika kum seramik yüzeyinde silika tabakası oluşturur[236],[242]. Bu yöntemle uygulanan sistemlerde (Rocatec , Cojet, 3M-ESPE, Seefeld, Almanya), alümina partikülleri seramik yüzeyine 15 μm 'ye kadar penetre olmaktadır[242].

Tribokimyasal silika kaplamada hem kumlama yoluyla rezinin mikromekanik olarak bağlanabileceği yüzey oluşturulmakta hem de seramik yüzeyin silika ile kaplanması rezi ve silan arasında kimyasal bağlantı sağlanmaktadır [242],[243]. Cojet sistemi; metal seramik ve seramik restorasyonlarda kırık tamiri ve simantasyon işlemlerinde kullanılmaktadır. Soğuk silikatizasyon ile silika kaplama işlemi yapılır. Gerekli olan enerji kumun yüzeye çarpması sonucu oluşan kinetik enerjiden elde edilir. Kinetik enerji sonucu lokal bir ısı artışı elde edilir ve böylelikle sıcaklık artışı olmaksızın makroskopik olarak silikatizasyon gerçekleşir[244]. 30 µm boyutunda silika modifiye Al₂O₃ kum içerir. İntraoral olarak tamir işlemlerinde ve ekstraoral olarak simantasyonda uygulanır[244],[245].

Rocatec isteminde; basınçlı hava ile partiküllerin kinetik enerjisinin seramik yüzeyine aktararak yüzey sıcaklığı anlık olarak 1200 °C'ye kadar yükselir. Bu sıcaklıkla yüzeyde mikroskobik olarak erime gerçekleşir. Böylelikle silika modifiye alümina partikülleri yüzeyin derinliklerine gömülür ve yüzey silika ile kaplanmış olur[240]. Bu sistemde öncelikle 11 µm Al₂O₃ partikülleri içeren Rocatec Pre uygulanarak yüzey temizlenir[246]. Yüzeyin silika kaplanması için Rocatec Soft (30 µm partikül büyüklüğü) ya da Rocatec Plus (110 µm partikül büyüklüğü) 280 kPa basınçla 13 sn/cm² süre ile yüzeye dik olarak 10 mm mesafeden uygulanır. Bu sistem genellikle laboratuvar da uygulanmaktadır[244].

2.11.3.5. Pirokimyasal Silika Kaplama

Yüksek sıcaklıktaki silanın kimyasal reaksiyon ile silikaya dönüşme mekanizması ile çalışmaktadır[247], [248]. Silicoater Classic, Silicoater MD ve Siloc® (Heraeus-Kulzer, Wehrheim, Almanya) gibi sistemler yüksek sıcaklıkların kullanımına dayanan laboratuvar sistemleridir[12], [247]. 150-200 °C'ler arasında alev kullanılır. Silanın reaktif ara maddeleri yüzeye çöker sonrasında soğuması beklenip reaksiyona girmesi için silan uygulanır. Uygulama sonrası yüzeye opak sürülür ve ışıkla polimerize edilir. Bu yöntem klinik pratiğinde fazla tercih edilmemiştir. Silicoater teknolojisinde hasta başı kullanıma uygun ve bir el aletinin ucundan çıkan alev ile kullanılan Silano-Pen ve PyroSil Pen geliştirilmiştir [12], [247].

2.11.3.6. Silan Uygulaması

Silanın hem organik hem de inorganik yüzeylerle kimyasal bağlantı oluşturma yeteneği vardır. Kompozit ve porselen arasındaki bağlantıyı sağlayan mekanizmayı oluşturur[230]. Porselen yüzeyine silan uygulanmasından sonra hidrolize olarak porselen ile metakrilat grupları da kompozitin metakrilat grupları ile reaksiyona girmektedir[249]. Aynı zamanda porselen yüzeyinin ıslanılabilirliğini arttırarak rezinin porselen yüzeyindeki mikrotutucu bölgelere adaptasyonuna katkıda bulunmaktadır [220],[250], [251]. Margeas ve arkadaşlarının yaptığı çalışmaya göre silan uygulaması sonrası bağlantı yüzeyinin dayanımını %25 arttırmaktadır[252].

Silanın kimyasal formülü $R'-Si(OR)_3$ 'dir. R' genellikle metakrilat olup polimerizasyondan sonra adeziv sistem ile kovalent bağ oluşturur. R silanolü (SiOH) hidrolize ederek silikon inorganik molekülleri ile kovalent bağ (Si-O-Si) oluşturur. Rezin ve seramik bağlantısında en sık kullanılan silan monomeri 3-metakriloksipropil-trimetoksisilan'dır (γmethacryloxypropyltrimethoxysilane, 3-MPS) [243], [253], [254].

Silan primerleri (silan ajanı) siloksan bağlarını arttıran yüksek miktarda çözücü ve zayıf bir asit içerir[254]. Hidrolize olmamış tek şişe silan primeri, prehidrolize tek şişe silan primerleri, 2 veya 3 şişe silan primerleri olmak üzere 3 ana grup olarak sınıflandırılırlar[255]. Silan zayıf bir asitle hidrolize olduktan sonra etkinleşmektedir. Hidrolize silanın raf ömrü kısadır ve etkinliği zamanla azalmaktadır[254]. Raf ömrünü ve ilk aktiviteyi arttırmak için iki şişe silan sistemi geliştirilmiştir. Etanol içerisinde çözülmüş hidrolize edilmemiş silan monomeri bir şişede diğer şişe de ise asetik asitin sulu çözeltisi bulunmaktadır. Kullanımdan önce bu ikisi karıştırılmalıdır[247].

Silanın başarılı bir bağlantı sağlaması için ince bir tabaka halinde (10-50nm) silan uygulaması önerilmektedir.kalınlık ve tekrarlama arttıkça koheziv yıkım gelişmektedir. Bu nedenle silan kalınlığını azaltmak için ısı uygulaması önerilmektedir. Isı uygulaması silanın etkisini arttırmakla beraber seramik yüzeyindeki alkol, su ve diğer ürünleri uzaklaştırmaktadır [256],[257].

Lösit ile güçlendirilmiş cam seramiğe (IPS Empress Esthetic, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) mekanik ve kimyasal yüzey işlemlerin uygulanması sonrası rezin ile bağlanma dayanımına etkisini incelendiğinde, silan uygulanan grupta daha iyi bağlanma dayanımı olduğu bildirilmiştir[258].

2.11.3.7. Primer Uygulaması

Çeşitli baz ve soy metaller ile rezin simanlar arasında bağlantıyı sağlamak için aynı zamanda metal seramik restorasyonlarda açığa çıkmış metal yüzeyinin tamiri için primerler kullanılmaktadır. Metallerin yüzeyinde bulunan metal oksit tabakasından dolayı kuvvetli bir bağlantı sağlanmaktadır. Zirkonyum yüzeyi de titanyum yüzeyi gibi pasif bir oksit tabakası (ZrO_2) ile kaplanmaktadır. Bu özelliği sayesinde primerler zirkonyanın rezin simanlar ile oluşturduğu bağlanma dayanımını arttırmaktadır[259].

Kumlamanın ve metal primerlerinin Y-TZP seramik rezin siman bağlantısına etkisini incelediği çalışmada tek başına kumlamanın tek başına primer uygulanmasından daha fazla bağlanma dayanımına katkıda bulunduğuna fakat kumlama sonrası uygulanan metal primerinin bağlanma dayanımını daha fazla arttırdığı bildirilmiştir[259]. Hem metal primerinin hem de rezin simanın içerisinde bulunan 10-metakriloiloksidezil dihidrojen fosfat (10-methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate, MDP) rezin siman ile seramik arasında kimyasal bağ oluşturmaktadır[260]. Bu bağ zirkonyumun hidroksil grupları ve MDP'nin fosfat ester monomerleri arasında gerçekleşen reaksiyon sonucu olmaktadır[254],[261].

Metal/Zirkonya Primer (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ve AZ Primer (Shofu, 1kyoto, Japan) gibi fosforik asit monomeri içeren primerler, oksit seramiklerin yüzeyinde kimyasal bağ oluştururlar. Bu nedenle bu primerler zirkonya ve alümina seramikler için alternatif olarak gösterilmektedir[247]. İlerleyen zamanlarda, organofosfat ve karboksilik asit monomerleri içeren zirkonya primerleri geliştirilmiştir. Organo fosfat monomerleri silan gibi işlev görürken fosfat monomerleri ise alt tabakadaki metal ile oksitlerle bağ oluşturan fosforik asit grupları içermektedir karboksilik asit ise oluşan bağın geliştirilmesini sağlar[262].

Dipentaeritritol penta-akrilat fosfat (dipentaerythritol penta-acrylate phosphate, PENTA) ilerleyen zamanlarda organofosfat ester kaplama ajanı olarak geliştirilmiştir[247],[263]. Y-TZP ile metakrilat içerikli rezin siman ve PENTA içeren deneysel primerin etkisinin incelendiği çalışmada; PENTA'nın bağlanma dayanımının MDP'den daha iyi olduğu bulunmuştur[247],[263].

2.11.3.8. Selektif İnfiltrasyon Etching (SIE) Tekniği

Aboushelib ve arkadaşlarının geliştirdiği bu teknikte; akıcı kıvamdaki sıvı camın tam sinterize zirkonyanın yüzeyine uygulanmasıyla nano düzeyde aşınmış ve poröz bir yüzey elde edilmesi hedeflenmiştir[264],[265].

Zirkonyanın adeziv rezinlerle bağlantısını arttırılan ve yeni geliştirilen bu teknikte silika partikülleri (ağırlığının % 65'i), alümina (ağırlığının % 15'i), sodyum oksit (ağırlığının % 10'u), potasyum oksit (ağırlığının % 5'i) ve titanyum oksit (ağırlığının % 5'i) içeren özel bir cam infiltrasyonu uygulanmaktadır [261],[265]. Bu silika esaslı materyal, camsı geçiş sıcaklığına kadar (750 °C) ısıtılır. Eritilmiş cam tam sinterize zirkonyanın yüzeyine dağıtılır ve zirkonyanın gren sınırlarının değişmesine neden olur. Asitleme işlemi sonrası camın uzaklaştırılmasından sonra, daha güçlü bir mikromekanik bağlantının elde edildiği ve rezinin nüfuz edebileceği bir yüzey oluşturulmaktadır [265].

Bu teknikte kumlama sonrası görülen zirkonya yüzeyinde stres yoğunlaşma alanları, çatlak başlaması ve yayılması gibi olumsuz yüzey defektleri olmadığı belirtilmektedir[265], [266].

2.11.3.9. Plazma Sprey Yöntemi

Plazma; serbest radikaller gibi reaktif parçacıklar ve elektronik olarak uyarılmış atomlar, moleküller içeren kısmi iyonize gazlar olarak tanımlanmaktadır[267],[253]. Gaz sıcaklığına bağlı olarak plazmalar, termal ve termal olmayan plazmalar olarak iki ana gruba ayrılmaktadırlar [253],[268].

Yüzeylerin düzenlenmesi, aşındırılması, temizlenmesi ve fonksiyonelleştirilmesinde, solid biomateryal ve tıbbi cihazların sterilizasyonlarında kullanılmaktadırlar. Plazmalar içerdikleri kimyasal aktif parçacıklar sayesinde materyalin yüzey enerjisini arttırarak yüzey kimyasını optimize etmektedir[269]. Kimyasal ve fiziksel özelliği farklı buharlar ve florin, klorosilan, heksametildisiloksan veya kalay oksit gibi plazmalar plazma spre yönteminde kullanılmaktadır [220],[228].

Cam fiberlerin, fiber içerikli kompozitlerin ve cam seramiklerin, polikarboksilat seramiklerin bağlanma dayanımını arttırmak amacıyla plazmalar kendilerine diş hekimliğinde kullanım alanı bulmuşlardır[269]. Plazma oksiflorür, zirkonya yüzeyine,

zirkonyum oksiflorür ($ZrOxFy$) tabakası (1-3 nm kalınlığında) kaplamak için kullanılmaktadır. Silan ve 10-metakriloiloksidezil fosfat (MDP) içeren rezin simanlarla beraber uygulandığında bağlanma dayanımını arttırmaktadır[261].

Plazma uygulamasının zirkonya seramik bağlantısına etkisi araştırıldığında plazma uygulamasının zirkonya yüzeyini hidrofilik hale getirdiği ve bu nedenle veneer seramiği ile zirkonya arasında oluşan bağlanma dayanımı arttırdığı bildirilmiştir[270].

2.11.3.10. Lazer ile Pürüzlendirme

Zirkonya ve seramik yüzeyi tarafından absorbe edilen lazer enerjisi ısı enerjisi açığa çıkarır ve materyalim yüzeyinde soyulmalar gerçekleşmesine neden olur. Mikromekanik bağlantıyı etkileyen faktörler lazerin çıkış gücü ve enerji seviyesidir[227],[271]. Al_2O_3 kumlama, %5'lik HFA ve Nd:YAG lazer gibi yüzey pürüzlendirme işlemlerinin lōsit ile güçlendirilmiş seramiğe rezin ile bağlantı dayanımı değerlendirmek amacıyla yapılan çalışmada makaslama kuvveti sonucu en yüksek bağlanma dayanımı değeri kumlama işleme sonucu olduğu görülmüştür. HFA ve lazer uygulamaları sonucunda ise bağlanma dayanımında anlamlı bir fark bulunmamıştır[272]. Yapılan başka bir çalışmada ise Nd:YAG ve Er:YAG lazerlerin tek başına uygulanması bağlanma dayanımı üzerinde yeteri kadar etkili değilken HF asit uygulaması ile beraber uygulanmasının bağlanma dayanımını daha fazla arttırdığı bildirilmiştir [243],[273]. CO_2 lazer yüzey 2.3-10.6 μm dalga boyu ile dental porselenlerin yüzey pürüzlülüğüne katkıda bulunabilmektedir. CO_2 lazer 3W ve 4W güçte kullanıldığında bağlanma dayanımına katkıda bulunduğu bildirilmiştir [236],[274]. Başka bir çalışmaya göre ise 4.5W güçte 60 sn uygulanan CO_2 lazerin dental porselenlerde yüzey pürüzlülüğünü arttırdığı bildirilmiştir[173].

2.11.3.11. Tam Seramik Materyallerde Yüzey İşlemleri

HFA ve silan uygulaması cam matriks seramiklere yüzey işlemi olarak uygulanmaktadır. Ayrıca asit ve silanın etkisinin birleştirildiği self etching seramik primerleri de uygulanmaktadır[253]. Silikat içeren seramiklerde HF uygulanması sonucu seramik yüzeyinde rezin ile bağlanmayı olumsuz etkileyen silika florid tuzu oluştuğu

belirtilmektedir[241]. Bu nedenle frezle pürüzlendirme, tribokimyasal silika kaplama veya asidik florür içeren asitlerin kullanılması gibi işlemler cam seramik yüzeylerde uygulanmaktadır[258],[275],[276]. Cam seramiklere yüzey işlemi olarak uygulanan lazer HF asit uygulaması ile benzer bağlanma dayanımı sağladığını gösteren çalışmalar mevcuttur[243],[272], [277].

Zirkonya inert bir materyal olduğu için rezin simanlar ile kimyasal bağ oluşturmaları zordur. Resin simanlarla zirkonya yüzeyinde oluşan bağlanma dayanımını arttırmak için Al_2O_3 kumlama, SIE, lazer, tribokimyasal silika kaplama, silan uygulaması ve MDP primer uygulaması gibi çeşitli yüzey işlemleri uygulanmaktadır [228],[253].

Son yıllarda seramik ve kompozitin olumlu özelliklerini birleştirmek için geliştirilen bir materyal olan resin matris seramiklerde yapılan in vitro çalışmalarda yüzey işlemi olarak HF asit ve Silan uygulanması önerilmektedir[253],[278],[279], [280].

2.12. Dental Materyallere Uygulanan Yapay Yaşlandırma Yöntemleri

Dental materyallerin uzun süreli ağız içi kullanımları sonucu oluşabilecek olan fiziksel ve mekanik etkilerini, laboratuvar ortamında çok daha az bir sürede ve kontrol edilebilir koşullar altında test etmek üzere geliştirilen yöntemlere yaşlandırma yöntemleri denilmektedir[281]. Ağız içerisindeki şartlar nedeniyle seramik kompozit bağlantısı termal, mekanik ve kimyasal etkenlere maruz kalmaktadır. Bu etkenlerin uzun bağlantıyı uzun dönemde nasıl etkilediğinin değerlendirilmesi klinik başarı için önemlidir. Bu amaçla kullanılan in vitro yaşlandırma yöntemleri; uzun dönem suda bekletme, termal veya mekanik siklus içerisinde bekletme, yapay tükürük içinde bekletme ve pH döngüsü ile yaşlandırma yöntemleridir[282].

2.12.1. Uzun Dönem Suda Bekletme ile Yaşlandırma

En yaygın kullanılan yapay yaşlandırma tekniklerinden birisidir. Oral kaviteyi taklit eden sulu ortamda materyalin ya da dişlerin saklanması işlemidir. Örnekler 37 °C distile suda bekletilir. Bu bekletme birkaç ay ile 4-5 yıl arasında değişebilmektedir[200], [283].

2.12.2. Yapay Tükürük İçerisinde Yaşlandırma

Yapay veya doğal tükürük içerisinde örneklerin farklı sürelerde ve farklı sıcaklıklarda bekletilerek yaşlandırılması işlemidir[276].

2.12.3. pH Döngüsü ile Yaşlandırma

Örnekler asit solusyonuna yerleştirilerek klinik şartların taklit edilmeye çalışıldığı yöntemdir. Örnekler asit solüsyonunda (pH 4,3), sıcaklık 37 °C, 6 saat ve sonrasında yapay tükürükte 37 °C’de 17 saat bekletilmektedir. Böylelikle ağız içi ortamı taklit eden bir karyojenik ortam oluşturulur. Bu yöntem genellikle klinik şartları taklit etmek için kullanılır. Bağlanma dayanımını değerlendirmek için diğer bahsedilen yöntemler kullanılmaktadır[284], [285].

2.12.4. Mekanik Siklüs ile Yaşlandırma

Ağız içerisinde çiğneme kuvvetlerinin yaptığı etkiyi, örnekler dinamik veya durağan kuvvetlerin belirli aralıklarla uygulanması yöntemidir. Çiğneme simülatörü gibi cihazlar kullanılır[286], [287].

2.12.5. Termal Siklüs ile Yaşlandırma

Yaygın olarak kullanılan yaşlandırma yöntemlerinden birisidir. ISO TR 11450 standardına göre suda 5°C ve 55°C arası suda örneklerin bekletilmesi uygun bir yapay yaşlandırma yöntemidir. Termal siklüs iki yolla çalışır; ilk olarak sıcak su seramik kompozit bağlanma bölgesinde ara yüz bileşenleri suyu diffüze eder ve yıkım ürünleri ya da polimerizasyonu gerçekleşmemiş oligomerlerin ortaya çıkışını hızlandırır. Diğer yöntem ise termal genleşme ve büzülme katsayıları arasındaki farklılık sonucu materyallerin bağlantı bölgesinde stres oluşturur. Bu stresler ara yüzde çatlaklar veya boşluklar oluşturabilir[288],[289].

Oral kavite sıcaklığı dinlenme durumundayken 36.4 °C'dir[290]. Yiyeceklerin ve içeceklerin sıcaklıkları değişebildiğinden ağız içinin de sıcaklığı değişebilmektedir. Tüketilen gıdaların sıcaklıkları 50-60 °C ve 0-10 °C arasında değiştiği bildirilmiştir [291]. Ağız içindeki döngü sayısı tam olarak bilinmediğinden 20-50 döngü bir gün olarak baz alınmıştır. Bu hesaplamayla 10000 döngünün 1 senelik in vivo kullanıma denk geleceği bildirilmiştir[289].

2.13. Bağlanma Dayanımının Değerlendirilmesinde Kullanılan Testler

Adeziv ve adherent ara yüzeyindeki birim alanda bağlantıyı bozarak başarısızlığa neden olan minimum kuvvete bağlantı kuvveti denilmektedir. Bağlantı kuvvetinin hesaplanabilmesi için alanın boyutlarının bilinmesi gerekmektedir [292], [293]. Bağlantı direncini değerlendirirken, adeziv-adherent ara yüzünde meydana gelen ayrılma tipi incelenilerek test sonuçları standardize edilebilir [294]. Doğru değeri ölçebilmek için en fazla stres oluşan alanın adeziv ve adherent ara yüzü olması gerekmektedir[180].

Rezin bazlı materyallerin bağlanma dayanımını değerlendirmede sıklıkla kullanılan testler; gerilim (tensile), mikrogerilim (microtensile), makaslama (shear), mikromakaslama (microshear) testleridir[295],[296].

2.13.1. Gerilim (Tensile) Testi

Adeziv ve adherent arayüzüne dik yönde etki eden kuvvet ile bağlanma dayanımının ölçüldüğü testtir. Örnelerin sabitlenmesindeki zorluk ve arayüzde oluşan heterojen stresler gibi bazı limitasyonları mevcuttur[180]. En önemli nokta örnekleri yapıştırırken yanlış yüzey açılanmaları yapmamaktır [297], [298]. Genellikle koheziv kırıklar oluşmaktadır. Bu durum materyaller arasındaki dayanım değerinin doğru ölçülmesini engellemektedir[299].

2.13.2. Mikrogerilim (Microtensile) Testi

Test uygulanacak olan örnekte bağlantı yüzeyinden 1mm²'lik elmas separe ile su soğutması altında kesitler alınır. Bu kesitler mikrotensile test cihazına bağlanarak ara

yüze dik olacak şekilde 1mm/dk gerilim kuvveti ile kopma meydana gelene kadar çekilir [300], [301]. Örneklerin sabitlenmesinin daha kolay olması, arayüzde meydana gelen homojen stres dağılımı ve daha hassas bağlantı dayanımı değerlendirmesi yapılabilmesi gibi avantajlara sahip bir yöntemdir[302], [303]. Küçük alanlarda etkin bir yöntem olmasına karşın örneklerin hazırlanması hassasiyet gerektirir ve uzun zaman almaktadır[304].

2.13.3. Makaslama (Shear) Testi

Adeziv ve aderentin bağlantı arayüzüne paralel olacak şekilde ayrılma meydana gelene kadar 0.5mm/dk hızda kuvvet uygulanmasıdır[199], [305]. Bağlantı dayanımını değerlendirmede en yaygın olarak kullanılan testtir[306]. Mikrogerilim testine göre örnek hazırlaması daha kolaydır ve daha hızlı sonuç elde edilir [255],[304]. Fakat arayüzde homojen olmayan stres birikiminden dolayı daha çok koheziv kırık görülmesine neden olmakta ve bu durum da beklenenden daha düşük değerler çıkmasına neden olmaktadır[199],[307]. kuvvet uygulanan parça bağlanma yüzeyine en yakın olacak şekilde konumlandırılmasının gerekmesi ve standardizasyonun zor olması nedeniyle çalışmaların karşılaştırılmasının zorluğu bu testin limitasyonları arasındadır[308].

2.13.4. Mikromakaslama (Microshear) Testi

Geleneksel makaslama testine göre daha küçük bir alanda bağlanma dayanımı ölçen test yöntemidir[304]. Örneklere 0.5 mm/dk hızla kuvvet uygulanır ve bağlantının kırıldığı andaki kuvvet değeri kaydedilir. Makro testlere göre mikro testler daha homojen kuvvetler ile bağlanma dayanımını ölçebilmektedir[309], [310]. Aynı zamanda daha küçük bir alanda ölçüm yapıldığı için bir örnekten birden çok örnek elde edilmektedir. Bağlantı arayüzündeki bölgesel farklılıklar elimine edildiği için bu farklılıklardan kaynaklanan hataların önüne geçilmiş olur[311].

2.14. Yüzeylerin İncelenmesinde Kullanılan Mikroskopik Yöntemler

Materyallerin yüzey pürüzlülüklerinin belirlenmesi amacıyla optik profilometreler, mekanik profilometreler, atomik kuvvet mikroskobu, taramalı elektron mikroskobu (SEM) ve mekanik profilometreler gibi çeşitli cihazlar kullanılmaktadır. Yüzey dokusu makropürüzlülük, mikropürüzlülük, yüzey paterni ve yüzey hatalarını içermektedir. Mekanik profilometre ve atomik kuvvet mikroskobu yüzeyle temas ederek yüzey pürüzlülüğünü belirlemektedir. Optik ve taramalı elektron mikroskobu ise temassız olarak yüzey pürüzlülüğünü belirlemektedir. Hassas yüzeyli ve yumuşak materyallerin yüzeyleri temassız olarak ölçüm yapabilen cihazlarla incelenmelidir [312].

2.14.1. Işık Mikroskobu

İki farklı optik yol ile mikroyapıda perspektif görüş sağlayan bir cihazdır. Elektronik ve bilgisayarlı bir ekipman gerektirmeden 3 boyutlu görüntü elde edilebilen 2 farklı tipi mevcuttur. Greenough tipi; iki adet açılı optik yol ile görüntü sağlarken aynı hedefe odaklanan iki farklı perspektifte optik kanalı olan ortak ana hedef (Common Main Objective-CMO) tipidir. Bağlanma dayanımı testlerinde ve kırık tiplerinin belirlenmesinde oldukça yaygın kullanıma sahiptir. [303], [313].

2.14.2. Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM)

Nanometre seviyesinde topografik bir yüzey görüntüsü elde edilmesinde ve moleküller arası kuvvetleri (nN, pN) ölçmede kullanılan bir cihazdır [314]. Diğer cihazların aksine bu mikroskopta araştırılan örneğin iletken olması gerekmemektedir [315]. Boyama, filmle kaplama, dehidratasyon ve vakumlu bir ortama ihtiyaç kalmadan görüntü elde edilebilmektedir. Üç boyutlu bir yüzey görüntüsü çıkarabilmekte ve yüzey pürüzlülük parametrelerini rakamsal olarak verebilmektedir [316].

2.14.3. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

Odak derinliği, analizi ve görüntüyü birleştirme gücü, ayırım gücü özelliğinden dolayı kullanılmakta olan bir cihazdır [317]. Vakum altında ince bir altın palladyum

katmanı ile kaplanan örnekler alüminyum kalıplara oturtularak ölçüm yapılır[318]. Numune yüzeyinin elektron demetiyle taranması prensibine dayanmaktadır. Yüzeye çarpan elektronlar çeşitli yeni elektronlar ve elektromanyetik dalgalanmalar meydana getirir. Bu ikincil elektronlar reseptörler tarafından algılanarak yüzeyin yapısı topografisi ve bileşenleri ile ilgili bilgiler kaydedilmiş olur. ışıık mikroskopuna kıyasla daha yüksek odaklanma derinliği, daha fazla çözünürlük ve kontrasta sahip görüntüler elde edilmektedir. Reseptöre ulaşan elektron sayısı ne kadar azsa bölge görüntüsü o kadar karanlık ne kadar fazlaysa o kadar parlak görüntü elde edilmektedir[319].

2.14.4. Profilometre Analizi

Yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmede kullanılan kantitatif bir yöntemdir. Elmas tarayıcı uç örnek yüzeyinde gezinir ve elde edilen bulgular dijital olarak hesaplanıp kaydedilir. Yüzeylerin incelenmesinde en çok kullanılan parametreler R_a , R_z , R_{pm} ve R_z/R_{pm} oranıdır[320].

R_a : yüzeyin ortalama pürüzlülüğüdür. Profildeki tüm pürüzlülük mesafesinin merkez çizgiye olan uzaklığı ölçülür ve ortalaması alınarak bu değer elde edilir. R_a değeri arttıkça yüzey pürüzlülüğü artmaktadır.

R_z : peşpeşe gelen beş parçadaki ortalama vadi-tepe yüksekliğidir.

R_{pm} : peşpeşe gelen beş parçasındaki ana derinlik seviyesidir.

R_{pm} değeri R_a ve R_z değerleri ile zıtlık gösterdiğinden R_{pm} profil şekli ile ilgili niispeten bilgi vermektedir. R_{pm}/R_z oranı profil şekli ile ilgili kayda değer bilgi vermektedir. 0.5' ten daha yüksek bir oran varsa kenarlı bir profil olduğu, 0.5'ten küçük bir oran var ise yuvarlak kenarlı bir profil olduğu anlamına gelmektedir [321].

2.14.5. Optik Profilometre Analizi

Non-kontakt profilometre analizi olarak geçmektedir. Profilometre cihazının aksine tarayıcı uç yoktur. Tarama işlemi ışın demetleri ile yapılır bu sayede yüzey tarama işleminden sonra bozulmadan kalmaktadır. üç boyutlu yüzey haritasını oluşturması ile beraber optik profilometrelerde nicel veriler de elde edilebilmektedir. Bunlar R_a , R_q , R_t , R_{ku} , ve R_{sk} verileridir[322],[323].

R_q ; orta eksenin altında ve üzerinde meydana gelen sapmaların geometrik ortalamasıdır.

R_t ; filtrelenmiş pürüzlülüğün en derin girintisi ve en yüksek tepesi arasında kalan mesafedir.

R_{ku} ; yüzeyin keskinliği ve yüksekliklerin dağılımının ölçütüdür.

R_{sk} ; yüzeyin orta düzlemindeki profil dağılımını ölçen değerdir. Pozitif değerler dik ve keskin tepeleri temsil ederken negatif değerler derin vadilerin dominant olduğu bir yüzey görünümünü tanımlamaktadır[323].



3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada; farklı lazer tipleri ile yapılan yüzey işlemlerinin zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikatseramiklerin rezin kompozit ile bağlanma dayanımına etkisi yapay yaşlandırma işlemi sonrası değerlendirilmiştir. Biri kontrol grubu olmak üzere 5 grup (n=10) zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik bloklar kullanılmıştır. Bloklardan boyutları; genişlik:8mm, yükseklik:10mm, boy:6mm olacak şekilde örnekler hazırlanmıştır. Hazırlanan örnekler akrilik rezin içerisine gömüldükten sonra HF asit, Er:YAG ve Nd:YAG lazer sistemleri ve bu sistemlerin HF asit ile kombinasyonları Er:YAG+ HF asit ve Nd:YAG+ HF asit olacak şekilde yüzey pürüzlendirme işlemi uygulanmıştır. Yüzey pürüzlendirme işlemlerinden sonra örnek yüzeylerinden optik profilometre ve taramalı elektron mikroskobu ile görüntü alınmış ve yüzey pürüzlülükleri değerlendirilmiştir. Yüzey işlemi uygulanan bloklara silan ve bonding ajanı uygulandıktan sonra kompozit rezin ile tamir yöntemi uygulanmıştır. Tamir işlemi sonrası 5000 devir termal siklus ile yapay yaşlandırma yapılmıştır. Yapay yaşlandırma sonrası örnekler universal test cihazında makaslama testi uygulanmıştır ve elde edilen değerler kaydedilmiştir. Makaslama kuvveti uygulanan örneklerin yüzeyi mikroskop altında incelenerek kırık tiplerine göre adeziv, koheziv ve kombine olmak üzere sınıflandırılmıştır. Bu çalışmada oluşturulan test grupları Tablo3.1’de, kullanılan test materyalleri ve cihazları Tablo3.2 ve Tablo3.3’te gösterilmiştir.

Tablo 3.1 Test Grupları

TEST GRUPLARI

GRUP1	HF asit ile pürüzlendirme (Konvansiyonel)
GRUP2	Er:YAG lazer ile pürüzlendirme
GRUP3	Er:YAG lazer + HF asit ile pürüzlendirme
GRUP4	Nd:YAG lazer ile pürüzlendirme
GRUP5	Nd:YAG lazer + HF asit ile pürüzlendirme

Tablo 3.2 Çalışmada kullanılan materyaller

Materyal	Materyal İçeriği	Lot Numarası	Firma
Celtra Duo LT B1 C14	Zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat	16005716	Dentsply Sirona DeTrey Konstanz Germany
IsoMet™ Diamond Wafering Blades	Elmas hassas kesim diski	L114244-R4	Buehler, Lake Blaff, Illinois, ABD
Ultradent Porcelain Etch	%9'luk hidroflorik asit	BJ4VH	Ultradent Products Inc, ABD
Ultradent Silane	Metakriloksipropil trimetoksilan	BJ4VH	Ultradent Products Inc, ABD
Akrilik Rezin	Self cure Metilmetakrilat	20B680	Imicryl, Dental Products Ltd., Konya, Turkey
Zetaplus	Polisiloksan ölçü malzemesi	343386	Zhermack Rovigo Italy
Adper Single Bond2	Işıkla polimerize olan bağlayıcı ajan	869156	3M ESPE, ABD
Filtek Z250	Işıkla polimerize olan nanohibrit kompozit rezin	N991792	3M ESPE, ABD

Tablo 3.3 Çalışmada kullanılan cihazlar

Cihaz Adı	Üretici Firma
Hassas Kesme Cihazı	Isomet®1000, Buehler Precision Saw, Illinois, ABD
Zımparalama ve Polisaj Cihazı	Isomet®1000, Buehler, MetaServ 250, Illinois, ABD
Lazer Cihazı (Er:YAG ve Nd:YAG Lazer)	Fotona Fidelis Plus3 Fotona; Ljubljana, Slovenia
Işık Cihazı	Valo, LED, Ultradent Products Inc, ABD
Termosiklüs Cihazı	SALUBRİS-Technica DENTESTER, İstanbul
Universal Test Cihazı	AG-IS, SHIMADZU Corp., Kyoto, Japan
Optik Profilometre	1000WLI AEP Technology
Mikroskop	Olympus SZX7, Tokyo, Japan
Altın-palladyum Kaplama Ünitesi	Sputter Coater SC7620
SEM (Taramalı Elektron Mikroskobu)	Neoscope JCM-5000

3.1. Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik Blokların Hazırlanması

Bu çalışmada Celtra Duo LT B1 C14 (Celtra® Duo, Dentsply Sirona) (Resim 3.1) zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik bloklar kullanılarak örnekler oluşturulmuştur.



Resim 3.1 Celtra Duo CAD/CAM bloklar

8mm eninde 10mm boyunda 6mm yüksekliğindeki zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik bloklardan hassas kesme cihazı (Resim 3.2) ile 200 rpm (devir/dakika) hızla 0.5 mm kalınlığında elmas disk (Resim 3.2) ile kesim yapılarak 8mm eninde 6mm boyunda 10mm yüksekliğinde 50 adet dikdörtgenler prizması şeklinde örnekler hazırlanmıştır.



Resim 3.2 Hassas Kesme Cihazı ve Elmas Disk

3.2. Test Gruplarının Oluşturulması

Hazırlanan örnekler rastgele seçilerek 5 farklı gruba ayrılmıştır (n=10). Her gruptan bir örnek SEM analizi için ayrılmıştır. (Tablo 3.1 Çalışmada oluşturulan test grupları) Örneklerin akrilik rezin içerisine gömülmesi amacıyla test cihazının tutucu ucunun haznesine uygun olacak şekilde silikon ölçü maddesiyle kalıplar oluşturulmuş ve örnekler akrilik rezine gömülmüştür (Resim3.3). Yüzey işlemleri uygulanmadan önce yüzey standardizasyonunun sağlanması amacıyla polisaj cihazıyla her örnekte sırasıyla

400 grit, 800 grit ve 1200 grit silikon karbid zımparalar ile zımparalama işlemi uygulanmıştır (Resim 3.4). Tesviye sonrası örnekler ultrasonik temizleme cihazında distile su içerisinde 10 dk bekletilmiş ve hava spreyi ile kurutulmuştur.



Resim 3.3 Örneklerin akriliğe gömülmesinde kullanılan silikon kalıp ve akrilik rezine gömülmüş örnek



Resim 3.4 Zımparalama ve Polisaj Cihazı

3.3. Yüzey İşlemlerinin Uygulanması

5 gruba ayrılmış örneklere sırasıyla HF asit, Er:YAG lazer, Er:YAG lazer+HF asit, Nd:YAG lazer, Nd:YAG lazer + HF asit ile pürüzlendirme işlemleri uygulanmıştır.

3.3.1. Grup 1 (Konvansiyonel): %9'luk HF asit ile pürüzlendirme

Asitleme işlemi için örneklerin yüzeyine 60 sn boyunca %9'luk HF asit jel (Resim 3.5) (Buffered Porcelain Etch; Ultradent Products, South Jordan, UT, USA) kullanılmıştır. Öncelikle üreticinin talimatları doğrultusunda enjektör ucundan ufak bir parça jel enjekte edilerek HF asitin homojen bir şekilde aktığı ve akış hızı kontrol edilmiştir. Ardından HF asit yüzeylere homojen bir şekilde dağıtılarak 90 sn boyunca uygulandı. Sonrasında 60 sn boyunca yıkama yapıp ve kurutulmuştur. Yüzeydeki artık materyalleri temizlemek için HF asit jel uygulaması işlemi sonrası örnekler 2 dk boyunca ultrasonik temizleme cihazında distile su içerisinde bekletilmiş ve örneklerin yüzeyi hava ile kurutulmuştur. Yıkama işlemi sonrası silan ajanı uygulanmıştır (Resim 3.7) (Ultradent Silane, Ultradent Products, South Jordan, UT, USA). Silan ajanının buharlaşması için 60 sn beklendikten sonra tamamen kuruyana kadar hava uygulanmıştır. Adeziv ajan (Adper Single Bond 2, 3M ESPE, USA) (Resim 3.6) üretici firmanın talimatları doğrultusunda tüm örneklerin yüzeyine 15 sn boyunca nazikçe ajite ederek uygulanmış ve 5 sn boyunca basınçsız bir şekilde hava ile inceltip ve 10 sn LED ışık cihazı ile polimerize edilmiştir.



Resim 3.5 Hidroflorik asit jel ve uygulama ucu



Resim 3.6 Bonding ajanı



Resim 3.7 Silan ajanı ve uygulama ucu

3.3.2. Grup 2 Er:YAG lazer sistemi ile pürüzlendirme

Er:YAG lazer cihazının parametreleri (Fidelis Plus 3 Fotona) (Resim 3.8) 500mJ (atım enerjisi), 20 Hz (atım hızı), 10 W (güç ayarı), 75 μ s (atım aralığı) olacak şekilde ayarlanmıştır. Seramik yüzeyine dikey bir şekilde yerleştirilen fiber optik uç (400 μ m çapında) yüzeye 1 mm mesafe uzaklıkta olacak şekilde yerleştirilmiştir. Yüzeyler non-kontakt taranarak hava ve su soğutması altında lazer uygulaması yapılmıştır. Lazer uygulanan örnekler ultrasonik temizleme cihazında 5 dk distile su ile 5 dk bekletilmiştir. Silan ve adeziv ajan uygulaması ‘3.3.1. Grup 1 (Konvansiyonel): %9’luk HF asit ile pürüzlendirme’ başlığı altında bulunan protokole uygun olarak yapılmıştır.



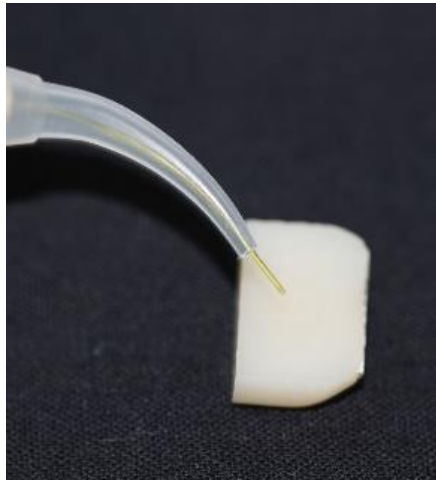
Resim 3.8 (Sırayla) Er:YAG Lazer uygulama parametreleri, Lazer Cihazı (Fotona Fidelis Plus 3)

3.3.3. Grup 3 Er:YAG lazer sistemi + HF asit ile pürüzlendirme

Er:YAG lazer cihazının parametreleri ‘3.3.2. Grup 2: Er:YAG lazeri sistemi ile pürüzlendirme’ başlığı altındaki parametrelere göre ayarlanmıştır ve Er:YAG lazer uygulama protokolüne bağlı kalınarak lazer uygulama işlemi yapılmıştır. Lazer ile pürüzlendirme sonrası HF asit (Buffered Porcelain Etch; Ultradent Products, South Jordan, UT, USA), silan (Ultradent Silane, Ultradent Products, South Jordan, UT, USA) ve adeziv ajan Adper Single Bond 2 (3M ESPE, USA) uygulamaları ‘3.3.1. Grup 1 (Konvansiyonel): %9’luk HF asit ile pürüzlendirme’ başlığı altındaki protokol takip edilerek uygulanmıştır.

3.3.4. Grup 4 Nd:YAG lazer ile pürüzlendirme

Nd:YAG lazer cihazının (Resim 3.7) (Fotona Fidelis Plus 3) parametreleri (Resim 3.9) 100 mJ (atım enerjisi), 20 Hz (atım hızı), 2 W (güç ayarı), 141.54 J/cm² (enerji yoğunluğu) ve 150 µs (dalga boyu) olarak ayarlanmıştır. 320 µm çapında fiber optik lazer uç (Resim 3.9) seramik yüzeyine 1mm mesafe uzaklıkta dikey olarak yerleştirilmiş ve tüm seramik yüzey taranmıştır. Lazer uygulanan örnekler ultrasonik temizleme cihazında 5 dk distile suda bekletilmiştir. Silan (Ultradent Silane, Ultradent Products, South Jordan, UT, USA) ve adeziv ajan Adper Single Bond 2 (3M ESPE, USA) uygulamaları ‘3.3.1. Grup 1 (Konvansiyonel): %9’luk HF asit ile pürüzlendirme’ başlığındaki protokole bağlı kalınarak yapılmıştır.



Resim 3.9 Nd:YAG lazer uygulaması parametreleri ve fiber optik uç

3.3.5. Grup5 Nd:YAG lazer sistemi + HF asit ile pürüzlendirme

Nd:YAG lazer cihazının parametreleri ‘3.3.4. Grup 4: Nd:YAG lazer ile pürüzlendirme’ başlığındaki parametreler ile aynı olacak şekilde ayarlanmış ve Nd:YAG lazer sistemi Nd:YAG lazer uygulama protokolüne bağlı kalınarak uygulanmıştır. Lazer ile pürüzlendirme sonrası HF asit (Buffered Porcelain Etch; Ultradent Products, South Jordan, UT, USA), silan (Ultradent Silane, Ultradent Products, South Jordan, UT, USA) ve adeziv ajan Adper Single Bond 2 (3M ESPE, USA) uygulamaları ‘3.3.1. Grup 1 (Konvansiyonel): %9’luk HF asit ile pürüzlendirme’ başlığındaki protokol takip edilerek yapılmıştır.

3.4. Pürüzlendirme İşlemi Sonrası Porselen Yüzeylerinin İncelenmesi

3.4.1. Optik Profilometre Analizi

Pürüzlendirme işlemlerinden sonra yüzey pürüzlülükleri yüzey hasarına neden olmaması amacıyla nonkontakt olarak üç boyutlu profilometre cihazı (Resim3.10) (AEP Nanomap 1000WLI) ile ölçülmüştür. Yüzeyin çeşitli bölgelerinden 550nm çözünürlüğünde görüntüler elde edilmiştir. Ortalama Ra değerleri en az üç ölçüm sonucu değerlendirilerek SPIP programı üzerinden elde edilmiştir.



Resim 3.10 Optik Profilometre Cihazı

3.4.2. SEM Analizi

Yüzey pürüzlendirme işleminden sonra her gruptan seçilen 1'er adet örnek yüzeyleri kurutulup ardından altın-palladyum kaplama ünitesinde (Resim3.14) 150 sn süre ile 10 mA'lık akım ve 10^{-1} mbar/Pa yanma odası basıncı değerleri ayarlanarak altın-palladyum kaplaması yapılmıştır. SEM (Resim3.15) analizinde x500, x1000 ve x2000 büyütme ile görüntüler elde edilmiştir (Resim 4.7-4.21).



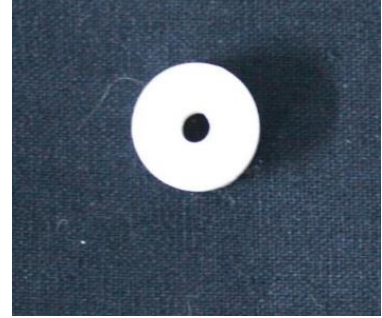
Şekil 3.4.1 Örneklerin altın-palladyum kaplanması



Şekil 3.4.2 SEM cihazı

3.5. Kompozit ile Tamir Yapılması

Yüzey pürüzlendirme işlemleri sonrası yüzeye yığılacak kompozit resinlerin standardizasyonunu sağlamak için 3mm iç çapında 4 mm yüksekliğinde teflon kalıplar (Resim 3.11) hazırlanmıştır. Bu kalıplar örneklerin üzerine yerleştirilerek tabakalama tekniği ile kompozit resin Filtek™ Z250 (Resim3.11) (3M ESPE, Almanya) yığılması yapılmıştır. Her tabaka 10'ar sn boyunca 4 farklı açıdan polimerize edilmiştir.



Resim 3.11 Tamir Kiti (Ultradent), Teflon kalıp, Kompozit rezin

3.6. Yapay Yaşlandırma İşlemi

Test örneklerinin yaşlandırılmasında termal siklüs cihazı kullanılmıştır (Resim 3.12) 5°C ve 55°C’de, bekleme süresi 30 sn, transfer süresi 10 sn olacak şekilde 5000 devir termalsiklüs işlemi yapılmıştır. 5 gün içerisinde yaşlandırma işlemi tamamlanmıştır.



Resim 3.12 Termal Siklüs Cihazı

3.7. Bağlanma Dayanımının Ölçülmesi

Yaşlandırma işleminden sonra tüm örnekler universal test cihazı (Resim 3.13) ile makaslama kuvveti uygulanmıştır. Makaslama testi için kompozitin boyutuna uygun olacak şekilde ve bıçak sırtı biten özel bir uç yaptırılmıştır. Uç, kompozit-seramik bağlantı noktasına mümkün olan en yakın mesafede ve bağlanma yüzeyine paralel olacak şekilde yerleştirilmiş ve 0,5mm/dk hızla kuvvet uygulanacak şekilde gerçekleştirilmiştir. Kırılma sırasında elde edilen değerler N cinsinden kaydedilmiş ve bağlanma alanına (mm²) bölünerek MPa cinsinden makaslama değeri hesaplanmıştır. $S=F/A$

S: Makaslama (shear) bağlanma dayanımı (MPa)

F: Kırılma noktasındaki kuvvet (N)

A: Bağlanma yüzey alanı (mm²)



Resim 3.13 Universal Test Cihazı ve Kuvvet Uygulama Ucu

3.8. Makaslama Testi Sonrası Yüzeylerin Işık Mikroskobu ile İncelenmesi

Örneklerdeki kırık tipinin belirlenmesi için makaslama testinden sonra yüzeyler ışık mikroskobu ile incelenmiştir. Yorumlamanın standardizasyonu için tüm incelemeyi aynı uygulayıcı yapmıştır. Kompozit seramik bağlanma yüzeyinde meydana gelen kırıklar adeziv, kompozit veya porselen tabakası içerisinde meydana gelen kırıklar koheziv; adeziv ve koheziv kırığın beraber görüldüğü kırık tipleri ise kombine kırık tipi olarak sınıflandırılmıştır.

3.9. Elde Edilen Verilerin İstatiksel Analizi

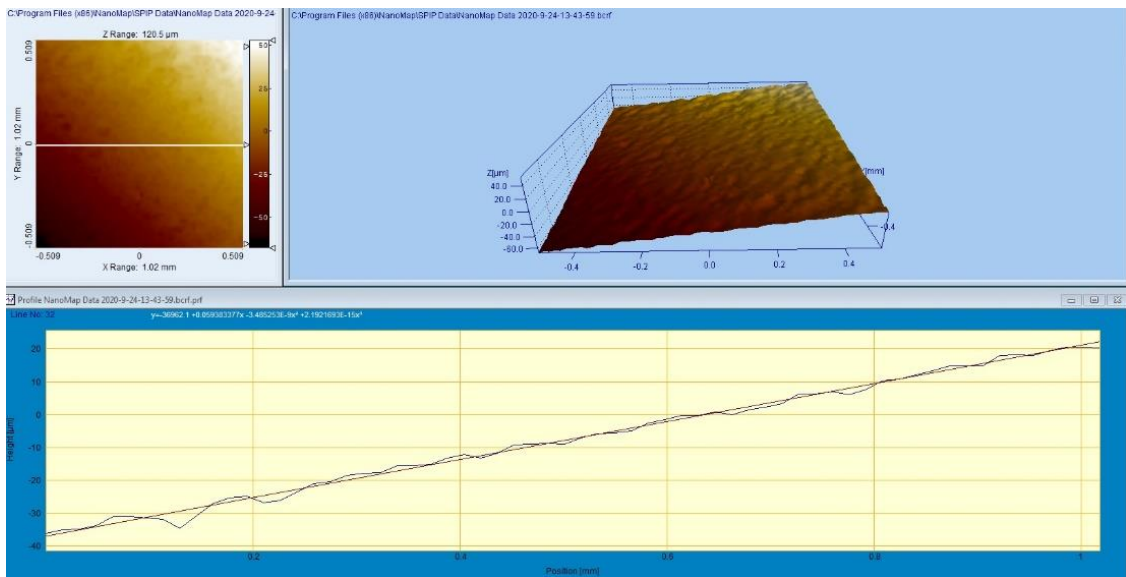
Çalışmada elde edilen veriler SPSS IBM 25.0 paket veri programı ile analiz edilmiştir. Değişkenlere ait tanımlayıcı istatistikler minimum, maximum, ortalama ve standart sapma değerleri ile birlikte, frekanslarına ait yüzdeler verilmiştir. Normallik sınaması Shapiro Wilk's testi ile yapılmıştır. Çoklu grup karşılaştırmaları ANOVA ile test edilmiş, farklılığı oluşturan grubun belirlenmesi için Post-hoc testlerinden Tukey HSD ve Bonferroni sınamaları yapılmıştır. Hata payı ise %5 olarak belirlenmiştir. ($p<0,05$)"



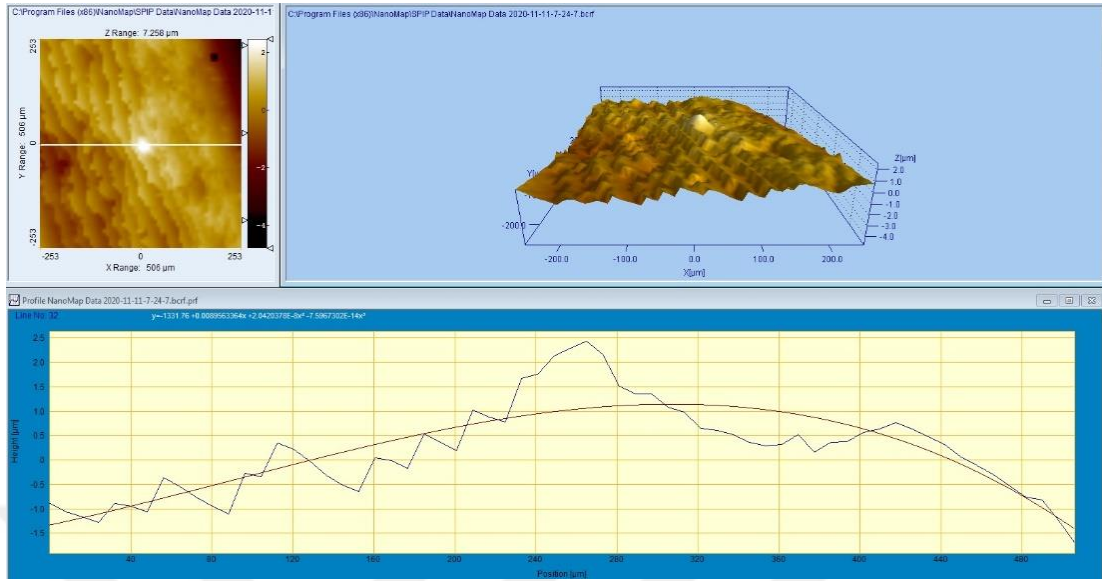
4. BULGULAR

4.1. Optik Profilometre Analizi

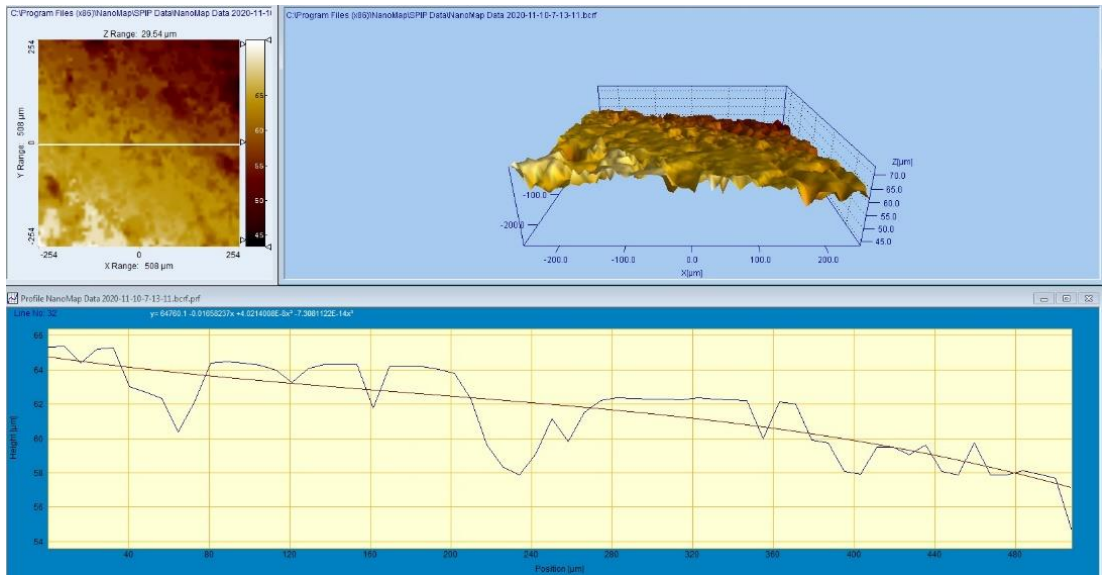
Optik profilometre analizi sonucundan elde edilen üç boyutlu yüzey haritaları incelendiğinde Grup1’de (HF asit) düzenli seyreden, neredeyse eşit yükseklikte pürüzlülük görülmektedir(Resim.4.2). Grup2(Er:YAG)’de ise düzensiz ve farklı yüksekliklere sahip pürüzlülük haritası mevcuttur(Resim 4.3). Grup3 (Er:YAG+HFasit)’ten elde edilen verilerde ise HF asitin düzenli pürüzlendirme karakteristiği ile beraber farklı yüksekliklerde pürüzlülükler mevcuttur (Resim4.4.). Grup4(Nd:YAG)’ün yüzeyi incelendiğinde yine farklı yüksekliklerde fakat Grup2’ye göre daha sık pürüzlülükler izlenmektedir(Resim4.5). Grup5(Nd:YAG+HF asit)’in yüzeyine bakıldığında HF asit uygulaması sonucu oluşan tüm yüzeye yayılmış düzenli pürüzlülük ile beraber Grup3’ten daha sık pürüzlülük görülmektedir(Resim4.6). Optik profilometre ile yapılan yüzey analizi sonucu elde edilen ortalama yüzey pürüzlülüğü (Ra) değerleri incelendiğinde (Tablo4.1) en pürüzlü yüzeye sahip grup Er:YAG+HF asitin beraber uygulandığı Grup3’tür (Resim4.4). En düşük yüzey pürüzlülüğüne sahip grup ise Nd:YAG lazerin tek başına uygulandığı Grup4 (Resim4.5) olarak tespit edilmiştir. Optik profilometreden elde edilen Ra değerleri SEM görüntüleri ile benzer sonuçlar vermektedir.



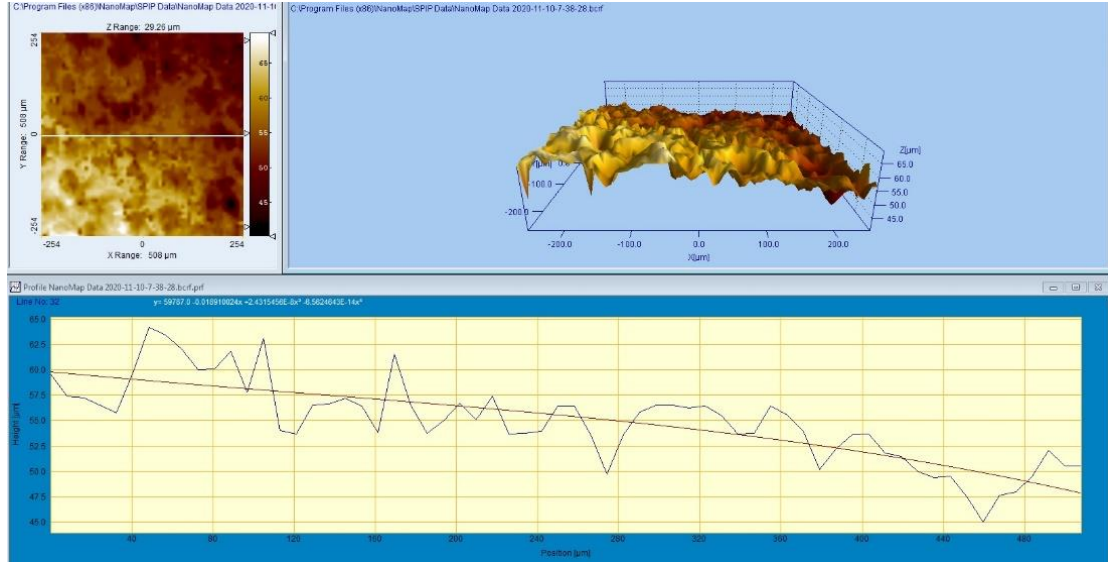
Resim 4.1 Yüzey işlemi yapılmamış seramik yüzeyine ait optik profilometre görüntüsü



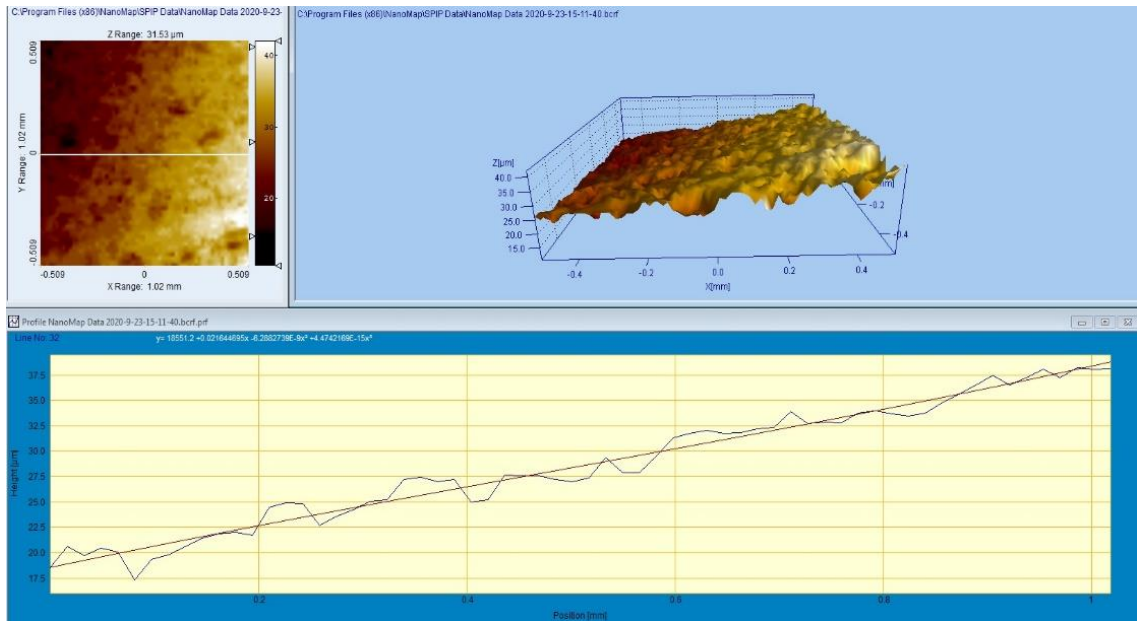
Resim 4.2 HF asit ile yüzey pürüzlendirme yapılmış seramik yüzeyine ait optik profilometre görüntüsü



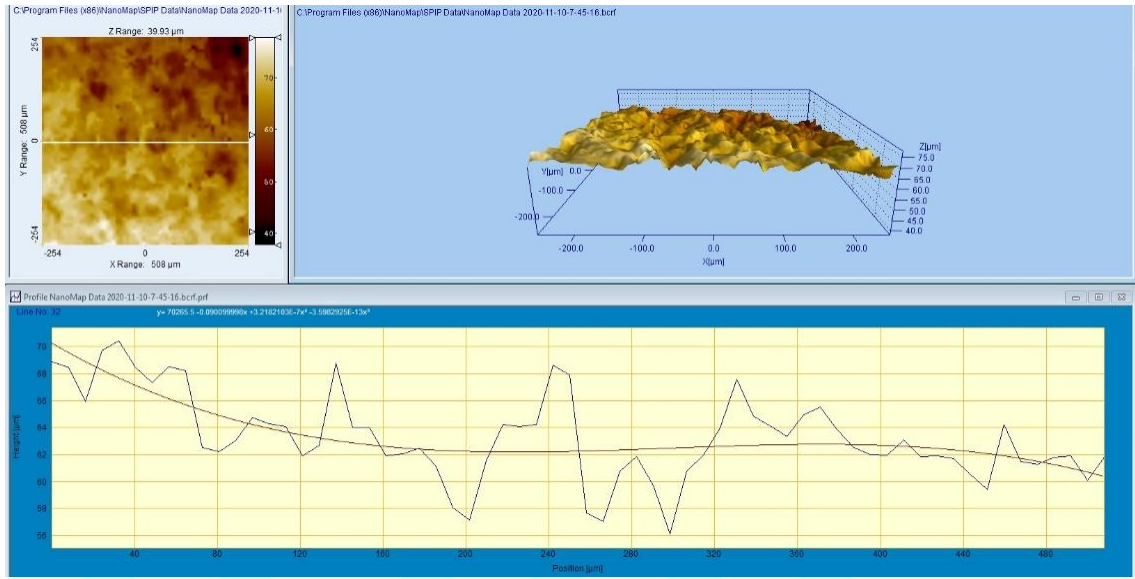
Resim 4.3 Er:YAG lazer sistemi ile pürüzlendirilmiş seramik yüzeyine ait optik profilometre görüntüsü



Resim 4.4 Er:YAG lazer sistemi ve HF asit ile pürüzlendirilmiş seramik yüzeyine ait optik profilometre görüntüsü



Resim 4.5 Nd:YAG lazer sistemi ile pürüzlendirilmiş seramik yüzeyine ait optik profilometre görüntüsü



Resim 4.6 Nd:YAG lazer sistemi ve HF asit ile yüzey pürüzlendirme yapılmış seramik yüzeyine ait optik profilometre görüntüsü

Tablo 4.1 Optik profilometre analizi sonucu elde edilen Ra değerleri

Örnek No	grup3	grup5	grup1	grup2	grup4	
1	0,53	0,44	0,38	0,3	0,21	
2	0,58	0,41	0,41	0,28	0,19	
3	0,49	0,46	0,38	0,27	0,23	
4	0,54	0,47	0,42	0,23	0,25	
5	0,6	0,51	0,43	0,28	0,19	
6	0,48	0,48	0,41	0,25	0,22	
7	0,56	0,41	0,41	0,27	0,2	
8	0,51	0,41	0,38	0,28	0,23	
9	0,53	0,48	0,43	0,27	0,19	

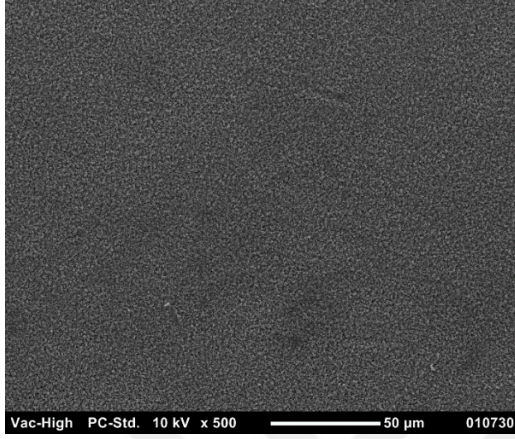
Optik profilometre ile yapılan yüzey analizi sonucu elde edilen ortalama yüzey pürüzlülüğü (Ra) değerleri incelendiğinde (Tablo4.1) en pürüzlü yüzeye sahip grup Er:YAG+HF asitin beraber uygulandığı Grup3'tür (Resim4.4). En düşük yüzey

pürüzlülüğüne sahip grup ise Nd:YAG lazerin tek başına uygulandığı Grup4 (Resim4.5) olarak tespit edilmiştir. Optik profilometreden elde edilen Ra değerleri SEM görüntüleri ile benzer sonuçlar vermektedir.

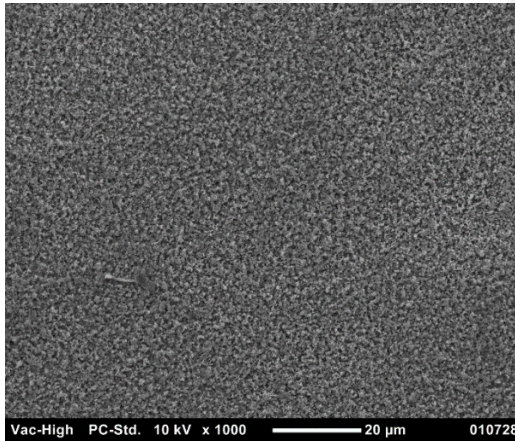
4.2. SEM Analizi

SEM analizi sonucunda tüm örneklerin yüzeyinde homojen dağılmış mikroporözite, homojen dağılmamış mikroporözite, krater benzeri çöküntü ve yarık şeklinde farklı tiplerde pürüzlülükler görülmektedir. Grup1'deki HF asit ile pürüzlendirilmiş örnek yüzeyinde seramik kristallerinin açığa çıktığı homojen bir pürüzlülük görülmektedir (Resim4.7, Resim4.8, Resim4.9). Grup2'deki Er:YAG lazer sistemi ile pürüzlendirilmiş örnek yüzeyinde krater benzeri derin çöküntüler görülmektedir (Resim4.10, Resim4.11, Resim4.12). Grup3'teki Er:YAG lazer ve HF asit ile pürüzlendirilmiş örnek yüzeyinde yer yer daha derin öbeklerin bulunduğu HF asit ile karakterize fakat Grup1'den daha az homojen yapıda bir mikroporözite görülmektedir (Resim4.13, Resim4.14, Resim4.15). Grup4'teki Nd:YAG lazer sistemi ile pürüzlendirilmiş örnek yüzeyinde ise Grup2'de olduğundan daha sık krater benzeri çöküntüler şeklinde düzensiz bir yüzey görüntüsü elde edilmiştir (Resim4.16, Resim4.17, Resim4.18). Grup5'teki Nd:YAG lazer ve HF asitin beraber uygulandığı örnek yüzeyinde Grup3'e göre daha az homojen bir şekilde dağılmış mikroporözite görülmektedir fakat bu mikroporöz yapı arasında dağılmış derin yarık benzeri oluşumlar göze çarpmaktadır (Resim4.19, Resim4.20, Resim4.21). Sonuç olarak en fazla yüzey pürüzlülüğü Er:YAG

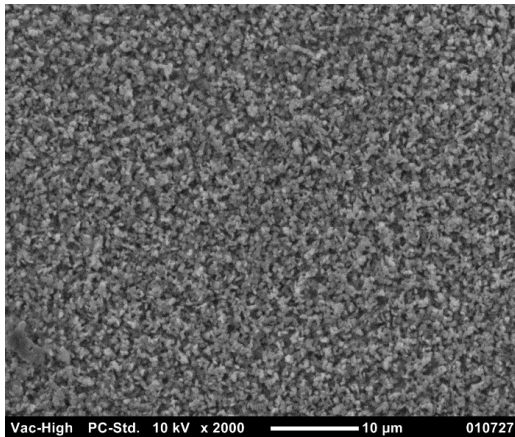
lazer ve HF asitin beraber kullanıldığı Grup3'te, en az yüzey pürüzlülüğü ise Nd:YAG lazerin kullanıldığı Grup4'te görülmektedir. Grup3'ten sonra en pürüzlü yüzeyler sırayla Nd:YAG lazer+HF asitin kullanıldığı Grup5 ve HF asitin kullanıldığı Grup1'dir.



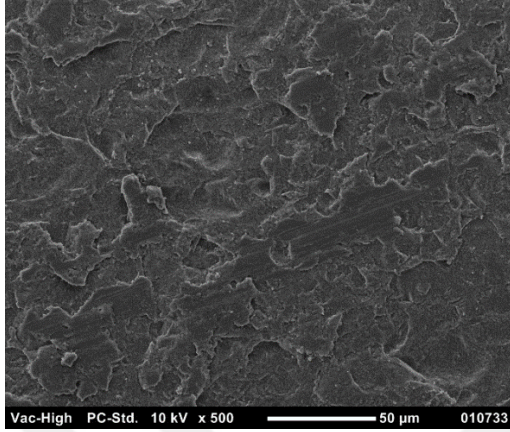
Resim 4.7 Grup1 HF asit ile pürüzlendirilen örnek yüzeyinin 500x SEM görüntüsü



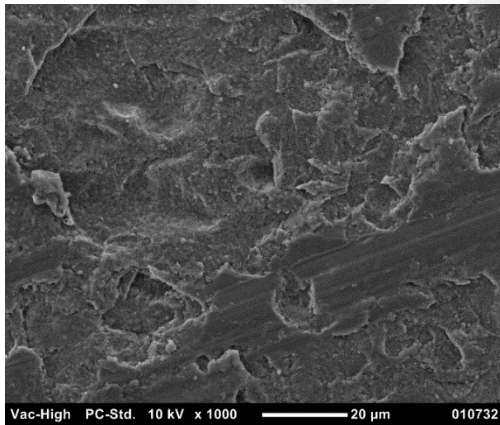
Resim 4.8 Grup1 HF asit ile pürüzlendirilmiş örnek yüzeyinin 1000x SEM görüntüsü



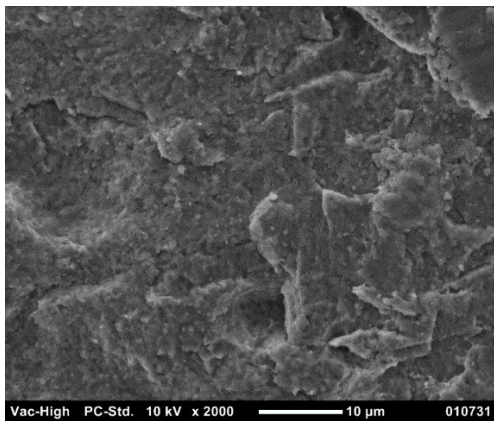
Resim 4.9 Grup1 HF asit ile pürüzlendirilmiş örnek yüzeyinin 2000x SEM görüntüsü



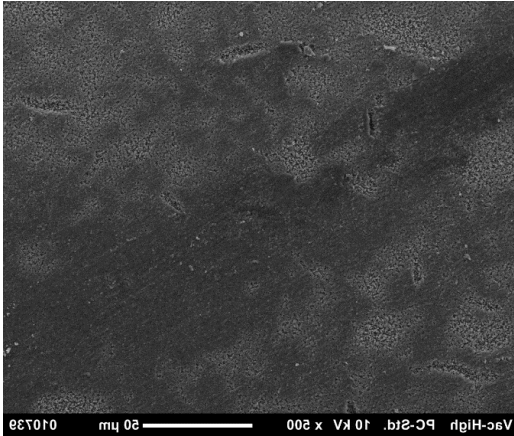
Resim 4.10 Grup2 Er:YAG lazer sistemi ile pürüzlendirilmiş örnek yüzeyinin 500x SEM görüntüsü



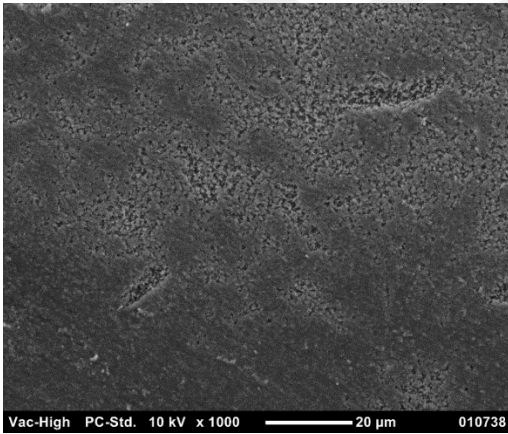
Resim 4.11 Grup2 Er:YAG lazer sistemi ile pürüzlendirilmiş örnek yüzeyinin 1000x SEM görüntüsü



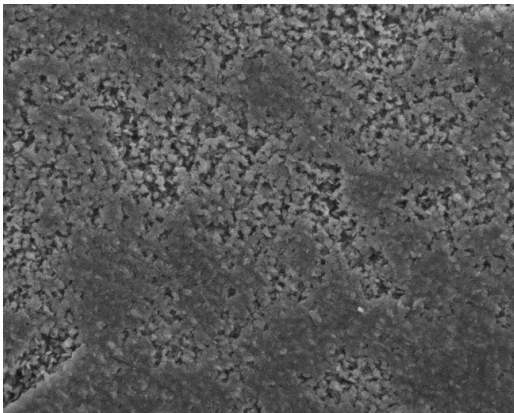
Resim 4.12 Grup2 Er:YAG lazer sistemi ile pürüzlendirilmiş örnek yüzeyinin SEM 2000x görüntüsü



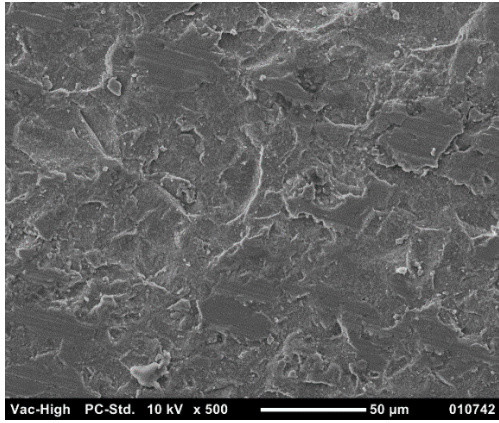
Resim 4.13 Grup3 Er:YAG lazer sistemi + HF asit ile pürüzlendirilmiş örnek yüzeyinin 500x SEM görüntüsü



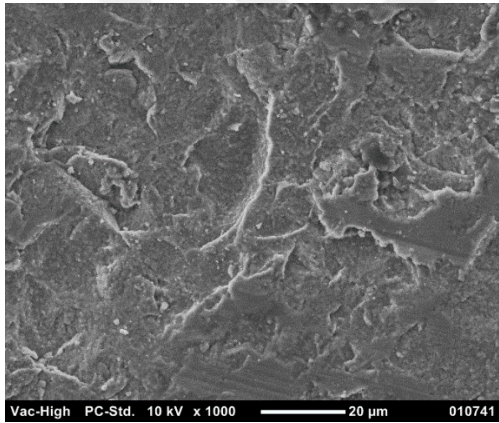
Resim 4.14 Grup3 Er:YAG lazer sistemi + HF asit ile pürüzlendirilmiş örnek yüzeyinin SEM 1000x görüntüsü



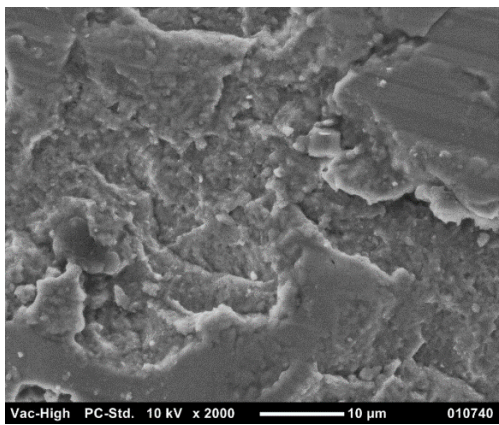
Resim 4.15 Grup3 Er:YAG lazer sistemi + HF asit ile pürüzlendirilmiş örnek yüzeyinin SEM 2000x görüntüsü



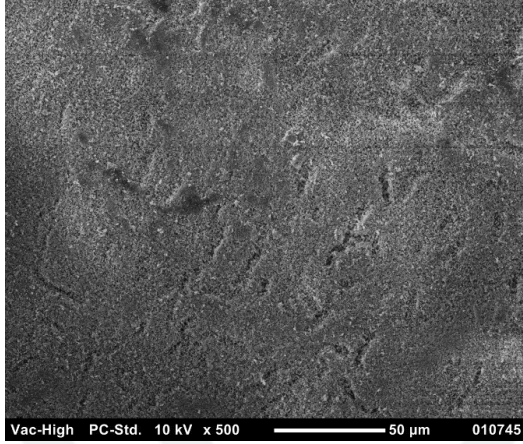
Resim 4.16 Grup4 Nd:YAG lazer sistemi ile pürüzlendirilmiş örnek yüzeyinin 500x SEM görüntüsü



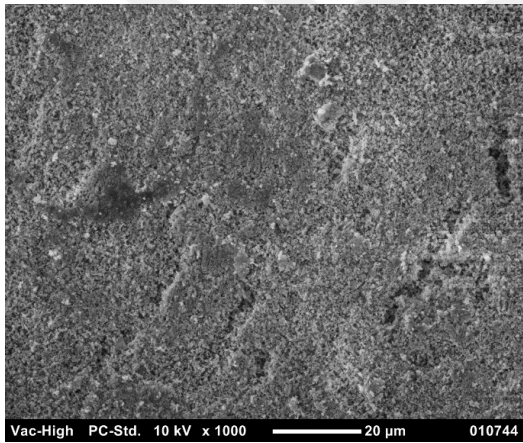
Resim 4.17 Grup4 Nd:YAG lazer sistemi ile pürüzlendirilmiş örnek yüzeyinin 1000x SEM görüntüsü



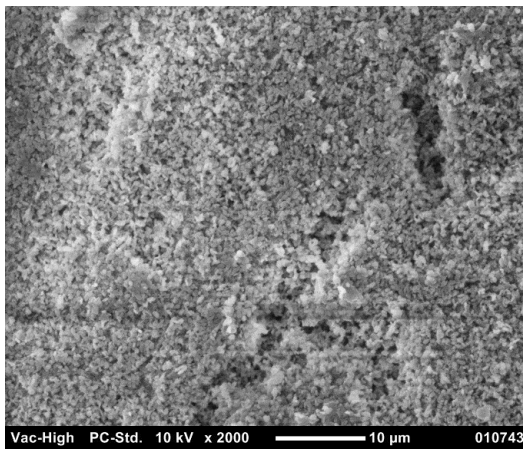
Resim 4.18 Grup4 Nd:YAG lazer sistemi ile pürüzlendirilmiş örnek yüzeyinin 2000x SEM görüntüsü



Resim 4.19 Grup5 Nd:YAG lazer sistemi + HF asit ile pürüzlendirilmiş örnek yüzeyinin 500x SEM görüntüsü



Resim 4.20 Nd:YAG lazer sistemi + HF asit ile pürüzlendirilmiş örnek yüzeyinin 1000x SEM görüntüsü



Resim 4.21 Grup5 Nd:YAG lazer sistemi + HF asit ile pürüzlendirilmiş örnek yüzeyinin 2000x SEM görüntüsü

4.3. Kırık Tiplerinin Değerlendirilmesi

En fazla adeziv başarısızlık Grup4 (Nd:YAG)’te görülmüştür. En yüksek oranda kombine (adeziv-koheziv) başarısızlık Grup5 (Nd:YAG+HF Asit) ve Grup1 (HF asit)’de görülmektedir.

4.4. İstatiksel Analiz Bulguları

4.4.1. Bağlanma dayanımı istatistiksel analizi

Tablo 4.2 Bağlanma Dayanımı Kuvveti (Shear Bond Strength, SBS) Değerleri (MPa)
p<0,001

Grup	Min-Max (MPa)	Mean±Std. Dev. (MPa)
1 (HF asit)	15,27-27,65	21,71±3,77
2 (Er:YAG)	12,6 - 26,9	20,58±3,82
3 (Er:YAG+HF asit)	22,79 - 31,54	28,3±2,65
4 (Nd:YAG)	13,77 - 17,23	15,55±1,12
5 (Nd:YAG+HF asit)	20,34 - 27,03	23,17±2,11

ANOVA testi ile yapılan istatistiksel değerlendirmede tüm gruplar arasında bağlanma dayanımı kuvvetleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık tespit edilmiştir (p<0,001). Elde edilen veriler Tablo 4.2’de gösterilmiştir.

Tablo 4.3 Tukey HSD test sonuçları (1: HF asit, 2: Er:YAG, 3: Er:YAG+HF asit, 4 :Nd:YAG, 5: Nd:YAG+HF asit)

Tukey HSD		p
1	2	0,919
	3	0,000
	4	0,000
	5	0,818
2	1	0,919
	3	0,000
	4	0,006
	5	0,330
3	1	0,000
	2	0,000
	4	0,000
	5	0,004
4	1	0,000
	2	0,006
	3	0,000
	5	0,000
5	1	0,818
	2	0,330
	3	0,004
	4	0,000
Post-Hoc Test		

Post-Hoc testlerinde Tukey HSD testi ile yapılan istatistiksel analiz sonucuna göre ikili karşılaştırmalarda farklılığı oluşturan Grup3 (Er:YAG+HF asit) ve Grup4'tür (Nd:YAG). Grup1 (HF asit), Grup2 (Er:YAG) ve Grup5 (Nd:YAG+HF asit) birbiri ile benzer özellik göstermektedir. Ortalamalarına bakıldığı zaman ise en yüksek ortalama sahip Grup3 iken en düşük ortalama sahip ise Grup4'tür ($p < 0,05$). Analiz sonuçları Tablo 4.3'te gösterilmiştir.

4.4.2. Ortalama yüzey pürüzlülüğü (Ra) istatistiksel analizi

Tablo 4.4 Ortalama yüzey pürüzlülüğü (Ra) istatistiksel analizi

		Min-Max	Mean $\pm$ Std. Dev.	p
Grup	1 (HF asit)	0,38 - 0,43	0,41 $\pm$ 0,02	p<00,1
	2 (Er:YAG)	0,23 - 0,3	0,27 $\pm$ 0,02	
	3 (Er:YAG+HF asit)	0,48 - 0,6	0,54 $\pm$ 0,04	
	4 (Nd:YAG)	0,19 - 0,25	0,21 $\pm$ 0,02	
	5 (Nd:YAG+HF asit)	0,41 - 0,51	0,45 $\pm$ 0,04	

Tablo4. 4: Ortalama yüzey pürüzlülüğü (Ra) analizi

Bonferroni test ile yapılan istatistiksel analiz sonucuna göre Ra ölçümünde gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır ($p<00,1$). En yüksek Ra değerine sahip grup Grup3(Er:YAG+HF asit), en düşük Ra değerine sahip grup ise Grup4' (Nd:YAG)tür. Ra değerlerine ilişkin veriler Tablo4.4 ve Tablo4.5'te gösterilmiştir.

Tablo 4.5 Farklılığı oluşturan grup veya grupların tespiti için yapılan Post-Hoc testi

Bonferroni		p
1 (HF asit)	2	0,000
	3	0,000
	4	0,000
	5	0,015
2 (Er:YAG)	1	0,000
	3	0,000
	4	0,001
	5	0,000
3 (Er:YAG+HF asit)	1	0,000
	2	0,000
	4	0,000

	5	0,000
4 (Nd:YAG)	1	0,000
	2	0,001
	3	0,000
	5	0,000
5 (Nd:YAG+HF asit)	1	0,015
	2	0,000
	3	0,000
	4	0,000

Farklılığı oluşturan grup veya grupların tespitinde yapılan Post-Hoc testinde bütün grupların birbirinden farklılaştığı görülmüştür.

4.4.3. Kırık tipi analizi

Tablo 4.6 Makaslama sonrası oluşan kırık tiplerinin istatistiksel analizi

		Adeziv		Adeziv-Koheziv(Kombine)	
		Sayı	%	Sayı	%
Grup	1 (HF asit)	1	11,1%	8	88,9%
	2 (Er:YAG)	6	66,7%	3	33,3%
	3 (Er:YAG+HF asit)	5	55,6%	4	44,4%
	4 (Nd:YAG)	7	77,8%	2	22,2%
	5 (Nd:YAG+HF asit)	1	11,1%	8	88,9%

En fazla adeziv başarısızlık Grup4(Nd:YAG)'te görülmüştür. En fazla adeziv-koheziv başarısızlık ise Grup1 (HF asit) ve Grup5'te (Nd:YAG+HF asit) görülmüştür. Deney grupları arası kırık tipi oranları Tablo4.6'da gösterilmiştir.

5. TARTIŞMA

Kısa sürede yüksek kalitede restorasyonların elde edilebildiği CAD/CAM sistemlerinin kullanımının yaygınlaşması ile beraber bu sistemler için geliştirilen materyallerde yapılan çalışmalarda dayanıklılık ve estetik özelliklerinin artırılması amaçlanmaktadır. Bu amaçla geliştirilmiş güncel bir materyal olan zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik (ZLS) CAD/CAM bloklarda (Celtra Duo-Dentsply) zirkonyum dioksit seramiklerin yüksek dayanıklılığı ve cam seramiklerin estetik özellikleri bir arada bulunmaktadır[324]. Kısa bir süre önce diş hekimlerinin kullanımına sunulmuş olan bu materyalin fiziksel ve kimyasal bir çok değişkenin (okluzal kuvvetler, ısı ve pH değişimi, parafonksiyonel hareketler) bir arada bulunduğu ağız ortamındaki dayanıklılığı henüz tam olarak bilinmemektedir. Bu nedenle çalışmamızda zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik CAD/CAM bloklarının kullanılması tercih edilmiştir.

Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik CAD/CAM bloklar (Celtra Duo) hakkında yapılan literatür çalışmaları incelendiğinde çalışmaların çoğunluğunun materyalin kimyasal yapısı ve mekanik dayanıklılığıyla ilgili olduğu görülmüştür[119],[325],[326],[327],[119],[328],[329],[330]. Fakat bu materyalden elde edilmiş bir restorasyonun simantasyonunda ya da restorasyonun kullanımı sırasında görülebilecek olası bir komplikasyonda, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik materyalin kompozit rezin ile bağlanma dayanımını gösteren literatür verisi yetersizdir[331]–[334]. Bu nedenle çalışmamızda zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik materyalin rezin kompozit ile bağlanma dayanımının incelenmesine karar verilmiştir.

Üreticinin talimatlarına göre Celtra Duo tam sinterize bir bloktur ve ekstra fırınlama işlemi gerektirmemektedir[5]. Ancak Riquieri ve arkadaşlarının yaptığı çalışmaya göre fırınlama sonrası materyalin sertliği ve yapısal sağlamlığı artmıştır. Böyle bir durumda materyale uygulanan yüzey işlemlerinin etkisi farklı olacaktır. Bu çalışmadan yola çıkarak Diniz ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada yapay yaşlandırma(termal siklüs), fırınlama ve uygulanan HF asitin yüzdesinin (%5-%10) bağlanma dayanımına etkisi ölçülmüştür. Buna göre eğer fırınlama yapılmamışsa %10'luk HF asit uygulamasının daha dayanıklı bir bağlanma sağladığı fakat fırınlama yapıldığı zaman %10'luk HF asit uygulamasının bağlanma dayanımını düşürdüğü

görülmüştür. Termal siklus uygulanmasının ise her koşulda bağlanma dayanımını olumsuz etkilediği tespit edilmiştir [335]. Bu nedenle çalışmamızda Celtro Duo bloklar fırınlama işlemi yapılmadan kullanılmıştır.

Ağız ortamında restorasyonlar nefes alıp verme, yiyecek ve içeceklerin sebep olduğu ısı değişiklikleri ve kimyasal etkilere maruz kalmaktadır. Bu etkiler restorasyonları fiziksel ve kimyasal olarak etkilemektedir. Restorasyonların gerçek kayıp nedenlerini bu karmaşık etkenlerden dolayı tespit edebilmek güçtür. Bu nedenle klinik ortamın laboratuvara transfer edilmesiyle ağız içini taklit edecek koşullar oluşturup deneyler yapılabilir. Bu sayede laboratuvar ortamında değişkenleri sabit tutarak yalnızca bir etkenin restorasyon üzerinde nasıl bir etkisi var gözlemlemek mümkün olabilmektedir. Bu yöntemler tekrarlanabilir ve hızlı yöntemler olmasından dolayı da avantajlıdır[289], [336], [337]. Bu nedenle çalışmamız in vitro olarak yapılmıştır.

Seramik ve kompozit ara yüzeyinde meydana gelen bağlanma kuvvetlerini in-vitro değerlendirmek amacıyla literatür araştırması yapıldığında sıklıkla karşılaşılan testler mikrogerilim ve makaslama testleridir [180],[304],[255]. Literatürde bağlanma dayanımı değerlendirilmesinde sıklıkla kullanılan bir yöntem olması, uygulama kolaylığı ve kısa sürede sonuç elde edilebilen bir yöntem olması sebebiyle makaslama testi uygulaması tercih edilmiştir[113],[304],[338],[339],[340]. Makaslama testinde iki materyalin bağlanma arayüzünde ayrılma olana kadar kuvvet uygulanır.

Makaslama testinde kuvvetin iletileceği yüzey bağlanma arayüzüne mümkün olduğunca yakın olması ve kesici ucun tüm yüzeyinin kırılma yapılacak parçaya aynı zamanda temas etmesi gerekmektedir. Bu nedenle çalışmamızda bıçak sırtı şeklinde sonlanan kırma aparatı kullanılmıştır [305]. Aynı zamanda Kalra ve arkadaşları ağız içi porselen tamiri yapıldığında gereken minimum bağlanma dayanımının çiğneme kuvvetleri ile orantılı olduğunu ve bu değer de 8-9 MPa olabileceğini bildirmişlerdir. Bu nedenle çalışmamızın sonunda elde edilen MPa değerlerinin bu değerden büyük olması hedeflenmiştir[341].

Kompozitin seramik ile bağlantısı kopana kadar uygulanan makaslama testi sonrası açığa çıkan seramik-kompozit birleşim bölgesini değerlendirmek amacıyla kullanılan cihazlardan bir tanesi olan ışık mikroskobu [148],[220],[342],[343], ayrılma meydana gelen bölgede oluşan kırık tipini belirlemek amacıyla kullanılmıştır.

Ağız içi sıcaklık değerleri 4-60C° arasındadır. Termal sıklüs bu ısı değişiminin in-vitro koşullarda yapılması işlemidir. İstenilen sıcaklık değeri, istenilen devir sayısı ayarlanılarak uygulama yapılabilir[337]. Bu nedenle literatür taraması yapıldığında ağız içi koşulları taklit etmek için en sık başvurulmuş yöntem termal sıklüs yöntemidir. Bu yöntemde örnekler düzenli olarak 5-55C° arası sıcaklık değişiminin sağlandığı suda bekletilir. [259],[265],[344],[345],[346],[347]. Yapılan çalışmalarda uygulanan devir sayısına bakıldığında birçok farklı değerle karşılaşılmaktadır, bu konuda literatürde fikir birliği olmamasına karşın[344], [345], [348] çalışmamızda örneklerle 30'ar sn bekletme, 10 sn transfer süresi olan 5000 devir termal sıklüs işlemi uygulanmıştır.

Bağlanma dayanımı testi sonucu elde edilen verilen doğru bir şekilde değerlendirilebilmesi yüzey deneylere başlamadan önce yüzey standardizasyonunun sağlanmasına bağlıdır. Literatürde yüzey pürüzlendirme işlemleri öncesi seramik yüzeylerin standart hale getirilmesi için farklı grenlerde (400,600,800,1000,1200) silikon karbit zımparalar kullanılmıştır[229], [349], [350]. Çalışmamızda sırasıyla 400-800-1200' lük silikon karbit zımparalar kullanılmıştır.

Tam seramik restorasyonların tamirinde pratik, düşük maliyetli ve tekrarlanabilir olması ve ekstra seans gerektirmemesi gibi avantajlarından dolayı ağız içi tamir yöntemi sıklıkla tercih edilmektedir[10], [15], [258]. Ağız içi tamir yöntemlerinde kompozit rezin ve seramik yüzey arasındaki bağlanma dayanımı mikromekanik tutuculuk ve kimyasal bağlanmaya dayanmaktadır[351]. Seramik yüzeyinde mikromekanik bağlanmanın elde edilmesi için elmas frezle pürüzlendirme[352], alüminyum oksit partikülleri ile pürüzlendirme (kumlama)[344], hidroflorik asit ile pürüzlendirme[227], tribokimyasal silika kaplama [240], lazer ile pürüzlendirme[353] gibi bir çok yöntem vardır.

Tüm bu yöntemlere rağmen kuron köprü restorasyonlarının simantasyonunda ya da tamir işleminde yüzey pürüzlendirme yöntemi olarak en etkili ve bu nedenle en çok tercih edilen yöntem HF asitleme işlemidir[183],[180], [277], [277], [354],[355], [356]. Bu yöntem seramik içerisindeki cam matriksi ortadan kaldırarak kristal yapıyı açığa çıkarır ve yüzey enerjisini düşürür. Böylelikle daha iyi bir mikromekanik bağlanma sağlar. Polikristalin seramiklerin aksine zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramiklerde cam matriks içermelerinden dolayı HF asit uygulaması yapılabilir[357]. Bu nedenle çalışmamızda yüzey pürüzlendirilmesinde HF asit ile

yüzey pürüzlendirme yöntemi geleneksel yöntem olarak kabul edilip çalışmamıza dahil edilmiştir.

Hidroflorik asitin en büyük avantajlarından olan klinik uygulamasının kısa sürmesi ve basit olmasının yanı sıra diş hekimliği dışındaki alanlarda HF asit toksisitesi, koroziv etkisi ve reaktif bir materyal olmasından dolayı çok yüksek oranda zararlı bir materyal olarak kabul edilmektedir[358]. Diş hekimliğinde yüksek riskli materyal olduğunu gösteren bir çalışma bulunmamasına rağmen diğer alanlarda düşük reaksiyon insidansı hatta ölüm ile sonuçlanan vakalar olduğu gösterilmiştir [359].

Bu sonuçlardan yola çıkarak porselen yüzeylerinin pürüzlendirilmesinde HF asite alternatif ve daha güvenli olarak kullanılabilecek olan yöntemler çalışmaya dahil edilip etkinliğinin incelenmesi hedeflenmiştir. Çalışmamızda HF asite alternatif bir yüzey pürüzlendirme yönteminin bulunması hedeflenmesi ile beraber diğer yandan HF asit ile beraber uygulandığında bağlanma dayanımını arttırıp daha başarılı porselen-kompozit arayüzünün elde edildiği yüzey pürüzlendirme işleminin tespit edilmesi hedeflenmiştir. Böylelikle restorasyonun klinik ömrünün arttırılması ile beraber hasta ve hekim konforu arttırılarak, iş gücü ve zaman kaybının önüne geçilmeye çalışılmıştır.

Bömicke ve arkadaşlarının yaptığı çalışmaya göre tribokimyasal kaplamanın Celtra Duo üzerinde uzun dönem suda yaşlandırma uygulayarak yaptığı çalışmada elde edilen SEM görüntüleri HF asit kullanımına göre çok daha az retantif alanların oluştuğu ve mikrotensile bağlanma kuvvetinin daha düşük çıktığı görülmüştür[334]. Bu nedenle çalışmamıza yüzey işlemi olarak tribokimyasal kaplama dahil edilmemiştir.

Elmas frezle pürüzlendirme yöntemi porselen yüzeyindeki mevcut çatlağın ilerlemesine ya da yeni çatlaklar oluşmasına sebep olmaktadır. Zirkonya seramiklerde ise yüzeyde stres oluşuman ve faz değişimine sebebiyet vermektedir. Bu nedenle çalışmamızda bu yüzey pürüzlendirme yöntemine yer verilmemiştir[183], [226].

Kumlama ve tribokimyasal kaplama yöntemleri metal ve oksit seramiklerde ve aynı zamanda asite dayanıklı seramiklerde uygulanan yüzey işlemidir. Bu nedenle çalışmamıza dahil edilmemiştir[237],[242].

Farklı materyaller üzerinde lazer ile yüzey pürüzlendirme işleminin yapıldığı birçok çalışma mevcut olmasına rağmen [19], [21], [354],[360] zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik yüzeyine uygulanan lazer ile pürüzlendirme

çalışmaları çok yetersizdir. Bu nedenle çalışmamızda yüzey pürüzlendirme yöntemi olarak lazer sistemleri tercih edilmiştir.

Er:YAG lazer sistemi dental materyaller üzerinde termomekanik ablasyon mekanizmasıyla çalışır. Doku veya materyal içerisindeki su molekülü buharlaşarak genişir ve mikropatlamalara neden olur. Er:YAG lazer sistemleri ile yapılacak yüzey pürüzlendirme işlemlerinde materyal seçimi önem teşkil etmektedir. Gökçe ve arkadaşları lityum disilikat cam seramik yüzeyinde HF asit ve farklı güçlerde Er:YAG lazer sistemi ile pürüzlendirmenin bağlanma dayanımına etkisini araştırmışlardır. 300 mJ Er:YAG lazer uygulaması ve HF uygulamasının bağlanma dayanımını arttırdığını bildirmişlerdir. Lazer sisteminde uygulanan lazer ışınının mJ değeri arttıkça (600mJ-900mJ) bağlanma dayanımının azaldığını tespit etmişlerdir[277]. Bu nedenle çalışmamızda kullanılan lazer sistemleri arasına Er:YAG lazer sistemi dahil edilmiştir.

Üşümez ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada Nd:YAG lazer sisteminin Y-TZP materyalinde yüzey pürüzlülüğünü arttırarak bağlanma dayanımını arttırdığı bildirilmişlerdir[361]. Paranhos ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmaya göre Nd:YAG lazer sisteminin zirkonya yüzeyinde pürüzlülüğü ve bağlanma dayanımını CO₂ lazer sistemine göre daha fazla arttırdığı görülmüştür[362]. Kara ve arkadaşlarının lityum disilikat seramik yüzeyinde yaptığı çalışmada Nd:YAG lazer ve Er:YAG lazer sistemlerinin yüzey pürüzlülüğünü arttırdığı fakat bu iki sistemin sağladığı yüzey pürüzlülüğü arasında anlamlı bir fark olmadığı tespit edilmiştir[351]. Bu çalışmaların sonucu yüzey pürüzledirme için tercih edilen bir diğer lazer sistemi Nd:YAG lazer sistemi olmuştur.

Akyıl ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada yüzey pürüzlendirme için Nd:YAG lazer, Er:YAG lazer, HF asit ve lazer sistemlerinin HF asit ile kombinasyonları feldspatik porselenler üzerinde kullanılmıştır. Sonuç olarak Nd:YAG ve Er:YAG lazer uygulamasından sonra yapılan HF asitleme işlemi porselen yüzeyinde oluşan fissür ve çatlakların sadece lazer uygulaması yapılmış yüzeylere göre daha geniş olduğu tespit edilmiştir[363].

Hooseini ve arkadaşları yaptıkları değişik parametrelerdeki Nd:YAG lazer sistemi kullanarak yaptıkları (0.75, 1.25, 1.5, 21W) seramik yüzeyi pürüzlendirme çalışması sonucu 1.5 ve 2W ile yeterli pürüzlülüğe ulaşabildiğini bildirmişlerdir[364].

Bu nedenle çalışmamızda zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum

silikat cam seramiklerin yüzey pürüzlülüğünü sağlamakta optimum yöntemin bulunması amacıyla HF asit, Er:YAG lazer , Nd:YAG lazer, HF asit ve lazer sistemlerinin HF asit ile kombinasyonları olan Nd:YAG lazer + HF asit ve Er:YAG lazer + HF asit ile yüzey pürüzlendirme yöntemleri karşılaştırılmıştır.

Shiu ve arkadaşlarının 500 mJ ve 4Hz parametreleri ayarlanmış Er:YAG lazer ile yapılan yüzey işleminin feldspatik seramikler üzerinde sağladığı bağlanma dayanımı araştırdıkları çalışmada klinik çalışma için yeterli bağlanma dayanımı sağlanamadığı tespit edilmiştir[365]. Fakat Kara ve arkadaşlarının bu çalışmadan yola çıkarak yaptığı çalışmada; HF asit, Er:YAG ve Nd:YAG lazer sistemlerinin lityum disilikat cam seramiklerde oluşturduğu yüzey pürüzlülüklerini karşılaştırdıklarında sonuç olarak HF asit ve lazer sistemlerinin oluşturduğu yüzey pürüzlülüğü arasında anlamlı fark bulunamadığı tespit edilmiştir[351].

Daha önce bahsetmiş olduğumuz bu çalışmalardan yola çıkarak çalışmamızda kullanılacak olan lazer parametreleri Nd:YAG lazer sisteminde: 100mJ, 20Hz, 2W ve Er:YAG lazer sisteminde: 500mJ, 20Hz, 10W olarak belirlenmiştir.

HF asit uygulamasından sonra yapılan lazer uygulaması, cam matriks çözüldükten sonra kristalin içeriğe zarar verebileceğinden [366] çalışmamızda önce lazer uygulaması sonra HF asit uygulanmasına karar verilmiştir.

Yüzey pürüzlendirme işlemlerinden sonra, yapılan işlemlerin etkinliğini değerlendirmek amacıyla literatürde sıklıkla kullanılan yöntemlerden bir tanesi olan optik profilometre cihazı ile nicel veriler elde edilebilmektedir. Aynı zamanda non-kontakt uygulandığı için analiz sonrası yüzeyde hasar meydana getirmemektedir[322], [323]. Bu nedenle yüzey analizi sonuçlarını rakamsal değerlere döküp yüzeylerin Ra değerlerini elde ettikten sonra birbirbirleri ile karşılaştırılabilmek için çalışmamızda profilometre cihazı kullanılmıştır.

Katı cisimlerin mikro yapılarını değerlendirmek, yüzey pürüzlendirme işlemlerinden sonra değişen yüzey topografyasını incelemek için kullanılan taramalı elektron mikroskobu (SEM) literatürde mikro yapısı değişen yüzeylerin yüksek çözünürlüklü görüntüsünü almak için sıklıkla kullanılan bir yöntemdir[367], [368],[369],[332]. Çalışmamızda değişen yüzey morfolojilerini görüntülemek ve bu görüntüler üzerinden yorum yapabilmek amacıyla taramalı elektron mikroskobu kullanılmıştır.

İyi bir bağlanma dayanımı elde edilebilmesinde seramik ve kompozit yüzey arasındaki mikromekanik bağlantı kadar kimyasal bağlantının da önemli bir yeri vardır.[216],[370].Yüzey pürüzlendirme işlemleri mikromekanik tutuculuk sağlarken silan, adeziv ve primer ajanları kimyasal bağlantıyı sağlamaktadır[216],[255],[371]. Silan inorganik yüzeylerdeki ıslanılabilirliği arttırarak rezin simanın porselen yüzeyine daha kolay dağılmasını sağlamaktadır[236],[372]. Bu nedenle kompozit rezinin porselen yüzeyi üzerine daha iyi tutunabilmesi için çalışmamızda silan ajanı olarak literatürde bağlanma dayanımı testlerinde sıklıkla kullanılan Ultradent Silan (Ultradent Products, South Jordan, UT, USA) kullanılmıştır[183], [326],[360], [373].

Cantürk ve arkadaşlarının lityum disilikat ve zirkonyumla güçlendirilmiş lityum silikat porselen yüzeyi üzerinde yaptıkları çalışmada universal bağlayıcı ajanların tek başına kullanıldığı zaman, seramik primeri kadar bağlanma dayanımı sağladığını tespit etmişlerdir. Bu çalışmaya göre universal bağlayıcı ajanlar tek başına CAD/CAM seramiklerin tamirinde kullanılabilir. Aynı zamanda universal bağlayıcı ajanlar zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramiklerin bağlanma dayanımı üzerinde lityum disilikat cam seramiklerden daha fazla katkıda bulunduğunu belirtmişlerdir[374].

Ataol ve ark. ZLS seramikler üzerinde yaptıkları farklı yüzey işlemlerinin bağlanma dayanımına etkisini araştırdıkları çalışma sonucu lazer ile pürüzlendirme yapıldığında kimyasal ajan olarak asit ve bond kullanımının bağlanma dayanımı değerlerini arttırdığını tespit etmişlerdir[343].

Diğer yandan Çelik ve arkadaşlarının yaptığı çalışmaya göre bir seramik primer ajanı olan Z-Prime Plus kullanıldığında zirkonya kompozit ara yüzeyinde bağlanma dayanımı universal adezive göre (Adper Single Bond; 3M ESPE, St. Paul, MN, USA) daha düşük çıkmıştır[375]. Bu nedenle çalışmamızda kimyasal bağlanmayı sağlamak için silan uygulaması yapıldıktan sonra adeziv ajan (Adper Single Bond 2; 3M ESPE, St. Paul, MN, USA) uygulaması yapılmıştır ve porselen primeri kullanılmamıştır[355].

Porselen tamirinde seramik ve kompozit arasındaki bağlanma dayanımı seçilen kompozit rezinden etkilenmektedir[176]. Çiğneme basıncını karşılayan posterior bölgede, kondansasyonu daha iyi ve polimerizasyon büzülmesi, su emiliminin daha az olması gibi avantajlara sahip hibrit kompozitler seçilmektedir[376] Bu nedenle çalışmamızda bir hibrit kompozit olan Filtek Z250 (3M ESPE) kullanılmıştır.

Ataol ve ark. yaptığı ZLS (Vita Suprinity) seramikler üzerinde yaptığı çalışmada HF asit ve kumlamanın lazerden daha fazla bağlanma dayanımını arttırdığı gösterilmiştir. Fakat bizim çalışmamızdan farklı olarak materyal olarak yine bir ZLS seramik olan Vita Suprinity kullanılmıştır[343]. Vita Suprinity’de bulunan lityum ortofosfat kristali boyutu ($\sim 0.5 \mu\text{m}$) ve Celtra Duo’da bulunan lityum ortofosfat kristali boyutundan ($\sim 1 \mu\text{m}$) farklıdır. HF asit de bu camsı fazı çözerek etki etmektedir[377]. Bizim bulduğumuz veriler ile kıyaslandığında aradaki farklılık; materyal ve pürüzlendirme yönteminin (HF asit+lazer) farklı olması ile bağdaştırılabilmektedir.

Bizim sonucumuzun aksine Huang ve arkadaşlarının Celtra duo yüzeyine HF asit, Nd:YAG lazer (3W, 150mJ/pulse, 20Hz) , Nd:YAG lazer + asit ile pürüzlendirme işlemi yaptıkları çalışmada en yüksek bağlanma dayanımını Nd:YAG lazer ile elde etmişlerdir. Fakat bu çalışmada termal siklus yapılmamıştır aynı zamanda %4.9’luk HF asiti 30 sn boyunca uygulamışlardır[378]. Bu farklılık HF asit yüzdesi ve yapay yaşlandırma işleminin yapılmaması ile ilişkilendirilebilmektedir.

Muhammed ve ark. Nd:YAG (1.5W ve 2W) lazer ile yaptıkları yüzey pürüzlendirmenin HF asit kadar etki sağladığını bildirmişlerdir[364]. Öte yandan bu sonucun aksini söyleyen çalışmalar da mevcuttur. Akpınar ve ark. çalışmasında Nd:YAG (4W, 40Hz) ile yaptıkları pürüzlendirmede HF asit ve kumlamaya göre daha düşük bağlanma dayanımı elde etmişlerdir. Li ve ark. Yüksek atım gücünde uygulanan (4,5 ve 6W) Nd:YAG lazerin HF asite göre bağlanma dayanımını düşürdüğü bildirilmiştir[379]. Bu farklılığı uygulanan lazerin yüksek atım gücü ile bağdaştırabilmek mümkündür.

Yavuz ve arkadaşlarının lityum disilikat ve feldspatik seramiklerde farklı yüzey işlemlerinin etkinliğini kıyasladıkları çalışmada Er:YAG lazer, HF asit ve alüminyum partikülleri ile kumlama yöntemlerini kullanmışlardır. Sonuç olarak bizim çalışmamızın aksine en etkili yöntemi kumlama+lazer sisteminin beraber uygulandığı yöntem olarak bulmuşlardır. Ardından Er:YAG lazer ve en az etkili olarak Er:YAG lazer+HF asit yöntemini bulmuşlardır. Bu çalışmada bizimkinden farklı olarak %5’lik HF asit kullanılmıştır. Aynı zamanda silan ajanından sonra adeziv siman kullanılmış ve yapay yaşlandırma yapılmamıştır.

Çalışmamız in vitro koşullarda ve literatürde lazer ile pürüzlendirme işlemine dair kesin bir protokolün bulunmaması limitasyonları dahilinde yapılmıştır. Yapay yaşlandırma yapılarak ağız ortamı taklit edilmeye çalışılsa da materyalin ve yöntemin

etkinliğinin asıl olarak ağız içi koşullarda tespit edilmesi gerekmektedir. Makaslama testi sabit bir kuvvet uygulanarak kırma meydana getiririlen bir yöntemdir oysa ki ağız içi koşullarda materyal bir çok farklı açıdan ve ritmik olarak kuvvete maruz kalmaktadır.

Lazer ile yüzey pürüzlendirme işlemi için literatürde etkinliği kabul edilmiş bir parametre değeri mevcut değildir. Materyal seçimi ve uygun lazer tipi ve parametreyi belirlemek bu açıdan önem teşkil etmektedir. Yeni yapılacak olan çalışmalar bu limitasyonlar değerlendirilerek ağız ortamına daha yakın koşullarda ve daha farklı yüzey işlemleri uygulayarak en iyi sonucu elde etmeye yönelik olmalıdır.



6. SONUÇLAR

1. Optik profilometre analizi sonucu elde edilen Ra değerleri bakımından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmiştir.
2. Ra değerleri incelendiğinde en yüksek yüzey pürüzlülüğüne sahip grup Grup3 (Er:YAG+HF asit)'tür en düşük yüzey pürüzlülüğüne sahip grup ise Grup4 (Nd:YAG)'tür.
3. SEM analizi sonucu elde edilen görüntüler optik profilometre analizi ile benzer sonuçlar vermektedir.
4. Farklı lazer tipleri ile yapılan yüzey işlemleri incelendiğinde bağlanma dayanımı arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur.
5. En yüksek bağlanma dayanımının elde edildiği yüzey işlemi Er:YAG lazer HF asitin beraber uygulanması sonucu elde edilmiştir. En düşük bağlanma dayanımı ise Nd:YAG lazerin tek başına uygulandığı gruptur.
6. En fazla adeziv başarısızlık Nd:YAG lazer grubunda görülmüştür. Adeziv+koheziv başarısızlığın en fazla görüldüğü gruplar ise Grup5 ve Grup1'dir.

KAYNAKLAR

- [1] N. Lebon, L. Tapie, F. Duret, and J.-P. Attal, “Understanding dental CAD/CAM for restorations - Dental milling machines from a mechanical engineering viewpoint. Part B: Labside milling machines,” *Int. J. Comput. Dent.*, vol. 19, pp. 115–134, Jun. 2016.
- [2] van N. R. El- Meliegy E, *1- History, Market and Classification of Bioceramics, Part I Introduction to Medical Ceramics. Glasses and Glass Ceramics for Medikal Applications*. New York: Springer, 2012.
- [3] I. Denry and J. R. Kelly, “Emerging ceramic-based materials for dentistry,” *J. Dent. Res.*, vol. 93, no. 12, pp. 1235–1242, 2014, doi: 10.1177/0022034514553627.
- [4] C. A. D. Cam, Si. Kullanilan, T. A. M. Seramık, and B. Ve, “D m j - r,” vol. 2, no. 1, 2020.
- [5] Dentsply, “The new dna of high-strength glass ceramics.,” *Dentsply*, p. 37, 2015.
- [6] F. De Angelis, C. D’Arcangelo, N. Malířková, L. Vanini, and M. Vadini, “Wear Properties of Different Additive Restorative Materials Used for Onlay/Overlay Posterior Restorations.,” *Oper. Dent.*, vol. 45, no. 3, pp. E156–E166, 2020, doi: 10.2341/19-115-L.
- [7] P. C. Guess, C. F. Selz, A. Voulgarakis, S. Stampf, and C. F. J. Stappert, “Prospective clinical study of press-ceramic overlap and full veneer restorations: 7-year results.,” *Int. J. Prosthodont.*, vol. 27, no. 4, pp. 355–358, 2014, doi: 10.11607/ijp.3679.
- [8] H. KILINIÇ, S. TURGUT, E. AYDOĞAN AYAZ, and B. BAĞIŞ, “GüncelNanoseramik VHibrit Cad/CamMateryalleri,” *Atatürk Üniversitesi Diş Hekim. Fakültesi Derg.*, pp. 592–598, 2018, doi: 10.17567/ataunidfd.474131.
- [9] V. Preis, M. Behr, S. Hahnel, and M. Rosentritt, “Influence of cementation on in vitro performance, marginal adaptation and fracture resistance of CAD/CAM-fabricated ZLS molar crowns,” *Dent. Mater.*, vol. 31, Sep. 2015, doi: 10.1016/j.dental.2015.08.154.
- [10] K. E. ÇAPA N., ÖZKURT Z., “Ağız İçi Porselen Tamir Sistemleri,” vol. 16, no. 1, pp. 34–40, 2006.

- [11] K. Richter-Snapp, S. A. Aquilino, C. W. Svare, and K. A. Turner, "Change in marginal fit as related to margin design, alloy type, and porcelain proximity in porcelain-fused-to-metal restorations," *J. Prosthet. Dent.*, vol. 60, no. 4, Oct. 1988, doi: 10.1016/0022-3913(88)90243-0.
- [12] M. Kurt, T. Külünk, Ç. Ural, Ş. Külünk, Ş. Danişman, and S. Savaş, "The Effect of Different Surface Treatments on Cement-Retained Implant-Supported Restorations," *J. Oral Implantol.*, vol. 39, no. 1, Feb. 2013, doi: 10.1563/AAID-JOI-D-10-00151.
- [13] C. H. PAMEIJER, N. P. LOUW, and D. FISCHER, "REPAIRING FRACTURED PORCELAIN: HOW SURFACE PREPARATION AFFECTS SHEAR FORCE RESISTANCE," *J. Am. Dent. Assoc.*, vol. 127, no. 2, Feb. 1996, doi: 10.14219/jada.archive.1996.0170.
- [14] W. Z. Bakar, M. H. Abd Wahab, and A. Husein, "Different surface preparation techniques of porcelain repaired with composite resin and fracture resistance," *J. Conserv. Dent.*, vol. 14, no. 4, 2011, doi: 10.4103/0972-0707.87207.
- [15] R. Hickel, K. Brühaver, and N. Ilie, "Repair of restorations – Criteria for decision making and clinical recommendations," *Dent. Mater.*, vol. 29, no. 1, Jan. 2013, doi: 10.1016/j.dental.2012.07.006.
- [16] J. C. Bertolini, "Hydrofluoric acid: A review of toxicity," *J. Emerg. Med.*, vol. 10, no. 2, Mar. 1992, doi: 10.1016/0736-4679(92)90211-B.
- [17] B. Ersu, B. Yuzugullu, A. Ruya Yazici, and S. Canay, "Surface roughness and bond strengths of glass-infiltrated alumina-ceramics prepared using various surface treatments," *J. Dent.*, vol. 37, no. 11, Nov. 2009, doi: 10.1016/j.jdent.2009.06.017.
- [18] N. L. Jacobsen, D. L. Mitchell, D. L. Johnson, and R. A. Holt, "Lased and sandblasted denture base surface preparations affecting resilient liner bonding," *J. Prosthet. Dent.*, vol. 78, no. 2, Aug. 1997, doi: 10.1016/S0022-3913(97)70119-7.
- [19] S. da Silva Ferreira, F. S. Hanashiro, W. C. de Souza-Zaroni, M. L. Turbino, and M. N. Youssef, "Influence of Aluminum Oxide Sandblasting Associated with Nd:YAG or Er:YAG Lasers on Shear Bond Strength of a Feldspathic Ceramic to Resin Cements," *Photomed. Laser Surg.*, vol. 28, no. 4, Aug. 2010, doi: 10.1089/pho.2009.2528.

- [20] S. Kimyai, N. Mohammadi, E. Jafari Navimipour, and S. Rikhtegaran, "Comparison of the Effect of Three Mechanical Surface Treatments on the Repair Bond Strength of a Laboratory Composite," *Photomed. Laser Surg.*, vol. 28 Suppl 2, pp. S25-30, Oct. 2010, doi: 10.1089/pho.2009.2598.
- [21] J. R. Chen, K. Oka, T. Kawano, T. Goto, and T. Ichikawa, "Carbon dioxide laser application enhances the effect of silane primer on the shear bond strength between porcelain and composite resin," *Dent. Mater. J.*, vol. 29, no. 6, pp. 731–737, 2010, doi: 10.4012/dmj.2009-106.
- [22] D. F. Atat, U. Supplement, R. Tuncer, M. Kodu, and K. Tarihi, "Şener yamaner," pp. 157–166, 2014.
- [23] I. D. Sener and Ş. B. Türker, "Kimyasal Yapılarına Göre Tam Seramik Restorasyonlar," *Atatürk Üniversitesi Diş Hekim. Fakültesi Derg.*, vol. 19, no. 1, pp. 61–67, 2009.
- [24] K. J. Anusavice, *Phillips' Science of Dental Materials (Anusavice Phillip's Science of Dental Materials)*, vol. 12. 2013.
- [25] "The Glossary of Prosthodontic Terms: Ninth Edition," *J. Prosthet. Dent.*, vol. 117, no. 5, pp. e1–e105, May 2017, doi: 10.1016/j.prosdent.2016.12.001.
- [26] Kenneth J. Anusavice & Chiayi Shen & H. Ralph Rawls, *philips' science of dental materials* . 2003.
- [27] L. M. F. J. Stephen Rosenstiel, *Contemporary Fixed Prosthodontics*, 4th ed. Mosby Elsevier, 2006.
- [28] N. I. . C. S. Kelly JR, "Ceramics in denstry: Historical roots and current perspective. ," *J Prosthet Dent*, pp. 18–32, 1996.
- [29] J. W. McLean, "Evolution of dental ceramics in the twentieth century," *J. Prosthet. Dent.*, vol. 85, no. 1, Jan. 2001, doi: 10.1067/mpr.2001.112545.
- [30] McLEAn JW, "The Science and Art of Dental Cramics," *Quintessence Publ. Co*, pp. 85–61, 2001.
- [31] S. Azer, J. Drummond, S. Campbell, and A. Zaki, "Influence of core buildup material on the fatigue strength of an all-ceramic crown," *J. Prosthet. Dent.*, vol. 86, pp. 624–631, Dec. 2001, doi: 10.1067/mpr.2001.120656.
- [32] Ç. Ural, "Diş Hekimliği Pratiğinde Tamamı Seramik ve Cad-Cam Uygulamaları,"

Dirim Tip Gazetesi, vol. 1, pp. 27–38, 2011.

- [33] O'brien W, *Dental porcelain/ Dental materials and their selection*, 3rd ed. London: : Quintessence Publishing Co, 2002.
- [34] M. A. Rosenblum and A. Schulman, "A Review of All-Ceramic Restorations," *J. Am. Dent. Assoc.*, vol. 128, no. 3, Mar. 1997, doi: 10.14219/jada.archive.1997.0193.
- [35] E. A. and G. S. Bonfante, "Individual ceramic crowns for teeth. High-Strength Ceramics, Interdisciplinary Perspectives," in *High-Strength Ceramics, Interdisciplinary Perspectives*, 2014, pp. 63–98.
- [36] K. J. . S. C. and R. Anusavice, *Dental ceramics. In Phillip's, Science of Dental Materials*. Elsevier Inc., 2012.
- [37] S. Gracis, V. Thompson, J. Ferencz, N. Silva, and E. Bonfante, "A New Classification System for All-Ceramic and Ceramic-like Restorative Materials," *Int. J. Prosthodont.*, vol. 28, no. 3, pp. 227–235, 2016, doi: 10.11607/ijp.4244.
- [38] and P. V. Qualtrough AJE, "Ceramics update," *J. Dent*, p., 1997.
- [39] W. H. U. G. Z. A. Uctasli S, "The strength of a heatpressed all-ceramic restorative material," *J Oral Rehabil*, 1996.
- [40] M. B. H. R. 8. Dickinson AJG, "A comparative study of the strength of aluminous porcelain and all-ceramic crowns. ," *J Prosthet Dent* , 1989.
- [41] L. A. E. J. Moffa JP, "Clinical evaluation of a castable ceramic material (abst.)," *J. Dent Res* , 1988.
- [42] C. S. Kelly JR, "Fracture-surface analysis of dental ceramics.," *J Prosthet Dent* , 1989.
- [43] L. R. T. A. . Sjögren G, "Clinical evaluation of all-ceramic crowns (Dicor) in general practice. ," *J Prosthet Dent* , 1999.
- [44] Jones DW., "Development of dental ceramics. An historical perspective. ," *Dent Clin. North. Am.*, 1985.
- [45] D. Hek Fak Derg TUTAL and Ş. Yamaner, "Atatürk Üniv."
- [46] J. A. W. R. Wildgoose DG, "Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review. ," *J Prosthet Dent*, 2004.

- [47] J. W. McLean, "Proceedings of the First International Symposium on Ceramics," 1982.
- [48] S. O. Hondrum, "A review of the strength properties of dental ceramics," *J. Prosthet. Dent.*, vol. 67, no. 6, Jun. 1992, doi: 10.1016/0022-3913(92)90602-7.
- [49] J. G. Wall and D. L. Cipra, "Alternative crown systems. Is the metal-ceramic crown always the restoration of choice?," *Dent. Clin. North Am.*, vol. 36, no. 3, pp. 765–782, Jul. 1992.
- [50] W. . Wagner and T. . Chu, "Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics," *J. Prosthet. Dent.*, vol. 76, no. 2, Aug. 1996, doi: 10.1016/S0022-3913(96)90297-8.
- [51] A. Bindl and W. Mörmann, "An up to 5-year clinical evaluation of posterior In-Ceram CAD/CAM core crowns," *Int. J. Prosthodont.*, vol. 15, pp. 451–456, Nov. 2001.
- [52] Ö. P. M. Yüksel G, Çekiç C, "Metal Desteksiz Seramik Sistemleri," *Atatürk Üniv Di_ Hek Fak Derg*, pp. 79–88, 2000.
- [53] U. İ. H. Bayındır Funda, "All -ceramic crown systems.," *Atatürk Üniversitesi Diş Hekekımlığı Fakültesi Derg.*, no. 2, pp. 33–42, 2007.
- [54] R. W. K. Li, T. W. Chow, and J. P. Matinlinna, "Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: State of the art," *J. Prosthodont. Res.*, vol. 58, no. 4, pp. 208–216, 2014, doi: <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2014.07.003>.
- [55] A. Sundh and G. Sjögren, "A comparison of fracture strength of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics," *J. Oral Rehabil.*, vol. 31, pp. 682–688, Aug. 2004, doi: 10.1111/j.1365-2842.2004.01284.x.
- [56] C. Piconi and G. Maccauro, "Zirconia as a ceramic biomaterial," *Biomaterials*, vol. 20, no. 1, Jan. 1999, doi: 10.1016/S0142-9612(98)00010-6.
- [57] K. M. Itinoche, M. Özcan, M. A. Bottino, and D. Oyafuso, "Effect of mechanical cycling on the flexural strength of densely sintered ceramics," *Dent. Mater.*, vol. 22, no. 11, Nov. 2006, doi: 10.1016/j.dental.2005.11.025.
- [58] S. Chu, "Current clinical strategies with lithium disilicate restorations," *Compend. Contin. Educ. Dent.*, vol. 33, pp. 64,66-67, Jan. 2012.

- [59] T. Ş. Yalım B, “ Klinikte tam seramik sistemler. ,” *Atatürk Üniv. Diş Hek Fak. Derg. ,* 2002.
- [60] M. H. C. J. W. W. Wen MY, “Comparative mechanical property characterization of 3 all-ceramic core materials.,” *Int J Prosthodont ,* 1999.
- [61] A. M. S. M. I. J. Guazzato M, “Mechanical Properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia,” *Int J Prosthodont,* 2002.
- [62] M. W. Bindl A, “An up to 5-year clinical evaluation of posterior In-Ceram CAD/CAM core crowns,” *Int J Prosthodont* 2002.
- [63] K. E. Giray Z. Özkurt Z, “ Zirkonya yapısı ve zirkonya alt yapıların üretim teknikleri.,” *Dentiss,* 2007.
- [64] A. M. Bachhav VC, “Zirconia-based fixed partial dentures: a clinical review,” *Quintessence Int ,* 2011.
- [65] H. J. Conrad, W.-J. Seong, and I. J. Pesun, “Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 98, no. 5, Nov. 2007, doi: 10.1016/S0022-3913(07)60124-3.
- [66] O. P. L. H. K. T. Piwowarczyk A, “ A clinical report and overview of scientific studies and clinical procedures conducted on the 3M ESPE Lava All-Ceramic System,” *J Prosthodont,* 2005.
- [67] M. Albakry, M. Guazzato, and M. V. Swain, “Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 89, no. 4, Apr. 2003, doi: 10.1067/mp.2003.42.
- [68] Crispin BJ., “Computerized design and manufacturing of esthetic dental restorations,” *Dent Clin N Am. ,* 1992.
- [69] T. Vagkopoulou, S. O. Koutayas, P. Koidis, and J. R. Strub, “Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic.,” *Eur. J. Esthet. Dent.*, vol. 4, no. 2, pp. 130–151, 2009.
- [70] V. Turp and P. Turkoglu, “Zirkonyanın Yapısı,” no. February, 2019.
- [71] B. Akkayan and T. Gülmez, “Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 87, no. 4, Apr. 2002, doi: 10.1067/mp.2002.123227.
- [72] E. Kahramanoğlu, Ş. C. Akmansoy, Y. Kulak Özkan, and E. Keskin Özyer,

- “Zirkonyum Destekli Sabit Protetik Restorasyonlarda Klinik Başarı Değerlendirme Kriterleri,” *Marmara Dent. J.*, vol. 1, no. 3, pp. 53–62, 2019, doi: 10.35333/erd.2019.14.
- [73] J. KELLY and I. DENRY, “Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview☆,” *Dent. Mater.*, vol. 24, no. 3, Mar. 2008, doi: 10.1016/j.dental.2007.05.005.
- [74] V. Lughi and V. Sergo, “Low temperature degradation -aging- of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry,” *Dent. Mater.*, vol. 26, no. 8, Aug. 2010, doi: 10.1016/j.dental.2010.04.006.
- [75] V. Turp, D. Sen, B. Tuncelli, G. Goller, and M. Özcan, “Evaluation of air-particle abrasion of Y-TZP with different particles using microstructural analysis,” *Aust. Dent. J.*, vol. 58, no. 2, Jun. 2013, doi: 10.1111/adj.12065.
- [76] R. C. Garvie, R. H. Hannink, and R. T. Pascoe, “Ceramic Steel?,” 1975.
- [77] S. O. R. B. Luthardt RG, “Zirconia-TZP and alumina--advanced technologies for the manufacturing of single crowns,” *Eur. J. Prosthodont. Restor. Dent.*, 1999.
- [78] K. H. MEYENBERG, H. LÜTHY, and P. SCHÄRER, “Zirconia Posts: A New All-Ceramic Concept for Nonvital Abutment Teeth,” *J. Esthet. Restor. Dent.*, vol. 7, no. 2, Mar. 1995, doi: 10.1111/j.1708-8240.1995.tb00565.x.
- [79] J. Robert Kelly, “Dental ceramics: current thinking and trends,” *Dent. Clin. North Am.*, vol. 48, no. 2, Apr. 2004, doi: 10.1016/j.cden.2004.01.003.
- [80] J. Tinschert, G. Natt, W. Mautsch, M. Augthun, and H. Spiekermann, “Fracture Resistance of Lithium Disilicate-, Alumina-, and Zirconia-Based Three-Unit Fixed Partial Dentures: A Laboratory Study,” *Int. J. Prosthodont.*, vol. 14, pp. 231–238, Dec. 2001.
- [81] B. Al-Amleh, K. Lyons, and M. Swain, “Clinical trials in zirconia: a systematic review,” *J. Oral Rehabil.*, vol. 37, no. 8, pp. 641–652, 2010, doi: 10.1111/j.1365-2842.2010.02094.x.
- [82] S. Deville, J. Chevalier, and L. Gremillard, “Influence of surface finish and residual stresses on the ageing sensitivity of biomedical grade zirconia,” *Biomaterials*, vol. 27, no. 10, Apr. 2006, doi: 10.1016/j.biomaterials.2005.11.021.
- [83] A. R. Studart, F. Filser, P. Kocher, H. Lüthy, and L. J. Gauckler, “Mechanical and

- fracture behavior of veneer–framework composites for all-ceramic dental bridges,” *Dent. Mater.*, vol. 23, no. 1, Jan. 2007, doi: 10.1016/j.dental.2005.12.009.
- [84] H. Yilmaz, C. Aydin, and B. E. Gul, “Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 98, no. 2, Aug. 2007, doi: 10.1016/S0022-3913(07)60045-6.
- [85] P. Triwatana, N. Nagaviroj, and C. Tulapornchai, “Clinical performance and failures of zirconia-based fixed partial dentures: A review literature,” *J. Adv. Prosthodont.*, vol. 4, pp. 76–83, May 2012, doi: 10.4047/jap.2012.4.2.76.
- [86] Y. Zhang, J. J.-W. Lee, R. Srikanth, and B. R. Lawn, “Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics,” *Dent. Mater.*, vol. 29, no. 12, Dec. 2013, doi: 10.1016/j.dental.2013.09.004.
- [87] E. Kontonasaki, A. Rigos, C. Ilia, and T. Istantos, “Monolithic Zirconia: An Update to Current Knowledge. Optical Properties, Wear, and Clinical Performance,” *Dent. J.*, vol. 7, p. 90, Sep. 2019, doi: 10.3390/dj7030090.
- [88] N. Ilie and B. Stawarczyk, “Quantification of the amount of blue light passing through monolithic zirconia with respect to thickness and polymerization conditions,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 113, no. 2, Feb. 2015, doi: 10.1016/j.prosdent.2014.08.013.
- [89] F. Zhang *et al.*, “Highly-translucent, strong and aging-resistant 3Y-TZP ceramics for dental restoration by grain boundary segregation,” *Acta Biomater.*, vol. 16, Apr. 2015, doi: 10.1016/j.actbio.2015.01.037.
- [90] R. Sadid-Zadeh, P.-R. Liu, R. Aponte-Wesson, and S. O’Neal, “Maxillary cement retained implant supported monolithic zirconia prosthesis in a full mouth rehabilitation: A clinical report,” *J. Adv. Prosthodont.*, vol. 5, pp. 209–217, May 2013, doi: 10.4047/jap.2013.5.2.209.
- [91] M. TOKGÖZ ÇETİNDAG and A. MEŞE, “DHekimliğinde Kullanılan Cad/CamBilgisayarDestekli TasariBilgisayarDestekliÜretimSistemleri Ve Materyaller,” *Atatürk Üniversitesi Diş Hekim. Fakültesi Derg.*, pp. 524–524, 2016, doi: 10.17567/ataunidfd.290443.
- [92] W. H. Moörmann, “The evolution of the CEREC system,” *J. Am. Dent. Assoc.*, vol. 137, Sep. 2006, doi: 10.14219/jada.archive.2006.0398.
- [93] M. KANAZAWA, M. INOKOSHI, S. MINAKUCHI, and N. OHBAYASHI,

- “Trial of a CAD/CAM system for fabricating complete dentures,” *Dent. Mater. J.*, vol. 30, no. 1, 2011, doi: 10.4012/dmj.2010-112.
- [94] V. RONAY, P. SAHRMANN, A. BINDL, T. ATTIN, and P. R. SCHMIDLIN, “Current Status and Perspectives of Mucogingival Soft Tissue Measurement Methods,” *J. Esthet. Restor. Dent.*, vol. 23, no. 3, Jun. 2011, doi: 10.1111/j.1708-8240.2011.00424.x.
- [95] U.-L. Lee, J.-S. Kwon, and Y.-J. Choi, “Keyhole System: A Computer-Assisted Designed and Computer-Assisted Manufactured Maxillomandibular Complex Repositioner in Orthognathic Surgery,” *J. Oral Maxillofac. Surg.*, vol. 73, no. 10, Oct. 2015, doi: 10.1016/j.joms.2015.03.026.
- [96] J. Qiu, X. Y. Gu, Y. Y. Xiong, and F. Q. Zhang, “Nasal prosthesis rehabilitation using CAD-CAM technology after total rhinectomy: A pilot study,” *Support. Care Cancer*, vol. 19, no. 7, pp. 1055–1059, Jul. 2011, doi: 10.1007/s00520-011-1157-1.
- [97] F. Beuer, J. Schweiger, and D. Edelhoff, “Digital dentistry: An overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations,” *Br. Dent. J.*, vol. 204, pp. 505–511, Dec. 2008, doi: 10.1038/sj.bdj.2008.350.
- [98] P. FEUERSTEIN, “Can technology help dentists deliver better patient care?,” *J. Am. Dent. Assoc.*, vol. 135, Oct. 2004, doi: 10.14219/jada.archive.2004.0414.
- [99] P.-R. Liu, “Panorama of dental CAD/CAM restorative systems,” *Compend. Contin. Educ. Dent.*, vol. 26, pp. 507–8, 510, 512 passim; quiz 517, 527, Aug. 2005.
- [100] D. Poticny and J. Klim, “CAD/CAM In-office Technology Innovations After 25 years for Predictable, Esthetic Outcomes,” *J. Am. Dent. Assoc.*, vol. 141 Suppl 2, pp. 5S-9S, Jun. 2010, doi: 10.14219/jada.archive.2010.0356.
- [101] J. Kelly and P. Benetti, “Ceramic materials in dentistry: Historical evolution and current practice,” *Aust. Dent. J.*, vol. 56 Suppl 1, pp. 84–96, Jun. 2011, doi: 10.1111/j.1834-7819.2010.01299.x.
- [102] K. Torabi, E. Farjood, and S. Hamedani, “Rapid Prototyping Technologies and their Applications in Prosthodontics, a Review of Literature,” *J. Dent. (Shīrāz, Iran)*, vol. 16, pp. 1–9, Mar. 2015.
- [103] M. TOKGÖZ ÇETİNDAG and A. MEŞE, “DİŞ HEKİMLİĞİNDE

KULLANILAN CAD/CAM (BİLGİSAYAR DESTEKLİ TASARIM/BİLGİSAYAR DESTEKLİ ÜRETİM) SİSTEMLERİ VE MATERYALLER,” *Atatürk Üniversitesi Diş Hekim. Fakültesi Derg.*, Dec. 2016, doi: 10.17567/ataunidfd.290443.

- [104] J. Tinschert, D. Zvez, R. Marx, and K. Anusavice, “Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics,” *J. Dent.*, vol. 28, pp. 529–535, Oct. 2000, doi: 10.1016/S0300-5712(00)00030-0.
- [105] K. Kamada, K. Yoshida, and M. Atsuta, “Effect of ceramic surface treatments on the bond of four resin luting agents to a ceramic material,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 79, no. 5, May 1998, doi: 10.1016/S0022-3913(98)70170-2.
- [106] K. Allen, A. Schenkel, and D. Estafan, “An overview of the CEREC 3D CAD/CAM system,” *Gen. Dent.*, vol. 52, pp. 234–235, May 2004.
- [107] W. Palin and F. Burke, “Trends in Indirect Dentistry: 8. CAD/CAM Technology,” *Dent. Update*, vol. 32, no. 10, Dec. 2005, doi: 10.12968/denu.2005.32.10.566.
- [108] D. Fasbinder, “Materials for chairside CAD/CAM restorations,” *Compend. Contin. Educ. Dent.*, vol. 31, pp. 702–704, 706, 708, Nov. 2010.
- [109] S. Cengiz and Ü. Ordu, “Current Materials of Chairside Cad/Cam Systems,” *J. Int. Dent. Sci.*, vol. 1, no. 1, pp. 9–12, 2016, doi: 10.21306/jids.2015.1.02.
- [110] S. Reich and H. Hornberger, “The effect of multicolored machinable ceramics on the esthetics of all-ceramic crowns,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 88, no. 1, Jul. 2002, doi: 10.1067/mpr.2002.127534.
- [111] I. DENRY and J. KELLY, “State of the art of zirconia for dental applications,” *Dent. Mater.*, vol. 24, no. 3, Mar. 2008, doi: 10.1016/j.dental.2007.05.007.
- [112] J. A. Sorensen, S. K. Kang, and S. P. Avera, “Porcelain-composite interface microleakage with various porcelain surface treatments,” *Dent. Mater.*, vol. 7, no. 2, Apr. 1991, doi: 10.1016/0109-5641(91)90057-6.
- [113] D. Fasbinder, “Restorative material options for CAD/CAM restorations,” *Compend. Contin. Educ. Dent.*, vol. 23, pp. 911–916, 918, 920 passim; quiz 924, Nov. 2002.
- [114] G. Sannino, F. Germano, L. Arcuri, E. Bigelli, C. Arcuri, and A. Barlattani, “CEREC CAD/CAM Chairside System,” *Oral Implantol. (Rome).*, vol. 7, no. 3,

- pp. 57–70, Apr. 2015, [Online]. Available: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25992260>.
- [115] R. P. Pagniano, R. R. Seghi, S. F. Rosenstiel, R. Wang, and N. Katsube, “The effect of a layer of resin luting agent on the biaxial flexure strength of two all-ceramic systems,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 93, no. 5, May 2005, doi: 10.1016/j.prosdent.2005.02.012.
- [116] P. Guess, R. Zavanelli, N. Silva, E. Bonfante, P. Coelho, and V. Thompson, “Monolithic CAD/CAM Lithium Disilicate Versus Veneered Y-TZP Crowns: Comparison of Failure Modes and Reliability After Fatigue,” *Int. J. Prosthodont.*, vol. 23, pp. 434–442, Sep. 2010.
- [117] B. Taskonak, J. J. Mecholsky, and K. J. Anusavice, “Residual stresses in bilayer dental ceramics,” *Biomaterials*, vol. 26, no. 16, Jun. 2005, doi: 10.1016/j.biomaterials.2004.08.025.
- [118] Z. H. R. G. & Co.KG, “Vita Suprinity® Technical and scientific documentation,” pp. 1–24, 2001.
- [119] C. D’Arcangelo, L. Vanini, G. D. Rondoni, and F. De Angelis, “Wear properties of dental ceramics and porcelains compared with human enamel,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 115, no. 3, Mar. 2016, doi: 10.1016/j.prosdent.2015.09.010.
- [120] S. Elsaka and A. Elnaghy, “Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic,” *Dent. Mater.*, vol. 32, Apr. 2016, doi: 10.1016/j.dental.2016.03.013.
- [121] M. Al-Akhali, M. S. Chaar, A. Elsayed, A. Samran, and M. Kern, “Fracture resistance of ceramic and polymer-based occlusal veneer restorations,” *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 74, Oct. 2017, doi: 10.1016/j.jmbbm.2017.06.013.
- [122] T. A. Hamza and R. M. Sherif, “Fracture Resistance of Monolithic Glass-Ceramics Versus Bilayered Zirconia-Based Restorations,” *J. Prosthodont.*, vol. 28, no. 1, Jan. 2019, doi: 10.1111/jopr.12684.
- [123] D. Deniz, G. Aktaş, M. B. Güncü, and S. Canay, “CAD/CAM high strength glass ceramics,” *Yeditepe Dent. J.*, vol. 15, no. 2, pp. 224–230, 2019, doi: 10.5505/yeditepe.2019.59140.
- [124] R. L. Silicate, “The ultra-fine microstructure makes all the difference.”

- [125] “15732546 (2).”
- [126] A. Raigrodski, “Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: A review,” *Dent. Clin. North Am.*, vol. 48, pp. 531–544, viii, May 2004, doi: 10.1016/j.cden.2003.12.008.
- [127] S. Mihali, C. M. Bortun, and E. Bratu, “Nano-ceramic particle reinforced coposite -Lava Ultimate CAD/CAM Restorative,” *Rev. Chim.*, vol. 64, pp. 435–437, Apr. 2013.
- [128] F. Cad, “FAQs -VITA CAD/CAM materials,” pp. 2–3.
- [129] M. Guazzato, M. Albakry, S. Ringer, and M. Swain, “Strength, Fracture Toughness and Microstructure of a Selection of All-Ceramic Materials. Part II. Zirconia-Based Dental Ceramics,” *Dent. Mater.*, vol. 20, pp. 449–456, Jul. 2004, doi: 10.1016/j.dental.2003.05.002.
- [130] W. Instructions, “VITA CAD-Temp for inLab,” vol. 40.
- [131] J.-F. Güth, T. Zuch, S. Zwinge, J. Engels, M. Stimmelmayer, and D. Edelhoff, “Optical properties of manually and CAD/CAM-fabricated polymers,” *Dent. Mater. J.*, vol. 32, Nov. 2013, doi: 10.4012/dmj.2013-099.
- [132] M. Uluakay, H. İnan, K. Yamanel, and N. Arhun, “Kompozit Rezinler Ve Polimerizasyon Büzülmesi Resin Composites And Polymerization Shrinkage,” pp. 895–902.
- [133] D. B., *kompozit rezin restorasyonlar*. ankara: AÜ Yayınları, 2000.
- [134] Ö. B., *Restoratif Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi*. Eüdhf Yayınları, 2001.
- [135] S. J. Surdevant CM., Roberson TM., Heymann HO., *The Art and Science of Operative Dentistry*. St. Louis: Mosby-Year Book, Inc, 1995.
- [136] Charbeneau GT, *Principles and Practice of Operative Dentistry*. philidelphia: Lea&Febiger, 1988.
- [137] N. Moszner, U. K. Fischer, J. Angermann, and V. Rheinberger, “A partially aromatic urethane dimethacrylate as a new substitute for Bis-GMA in restorative composites,” *Dent. Mater.*, vol. 24, no. 5, May 2008, doi: 10.1016/j.dental.2007.07.001.
- [138] B. M. Gladwin M., *Clinical Aspects of Dental Materials Theory, Practice, and cases*. USA: Williams & Wilkins, 2004.

- [139] J. Ferracane, "Current Trends in Dental Composites," *Crit. Rev. Oral Biol. Med.*, vol. 6, pp. 302–318, Feb. 1995, doi: 10.1177/10454411950060040301.
- [140] M. R. Baum L, *Advanced Restorative Dentistry*. philidelphia: WB Saunders Co, 1984.
- [141] H. Chen, J. Manhart, R. Hickel, and K.-H. Kunzelmann, "Polymerization contraction stress in light-cured packable composite resins," *Dent. Mater.*, vol. 17, pp. 253–259, Jun. 2001, doi: 10.1016/S0109-5641(00)00079-8.
- [142] L. GOLDMAN, P. HORNBY, R. MEYER, and B. GOLDMAN, "Impact of the Laser on Dental Caries," *Nature*, vol. 203, no. 4943, Jul. 1964, doi: 10.1038/203417a0.
- [143] G. M. Yiğit gB, "periodontolojide lazer," *SÜ Diğ Hek Fak Derg*, pp. 67–73, 2007.
- [144] Convissar RA, *Principles and Practice of Laser Dentistry*. missouri: Mosby Elsevier, 2011.
- [145] A. Cassoni, M. Youssef, and I. Prokopowitsch, "Bond Strength of a Dentin Bonding System Using Two Techniques of Polymerization: Visible-Light and Argon Laser," *Photomed. Laser Surg.*, vol. 23, pp. 493–497, Nov. 2005, doi: 10.1089/pho.2005.23.493.
- [146] D. R. Haselton, A. M. Diaz-Arnold, and J. T. Dunne, "Shear bond strengths of 2 intraoral porcelain repair systems to porcelain or metal substrates," *J. Prosthet. Dent.*, vol. 86, no. 5, Nov. 2001, doi: 10.1067/mpr.2001.119843.
- [147] A. Zaimoglu and E. Yuksel, "Hızlı Prototip Üretim Teknolojileri ve Diş Hekimliğinde Kullanımı: Olgu Sunumu," *Cumhur. Dent. J.*, vol. 14, Sep. 2011, doi: 10.7126/cdj.2012.755.
- [148] D. F. Atat, U. Cilt, E. R. Derleme, M. Kodu, and K. Tarihi, "GÜNCEL LEHİMLEME TEKNİĞİ: LAZER LEHİMLEME A RECENT WELDING TECHNIQUE: LASER WELDING Dr. Ezgi ATİK* Prof. Dr. Semra CİĞER *," pp. 138–144, 2012.
- [149] G. Kesler, "Clinical applications of lasers during removable prosthetic reconstruction," *Dent. Clin. North Am.*, vol. 48, pp. 963–9, vii, Nov. 2004, doi: 10.1016/j.cden.2004.05.013.
- [150] R. A. Strauss and S. A. Guttenberg, "Lasers in oral and maxillofacial surgery,"

- Oral Maxillofac. Surg. Clin. North Am.*, vol. 16, no. 2, May 2004, doi: 10.1016/j.coms.2004.02.007.
- [151] H. A. Wigdor, J. T. Walsh, J. D. B. Featherstone, S. R. Visuri, D. Fried, and J. L. Waldvogel, "Lasers in dentistry," *Lasers Surg. Med.*, vol. 16, no. 2, 1995, doi: 10.1002/lsm.1900160202.
- [152] R. Kamath, S. DI, and G. C. Baid, "Advances in Gingival Retraction," *Int. J. Clin. Dent. Sci.*, vol. 2, 2011.
- [153] K. Prasad, G. Agrawal, C. Hegde, and M. Shetty, "Gingival displacement in prosthodontics: A critical review of existing methods," *J. Interdiscip. Dent.*, vol. 1, p. 80, Jan. 2011, doi: 10.4103/2229-5194.85023.
- [154] H. D. Flax and G. M. Radz, "Closed-flap laser-assisted esthetic dentistry using Er:YSGG technology.," *Compend. Contin. Educ. Dent.*, vol. 25, no. 8, pp. 622, 626, 628–30 passim, Aug. 2004.
- [155] D. E. Deas, A. J. Moritz, H. T. McDonnell, C. A. Powell, and B. L. Mealey, "Osseous Surgery for Crown Lengthening: A 6-Month Clinical Study," *J. Periodontol.*, vol. 75, no. 9, Sep. 2004, doi: 10.1902/jop.2004.75.9.1288.
- [156] T. D. Myers, "The future of lasers in dentistry.," *Dent. Clin. North Am.*, vol. 44, no. 4, pp. 971–980, Oct. 2000.
- [157] M. TAVARES *et al.*, "Light augments tooth whitening with peroxide," *J. Am. Dent. Assoc.*, vol. 134, no. 2, Feb. 2003, doi: 10.14219/jada.archive.2003.0130.
- [158] U. HA, "No TitleDental Lazerler ve Sert Doku Uygulamaları," *Gülhane Tıp Derg*, 2013.
- [159] T. Akova, Y. Ucar, A. Tukay, M. C. Balkaya, and W. A. Brantley, "Comparison of the bond strength of laser-sintered and cast base metal dental alloys to porcelain," *Dent. Mater.*, vol. 24, no. 10, Oct. 2008, doi: 10.1016/j.dental.2008.03.001.
- [160] J. R. Strub, E. D. Rekow, and S. Witkowski, "Computer-aided design and fabrication of dental restorations," *J. Am. Dent. Assoc.*, vol. 137, no. 9, Sep. 2006, doi: 10.14219/jada.archive.2006.0389.
- [161] F. G. Mangano, B. Cirotti, R. L. Sammons, and C. Mangano, "Custom-made, root-analogue direct laser metal forming implant: A case report," *Lasers Med. Sci.*, vol.

- 27, no. 6, pp. 1241–1245, 2012, doi: 10.1007/s10103-012-1134-z.
- [162] R. J. Williams, R. Bibb, D. Eggbeer, and J. Collis, “Use of CAD/CAM technology to fabricate a removable partial denture framework,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 96, no. 2, Aug. 2006, doi: 10.1016/j.prosdent.2006.05.029.
- [163] Y. Ucar, T. Akova, M. S. Akyil, and W. A. Brantley, “Internal fit evaluation of crowns prepared using a new dental crown fabrication technique: Laser-sintered Co-Cr crowns,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 102, no. 4, Oct. 2009, doi: 10.1016/S0022-3913(09)60165-7.
- [164] R. Zupancic, A. Legat, and N. Funduk, “Tensile strength and corrosion resistance of brazed and laser-welded cobalt-chromium alloy joints,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 96, no. 4, Oct. 2006, doi: 10.1016/j.prosdent.2006.08.006.
- [165] I. Watanabe, N. Baba, J. Chang, and Y. Chiu, “Nd:YAG laser penetration into cast titanium and gold alloy with different surface preparations,” *J. Oral Rehabil.*, vol. 33, pp. 443–446, Jul. 2006, doi: 10.1111/j.1365-2842.2006.01512.x.
- [166] M. L. Santos, H. A. Acciari, L. C. O. Vercik, and A. C. Guastaldi, “Laser weld: microstructure and corrosion study of Ag–Pd–Au–Cu alloy of the dental application,” *Mater. Lett.*, vol. 57, no. 13–14, Apr. 2003, doi: 10.1016/S0167-577X(02)01095-9.
- [167] C. Bertrand, Y. Le Petitcorps, L. Albingre, and V. Dupuis, “The laser welding technique applied to the non precious dental alloys procedure and results,” *Br. Dent. J.*, vol. 190, no. 5, Mar. 2001, doi: 10.1038/sj.bdj.4800942.
- [168] R. Solmi *et al.*, “Interactions of fibroblasts with soldered and laser-welded joints,” *Biomaterials*, vol. 25, no. 4, Feb. 2004, doi: 10.1016/S0142-9612(03)00572-6.
- [169] S. Sestini *et al.*, “In vitro toxicity evaluation of silver soldering, electrical resistance, and laser welding of orthodontic wires,” *Eur. J. Orthod.*, vol. 28, pp. 567–572, Jan. 2007, doi: 10.1093/ejo/cjl048.
- [170] J.-E. Moon, S.-H. Kim, J.-B. Lee, S.-R. Ha, and Y.-S. Choi, “The effect of preparation order on the crystal structure of yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal and the shear bond strength of dental resin cements,” *Dent. Mater.*, vol. 27, pp. 651–663, Jul. 2011, doi: 10.1016/j.dental.2011.03.005.
- [171] O. F. Karaal and Z. Ye, “FELDSPATİK SERAMİĞE REZİN SİMANIN KESME BAĞLANMA DİRENCİNE ASİT , ER : YAG VE ND : YAG LAZER

- UYGULAMALARI VE SİLANİZASYONUNUN,” vol. 35, no. 2, pp. 87–93, 2008.
- [172] A. Spohr, G. Borges, L. Burnett Jr, E. Mota, and H. Oshima, “Surface Modification of In-Ceram Zirconia Ceramic by Nd:YAG Laser, Rocatec System, or Aluminum Oxide Sandblasting and Its Bond Strength to a Resin Cement,” *Photomed. Laser Surg.*, vol. 26, pp. 203–208, Jul. 2008, doi: 10.1089/pho.2007.2130.
- [173] M. Noda, Y. Okuda, J. Tsuruki, Y. Minesaki, Y. Takenouchi, and S. Ban, “Surface damages of zirconia by Nd:YAG dental laser irradiation,” *Dent. Mater. J.*, vol. 29, pp. 536–541, Sep. 2010, doi: 10.4012/dmj.2009-127.
- [174] M. Blatz, A. Sadan, C. Maltezos, U. Blatz, D. Mercante, and J. Burgess, “In vitro durability of the resin bond to feldspathic ceramics,” *Am. J. Dent.*, vol. 17, pp. 169–172, Jul. 2004.
- [175] P. Odman and B. Andersson, “Procera AllCeram Crowns Followed for 5 to 10.5 Years: A Prospective Clinical Study,” *Int. J. Prosthodont.*, vol. 14, pp. 504–509, Nov. 2001.
- [176] J.-H. Chen, H. Matsumura, and M. Atsuta, “Effect of different etching periods on the bond strength of a composite resin to a machinable porcelain,” *J. Dent.*, vol. 26, no. 1, Jan. 1998, doi: 10.1016/S0300-5712(96)00078-4.
- [177] Crispin BJ., *Contemporary Esthetic Dentistry: Practice Fundamentals*. Tokyo: Quintessence Pub Co, 1994.
- [178] Didier D and Spreafico R (1999), *Adhesive metal free restorations*, London: Quintessence Publishing Co, 1999.
- [179] H. Kato, H. Matsumura, and M. Atsuta, “Effect of etching and sandblasting on bond strength to sintered porcelain of unfilled resin,” *J. Oral Rehabil.*, vol. 27, no. 2, Feb. 2000, doi: 10.1046/j.1365-2842.2000.00489.x.
- [180] A. Della Bona and R. Noort, “Shear vs. Tensile Bond Strength of Resin Composite Bonded to Ceramic,” *J. Dent. Res.*, vol. 74, pp. 1591–1596, Oct. 1995, doi: 10.1177/00220345950740091401.
- [181] N Barghi, “To silanate or not to silanate: making a clinical decision,” *Compend contin educ dent.*, 2000.
- [182] N. Wakabayashi and K. Anusavice, “Crack Initiation Modes in Bilayered

- Alumina/Porcelain Disks as a Function of Core/Veneer Thickness Ratio and Supporting Substrate Stiffness,” *J. Dent. Res.*, vol. 79, pp. 1398–1404, Jul. 2000, doi: 10.1177/00220345000790060801.
- [183] M. B. Güngör, S. K. Nemli, B. T. Bal, S. Ünver, and A. Doğan, “Effect of surface treatments on shear bond strength of resin composite bonded to CAD/CAM resin-ceramic hybrid materials,” *J. Adv. Prosthodont.*, vol. 8, no. 4, 2016, doi: 10.4047/jap.2016.8.4.259.
- [184] G. Tartaglia, E. Sidoti, and C. Sforza, “A 3-year follow-up study of all-ceramic single and multiple crowns performed in a private practice: A prospective case series,” *Clinics (Sao Paulo)*, vol. 66, pp. 2063–2070, Nov. 2011, doi: 10.1590/S1807-59322011001200011.
- [185] J. Shi, X.-M. Zhang, S.-C. Qiao, S. Qian, J.-J. Mo, and H.-C. Lai, “Hardware complications and failure of three-unit zirconia-based and porcelain-fused-metal implantsupported fixed dental prostheses: a retrospective cohort study with up to 8 years,” *Clin. Oral Implants Res.*, vol. 28, Mar. 2016, doi: 10.1111/clr.12836.
- [186] M. F. Solá-Ruiz, R. Agustín-Panadero, A. Fons, and C. Labaig-Rueda, “A prospective evaluation of zirconia anterior partial fixed dental prostheses: Clinical results after seven years,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 113, Mar. 2015, doi: 10.1016/j.prosdent.2014.12.015.
- [187] M. Guncu, U. Cakan, G. Aktas, G. Güncü, and Ş. Canay, “Comparison of implant versus tooth-supported zirconia-based single crowns in a split-mouth design: a 4-year clinical follow-up study,” *Clin. Oral Investig.*, vol. 20, Dec. 2016, doi: 10.1007/s00784-016-1763-x.
- [188] S. Heintze and V. Rousson, “Survival of Zirconia- and Metal-Supported Fixed Dental Prostheses: A Systematic Review,” *Int. J. Prosthodont.*, vol. 23, pp. 493–502, Nov. 2010.
- [189] S. Wolfart, S. Eschbach, S. Scherrer, and M. Kern, “Clinical outcome of three-unit lithium-disilicate glass-ceramic fixed dental prostheses: Up to 8 years results,” *Dent. Mater.*, vol. 25, pp. e63–71, Jul. 2009, doi: 10.1016/j.dental.2009.05.003.
- [190] A. Ortorp, M. Kihl, and G. Carlsson, “A 3-Year Retrospective and Clinical Follow-Up Study of Zirconia Single Crowns Performed in a Private Practice,” *J. Dent.*, vol. 37, pp. 731–736, Jul. 2009, doi: 10.1016/j.jdent.2009.06.002.

- [191] F. Nejatidanesh, H. Moradpoor, and O. Savabi, "Clinical outcomes of zirconia-based implant- and tooth-supported single crowns," *Clin. Oral Investig.*, vol. 20, Apr. 2015, doi: 10.1007/s00784-015-1479-3.
- [192] M. Roediger, N. Gersdorff, A. Huels, and S. Rinke, "Prospective Evaluation of Zirconia Posterior Fixed Partial Dentures: Four-Year Clinical Results," *Int. J. Prosthodont.*, vol. 23, pp. 141–148, Nov. 2009.
- [193] S. Wolfart, S. Harder, S. Eschbach, F. Lehmann, and M. Kern, "Four-year clinical results of fixed dental prostheses with zirconia substructures (Cercon): end abutments vs. cantilever design," *Eur. J. Oral Sci.*, vol. 117, no. 6, Dec. 2009, doi: 10.1111/j.1600-0722.2009.00693.x.
- [194] A. Zembic, A. Bösch, R. Jung, C. Hammerle, and I. Sailer, "Five-year results of a randomized controlled clinical trial comparing zirconia and titanium abutments for single-implant crowns in canine and posterior regions," *Clin. Oral Implants Res.*, vol. 24, Oct. 2012, doi: 10.1111/clr.12044.
- [195] M. Çelik, C. Bural, and G. Bayraktar, "Diş Hekimliğinde Zirkonya Uygulamaları," *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.*, vol. 8, no. Şekil 1, pp. 106–116, 2014.
- [196] P. TÜRKOĞLU, Ö. BULTAN, and D. ÖNGÜL, "Tam seramik restorasyonlarda dayanıklılığı etkileyen faktörler," *J. Istanbul Univ. Fac. Dent.*, vol. 44, no. 1, p. 45, 2010.
- [197] A. Raigrodski *et al.*, "The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: A prospective clinical pilot study," *J. Prosthet. Dent.*, vol. 96, pp. 237–244, Nov. 2006, doi: 10.1016/j.prosdent.2006.08.010.
- [198] de R. W. Scherrer SS, "The fracture resistance of all-ceramic crowns on supporting structures with different elastic moduli," *Int J Prosthodont.*, 1993.
- [199] M. Aboushelib, C. Kleverlaan, and A. Feilzer, "Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part II: Zirconia veneering Ceramics," *Dent. Mater.*, vol. 22, pp. 857–863, Oct. 2006, doi: 10.1016/j.dental.2005.11.014.
- [200] Y. Kokubo, M. Tsumita, S. Sakurai, K. Torizuka, P. von Steyern, and S. Fukushima, "The effect of core framework designs on the fracture loads of all-ceramic fixed partial dentures on posterior implants," *J. Oral Rehabil.*, vol. 34, no.

- 7, pp. 503–507, 2007, doi: 10.1111/j.1365-2842.2007.01751.x.
- [201] M. Aboushelib, C. Kleverlaan, and A. Feilzer, “Effect of Zirconia Type on Its Bond Strength with Different Veneer Ceramics,” *J. Prosthodont.*, vol. 17, pp. 401–408, Mar. 2008, doi: 10.1111/j.1532-849X.2008.00306.x.
- [202] M. Aboushelib, A. Feilzer, N. Jager, and C. Kleverlaan, “Prestresses in bilayered all-ceramic restorations,” *J. Biomed. Mater. Res. B. Appl. Biomater.*, vol. 87, pp. 139–145, Oct. 2008, doi: 10.1002/jbm.b.31083.
- [203] G. Fleming and O. Narayan, “The effect of cement type and mixing on the bi-axial fracture strength of cemented aluminous core porcelain discs,” *Dent. Mater.*, vol. 19, pp. 69–76, Feb. 2003, doi: 10.1016/S0109-5641(02)00006-4.
- [204] C.-P. Ernst, U. Cohnen, E. Stender, and B. Willershausen, “In vitro retentive strength of zirconium oxide ceramic crowns using different luting agents,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 93, pp. 551–558, Jul. 2005, doi: 10.1016/j.prosdent.2005.04.011.
- [205] G. Ergün and Z. Şahin, “Complications of zirconia-based all-ceramic restorations,” *Cumhur. Dent. J.*, vol. 21, no. 1, pp. 70–84, 2018, doi: 10.7126/cumudj.327675.
- [206] A. Galiatsatos, “An indirect repair technique for fractured metal-ceramic restorations: A clinical report,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 93, pp. 321–323, May 2005, doi: 10.1016/j.prosdent.2004.12.018.
- [207] V. Bachhav and M. Aras, “The effect of ceramic thickness and number of firings on the color of a zirconium oxide based all ceramic system fabricated using CAD/CAM technology,” *J. Adv. Prosthodont.*, vol. 3, pp. 57–62, Jun. 2011, doi: 10.4047/jap.2011.3.2.57.
- [208] K. Yılmaz, F. Gonuldas, and C. Ozturk, “The effect of repeated firings on the color change of dental ceramics using different glazing methods,” *J. Adv. Prosthodont.*, vol. 6, pp. 427–433, Dec. 2014, doi: 10.4047/jap.2014.6.6.427.
- [209] G. Subaşı, N. Demir, Ö. Kara, A. Ozturk, and F. Özel, “Mechanical properties of zirconia after different surface treatments and repeated firings,” *J. Adv. Prosthodont.*, vol. 6, pp. 462–467, Dec. 2014, doi: 10.4047/jap.2014.6.6.462.
- [210] J. van der Zel, “The influence of the veneering porcelain and different surface treatments on the biaxial flexural strength of a heat-pressed ceramic,” *J. Prosthet. Dent.*, p. 465, May 2003.

- [211] S.-H. Cho, W. Nagy, J. Goodman, E. Solomon, and M. Koike, "The effect of multiple firings on the marginal integrity of pressable ceramic single crowns," *J. Prosthet. Dent.*, vol. 107, pp. 17–23, Jan. 2012, doi: 10.1016/S0022-3913(12)60011-0.
- [212] J. Santos, R. Fonseca, G. Adabo, and C. Cruz, "Shear bond strength of metal-ceramic repair systems," *J. Prosthet. Dent.*, vol. 96, pp. 165–173, Sep. 2006, doi: 10.1016/j.prosdent.2006.07.002.
- [213] A. Gerçek, N. V. Asar, and B. T. Bal, "Ağız-İçi Porselen Tamir Yöntemlerinde Güncel Yaklaşımlar : Derleme ve Olgu Sunumu Current Concepts in Intraoral Porcelain Repair Methods : Review and a Clinical Report."
- [214] C. Broseghini, M. Broseghini, S. Gracis, and P. Vigolo, "Aesthetic Functional Area Protection Concept for Prevention of Ceramic Chipping with Zirconia Frameworks," *Int. J. Prosthodont.*, vol. 27, no. 2, Mar. 2014, doi: 10.11607/ijp.3874.
- [215] B. E. Pjetursson, K. Tan, N. P. Lang, U. Bragger, M. Egger, and M. Zwahlen, "A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. IV. Cantilever or extension FPDs," *Clin. Oral Implants Res.*, vol. 15, no. 6, Dec. 2004, doi: 10.1111/j.1600-0501.2004.01120.x.
- [216] M. Kimmich and C. F. J. Stappert, "Intraoral treatment of veneering porcelain chipping of fixed dental restorations," *J. Am. Dent. Assoc.*, vol. 144, no. 1, Jan. 2013, doi: 10.14219/jada.archive.2013.0011.
- [217] M. RC, "Salvaging a porcelain- fused to metal bridge with intraoral ceramic repair.," *Compend Contin Educ Dent*, 2002.
- [218] D. M. Roulet JF, "Adhesion the Silent Revolution in Dentistry," 2000.
- [219] R. Frankenberger, N. Krämer, and J. Sindel, "Repair strength of etched vs silica-coated metal-ceramic and all-ceramic restorations," *Oper. Dent.*, vol. 25, no. 3, p. 209—215, 2000, [Online]. Available: <http://europepmc.org/abstract/MED/11203818>.
- [220] H. Sevmez, M. B. Güngör, and H. Yılmaz, "Tam Seramik Restorasyonlarda Uygulanan Yüzey İşlemleri," *EÜ Dişhek Fak Derg*, vol. 39, no. 3, pp. 148–159, 2018.

- [221] M. Özcan and W. Niedermeier, “Clinical Study on the Reasons for and Location of Failures of Metal-Ceramic Restorations and Survival of Repairs,” *Int. J. Prosthodont.*, vol. 15, pp. 299–302, May 2002.
- [222] L. Valandro, M. Özcan, R. Amaral, F. P. P. Leite, and M. Bottino, “Microtensile bond strength of a resin cement to silica-coated and silanized In-Ceram Zirconia before and after aging,” *Int. J. Prosthodont.*, vol. 20, pp. 70–72, Jan. 2007.
- [223] P. Curran, M. Cattani-Lorente, H. W. Anselm Wiskott, S. Durual, and S. S. Scherrer, “Grinding damage assessment for CAD-CAM restorative materials,” *Dent. Mater.*, vol. 33, no. 3, Mar. 2017, doi: 10.1016/j.dental.2016.12.004.
- [224] X. F. Song and L. Yin, “The quantitative effect of diamond grit size on the subsurface damage induced in dental adjustment of porcelain surfaces,” *Proc. Inst. Mech. Eng. Part H J. Eng. Med.*, vol. 224, no. 10, pp. 1185–1194, 2010, doi: 10.1243/09544119JEIM737.
- [225] M. Bankoğlu Güngör, S. karakoca nemli, B. turhan bal, S. Ünver, and A. Doğan, “Effect of surface treatments on shear bond strength of resin composite bonded to CAD/CAM resin-ceramic hybrid materials,” *J. Adv. Prosthodont.*, vol. 8, p. 259, Aug. 2016, doi: 10.4047/jap.2016.8.4.259.
- [226] K. Lundberg, L. Wu, and E. Papia, “The effect of grinding and/or airborne-particle abrasion on the bond strength between zirconia and veneering porcelain: a systematic review,” *Acta Biomater. Odontol. Scand.*, vol. 3, no. 1, pp. 8–20, 2017, doi: 10.1080/23337931.2017.1293486.
- [227] L. Zogheib, A. Della Bona, E. Kimpara, and J. McCabe, “Effect of hydrofluoric acid etching duration on the roughness and flexural strength of a lithium disilicate-based glass ceramic,” *Braz. Dent. J.*, vol. 22, pp. 45–50, Jan. 2011, doi: 10.1590/S0103-64402011000100008.
- [228] E. Papia, C. Larsson, M. du Toit, and P. V. von Steyern, “Bonding between oxide ceramics and adhesive cement systems: A systematic review,” *J. Biomed. Mater. Res. Part B Appl. Biomater.*, vol. 102, no. 2, Feb. 2014, doi: 10.1002/jbm.b.33013.
- [229] M. Özcan and P. Vallittu, “Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics,” *Dent. Mater.*, vol. 19, pp. 725–731, Jan. 2004, doi: 10.1016/S0109-5641(03)00019-8.
- [230] V. M. Denehy G, Bouschlicher M, “Intraoral repair of cosmetic restorations,”

Dent. Clin. North Am., 1998.

- [231] Gürel G., “Porselen Laminat Venerler Bilim ve Sanat_ 1. bask_,” *Quintessence Yay_nc_l_k*, pp. 115–131, 2004.
- [232] A. Attia and M. Kern, “Fracture strength of all-ceramic crowns luted using two bonding methods,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 91, no. 3, Mar. 2004, doi: 10.1016/j.prosdent.2003.12.005.
- [233] C. Shen, W. Oh, and J. R. Williams, “Effect of post-silanization drying on the bond strength of composite to ceramic,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 91, no. 5, May 2004, doi: 10.1016/j.prosdent.2004.03.007.
- [234] K. A. Kupiec, K. M. Wuertz, W. W. Barkmeier, and T. M. Wilwerding, “Evaluation of porcelain surface treatments and agents for composite-to-porcelain repair,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 76, no. 2, Aug. 1996, doi: 10.1016/S0022-3913(96)90294-2.
- [235] W. Oh and C. Shen, “Effect of surface topography on the bond strength of a composite to three different types of ceramic,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 90, no. 3, Sep. 2003, doi: 10.1016/S0022-3913(03)00452-9.
- [236] E.-G. C. Tzanakakis, I. G. Tzoutzas, and P. T. Koidis, “Is there a potential for durable adhesion to zirconia restorations? A systematic review,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 115, no. 1, Jan. 2016, doi: 10.1016/j.prosdent.2015.09.008.
- [237] C. J. SOARES, P. V. SOARES, J. C. PEREIRA, and R. B. FONSECA, “Surface Treatment Protocols in the Cementation Process of Ceramic and Laboratory-Processed Composite Restorations: A Literature Review,” *J. Esthet. Restor. Dent.*, vol. 17, no. 4, Jul. 2005, doi: 10.1111/j.1708-8240.2005.tb00119.x.
- [238] H.-J. Kim, H.-P. Lim, Y.-J. Park, and M.-S. Vang, “Effect of zirconia surface treatments on the shear bond strength of veneering ceramic,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 105, no. 5, May 2011, doi: 10.1016/S0022-3913(11)60060-7.
- [239] C. Monaco, A. Tucci, L. Esposito, and R. Scotti, “Microstructural changes produced by abrading Y-TZP in presintered and sintered conditions,” *J. Dent.*, vol. 41, no. 2, Feb. 2013, doi: 10.1016/j.jdent.2012.06.009.
- [240] C. Lung and J. Matinlinna, “Aspects of silane coupling agents and surface conditioning in dentistry: An overview,” *Dent. Mater.*, vol. 28, pp. 467–477, Mar. 2012, doi: 10.1016/j.dental.2012.02.009.

- [241] Y. Shimada, S. Yamaguchi, and J. Tagami, "Micro-shear bond strength of dual-cure resin cement to glass ceramics," *Dent. Mater.*, vol. 18, pp. 380–388, Jul. 2002, doi: 10.1016/S0109-5641(01)00054-9.
- [242] A. Della Bona, "Characterizing ceramics and the interfacial adhesion to resin: II. The relationship of surface treatment, bond strength, interfacial toughness and fractography," *J. Appl. Oral Sci.*, vol. 13, pp. 101–109, Jun. 2005, doi: 10.1590/S1678-77572005000200002.
- [243] T. Tian, J. Tsoi, J. Matinlinna, and M. Burrow, "Aspects of bonding between resin luting cements and glass ceramic materials," *Dent. Mater.*, vol. 30, Jul. 2014, doi: 10.1016/j.dental.2014.01.017.
- [244] T. Heikkinen, L. Lassila, J. Matinlinna, and P. Vallittu, "Effect of air pressure on tribochemical silica-coating," *Acta Odontol. Scand.*, vol. 65, pp. 241–248, Sep. 2007, doi: 10.1080/00016350701459753.
- [245] Y.-J. Shin *et al.*, "Evaluation of the shear bond strength of resin cement to Y-TZP ceramic after different surface treatments," *Scanning*, vol. 36, no. 5, Sep. 2014, doi: 10.1002/sca.21142.
- [246] J. Chai, F. C. S. Chu, and T. W. Chow, "Effect of Surface Treatment on Shear Bond Strength of Zirconia to Human Dentin," *J. Prosthodont.*, vol. 20, no. 3, Apr. 2011, doi: 10.1111/j.1532-849X.2011.00695.x.
- [247] J. P. Matinlinna, C. Y. K. Lung, and J. K. H. Tsoi, "Silane adhesion mechanism in dental applications and surface treatments: A review," *Dent. Mater.*, vol. 34, no. 1, Jan. 2018, doi: 10.1016/j.dental.2017.09.002.
- [248] R. Janda, J.-F. Roulet, M. Wulf, and H.-J. Tiller, "A new adhesive technology for all-ceramics," *Dent. Mater.*, vol. 19, pp. 567–573, Oct. 2003, doi: 10.1016/S0109-5641(02)00106-9.
- [249] M. Kimmich and C. Stappert, "Intraoral treatment of veneering porcelain chipping of fixed dental restorations: A review and clinical application," *J. Am. Dent. Assoc.*, vol. 144, pp. 31–44, Jan. 2013, doi: 10.14219/jada.archive.2013.0011.
- [250] J. W. Guinn, W. H. Griswold, and S. G. Vermilyea, "The effect of cooling rate on the apparent bond strength of porcelain-metal couples," *J. Prosthet. Dent.*, vol. 48, no. 5, Nov. 1982, doi: 10.1016/0022-3913(82)90361-4.
- [251] F. Quinn, R. J. McConnell, and D. Byrne, "Porcelain laminates: a review," *Br.*

- Dent. J.*, vol. 161, no. 2, Jul. 1986, doi: 10.1038/sj.bdj.4805896.
- [252] L. S. Andrade Tarozzo, M. da G. Chiarello de Mattos, R. Faria Ribeiro, and M. Semprini, "Comparison of retentive systems for composites used as alternatives to porcelain in fixed partial dentures," *J. Prosthet. Dent.*, vol. 89, no. 6, Jun. 2003, doi: 10.1016/S0022-3913(03)00180-X.
- [253] M. Awad, H. Alqahtani, A. Al-Mudahhi, M. Murayshed, A. Alrahlah, and S. Bhandi, "Adhesive Bonding to Computer-aided Design/ Computer-aided Manufacturing Esthetic Dental Materials: An Overview," *J. Contemp. Dent. Pract.*, vol. 18, Jun. 2017, doi: 10.5005/jp-journals-10024-2095.
- [254] A. Manso, N. Silva, E. Bonfante, T. Pegoraro, R. Dias, and R. Carvalho, "Cements and Adhesives for All-Ceramic Restorations," *Dent. Clin. North Am.*, vol. 55, pp. 311–32, ix, Apr. 2011, doi: 10.1016/j.cden.2011.01.011.
- [255] M. B. Blatz, A. Sadan, and M. Kern, "Resin-ceramic bonding: A review of the literature," *J. Prosthet. Dent.*, vol. 89, no. 3, Mar. 2003, doi: 10.1067/mpd.2003.50.
- [256] T. Yavuz and O. Eraslan, "The effect of silane applied to glass ceramics on surface structure and bonding strength at different temperatures," *J. Adv. Prosthodont.*, vol. 8, no. 2, pp. 75–84, 2016, doi: 10.4047/jap.2016.8.2.75.
- [257] C. Cotes, R. Carvalho, E. Kimpara, F. P. P. Leite, and M. Özcan, "Can Heat Treatment Procedures of Pre-hydrolyzed Silane Replace Hydrofluoric Acid in the Adhesion of Resin Cement to Feldspathic Ceramic?," *J. Adhes. Dent.*, vol. 15, Nov. 2013, doi: 10.3290/j.jad.a30896.
- [258] V. Sattabanasuk, P. Charnchairerk, L. Punsukumtana, and M. Burrow, "Effects of mechanical and chemical surface treatments on the resin-glass ceramic adhesion properties," *J. Investig. Clin. Dent.*, vol. 8, Jun. 2016, doi: 10.1111/jicd.12220.
- [259] J. Yun, S. Ha, J. Lee, and S. Kim, "Effect of sandblasting and various metal primers on the shear bond strength of resin cement to Y-TZP ceramic," *Dent. Mater.*, vol. 26, pp. 650–658, Jul. 2010, doi: 10.1016/j.dental.2010.03.008.
- [260] G. M. Dias de Souza, V. P. Thompson, and R. R. Braga, "Effect of metal primers on microtensile bond strength between zirconia and resin cements," *J. Prosthet. Dent.*, vol. 105, no. 5, May 2011, doi: 10.1016/S0022-3913(11)60055-3.
- [261] A. Khan, A. Kheraif, J. Syed, M. ElSharawy, and D. Divakar, "Recent Trends in Surface Treatment Methods for Bonding Composite Cement to Zirconia: A

- Reveiw,” *J. Adhes. Dent.*, vol. 19, Feb. 2017, doi: 10.3290/j.jad.a37720.
- [262] P. Magne, M. Paranhos, and L. Burnett Jr, “New zirconia primer improves bond strength of resin-based cements,” *Dent. Mater.*, vol. 26, pp. 345–352, Apr. 2010, doi: 10.1016/j.dental.2009.12.005.
- [263] Y. Chen *et al.*, “Dipentaerythritol penta-acrylate phosphate -an alternative phosphate ester monomer for bonding of methacrylates to zirconia OPEN,” *Sci. Rep.*, vol. 6, Dec. 2016, doi: 10.1038/srep39542.
- [264] M. N. Aboushelib, C. J. Kleverlaan, and A. J. Feilzer, “Selective infiltration-etching technique for a strong and durable bond of resin cements to zirconia-based materials,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 98, no. 5, Nov. 2007, doi: 10.1016/S0022-3913(07)60123-1.
- [265] M. Aboushelib, “Evaluation of Zirconia/Resin Bond Strength and Interface Quality Using a New Technique,” *J. Adhes. Dent.*, vol. 13, pp. 255–260, Jun. 2011, doi: 10.3290/j.jad.a19241.
- [266] H. Wang, M. N. Aboushelib, and A. J. Feilzer, “Strength influencing variables on CAD/CAM zirconia frameworks,” *Dent. Mater.*, vol. 24, no. 5, May 2008, doi: 10.1016/j.dental.2007.06.030.
- [267] M. Chen, Y. Zhang, X. Yao, H. Li, Q. Yu, and Y. Wang, “Effect of a non-thermal, atmospheric-pressure, plasma brush on conversion of model self-etch adhesive formulations compared to conventional photo-polymerization,” *Dent. Mater.*, vol. 28, no. 12, Dec. 2012, doi: 10.1016/j.dental.2012.09.005.
- [268] C. Tendero, C. Dublanche-Tixier, P. Tristant, J. Desmaison, and P. Leprince, “Atmospheric Pressure Plasmas: A Review,” *Spectrochim. Acta Part B-atomic Spectrosc. - SPECTROCHIM ACTA PT B-AT SPEC*, vol. 61, pp. 2–30, Jan. 2006, doi: 10.1016/j.sab.2005.10.003.
- [269] G. Han, J. Kim, B. Cho, K. Oh, and J. Jeong, “Promotion of resin bonding to dental zirconia ceramic using plasma deposition of tetramethylsilane and benzene,” *Eur. J. Oral Sci.*, vol. 125, Nov. 2016, doi: 10.1111/eos.12316.
- [270] M.-H. Lee, B.-K. Min, J. Son, and T.-Y. Kwon, “Influence of Different Post-Plasma Treatment Storage Conditions on the Shear Bond Strength of Veneering Porcelain to Zirconia,” *Materials (Basel)*, vol. 9, p. 43, Jan. 2016, doi: 10.3390/ma9010043.

- [271] Ç. Ural, E. Kalyoncuoğlu, and V. Balkaya, "The effect of different power outputs of carbon dioxide laser on bonding between zirconia ceramic surface and resin cement," *Acta Odontol. Scand.*, vol. 70, pp. 541–546, Jul. 2011, doi: 10.3109/00016357.2011.600718.
- [272] H. B. Kara, A. Nilgun Ozturk, F. Aykent, O. Koc, and B. Ozturk, "The effect of different surface treatments on roughness and bond strength in low fusing ceramics," *Lasers Med. Sci.*, vol. 26, no. 5, pp. 599–604, 2011, doi: 10.1007/s10103-010-0806-9.
- [273] M. Akyil, A. Yılmaz, F. BAYINDIR, and Z. Duymus, "Microtensile Bond Strength of Resin Cement to a Feldspathic Ceramic," *Photomed. Laser Surg.*, vol. 29, pp. 197–203, Dec. 2010, doi: 10.1089/pho.2009.2746.
- [274] Ç. Ural, T. Kulunk, and S. Kulunk, "The Effect of Laser Treatment on Bonding Between Zirconia Ceramic Surface and Resin Cement," *Acta Odontol. Scand.*, vol. 68, pp. 354–359, Nov. 2010, doi: 10.3109/00016357.2010.514720.
- [275] C. Neis *et al.*, "Surface Treatments for Repair of Feldspathic, Leucite - and Lithium Disilicate-Reinforced Glass Ceramics Using Composite Resin," *Braz. Dent. J.*, vol. 26, pp. 152–155, Mar. 2015, doi: 10.1590/0103-6440201302447.
- [276] I. Blum, N. Nikolinakos, C. Lynch, N. Wilson, B. Millar, and D. Jagger, "An in vitro comparison of four intra-oral ceramic repair systems," *J. Dent.*, vol. 40, pp. 906–912, Jul. 2012, doi: 10.1016/j.jdent.2012.07.008.
- [277] B. Gökçe, B. Özpınar, M. Dünder, E. Çömlekoglu, B. H. Sen, and M. A. Güngör, "Bond strengths of all-ceramics: Acid vs laser etching," *Oper. Dent.*, vol. 32, no. 2, pp. 173–178, 2007, doi: 10.2341/06-52.
- [278] F. Campos, C. Almeida, M. Rippe, R. Melo, L. Valandro, and M. Bottino, "Resin Bonding to a Hybrid Ceramic: Effects of Surface Treatments and Aging," *Oper. Dent.*, vol. 41, Aug. 2015, doi: 10.2341/15-057-L.
- [279] M. Peumans, E. B. Valjakova, J. De Munck, C. B. Mishevskia, and B. Van Meerbeek, "Bonding effectiveness of luting composites to different CAD/CAM materials," *J. Adhes. Dent.*, vol. 18, no. 4, pp. 289–302, 2016, doi: 10.3290/j.jad.a36155.
- [280] S. Elsaka, "Bond Strength of Novel CAD/CAM Restorative Materials to Self-Adhesive Resin Cement: The Effect of Surface Treatments," *J. Adhes. Dent.*, vol.

- 16, Dec. 2014, doi: 10.3290/j.jad.a33198.
- [281] C. M. Longman and G. J. Pearson, "Variations in tooth, surface temperature in the oral cavity during fluid intake," *Biomaterials*, vol. 8, no. 5, Sep. 1987, doi: 10.1016/0142-9612(87)90016-0.
- [282] M. Özcan, "Evaluation of alternative intra-oral repair techniques for fractured ceramic-fused-to-metal restorations," *J. Oral Rehabil.*, vol. 30, no. 2, Feb. 2003, doi: 10.1046/j.1365-2842.2003.01037.x.
- [283] J. Munck *et al.*, "Four-year Water Degradation of Total-etch Adhesives Bonded to Dentin," *J. Dent. Res.*, vol. 82, pp. 136–140, Mar. 2003, doi: 10.1177/154405910308200212.
- [284] F. L. B. AMARAL, V. COLUCCI, R. G. PALMA-DIBB, and S. A. M. CORONA, "Assessment of In Vitro Methods Used to Promote Adhesive Interface Degradation: A Critical Review," *J. Esthet. Restor. Dent.*, vol. 19, no. 6, Dec. 2007, doi: 10.1111/j.1708-8240.2007.00134.x.
- [285] O. M. Featherstone JDB and B. S. Shariati M, "Enhancement of remineralization in vitro and in vivo factors relating to demineralization of the teeth."
- [286] A. F. Montagner, N. J. M. Opdam, J. De Munck, M. S. Cenci, B. Van Meerbeek, and M. C. D. N. J. M. Huysmans, "Bonding efficacy and fracture pattern of adhesives submitted to mechanical aging with the rub & roll device," *J. Adhes. Dent.*, vol. 19, no. 1, pp. 59–68, 2017, doi: 10.3290/j.jad.a37721.
- [287] V. Aggarwal, A. Logani, V. Jain, and N. Shah, "Effect of Cyclic Loading on Marginal Adaptation and Bond Strength in Direct vs Indirect Class II MO Composite Restorations," *Oper. Dent.*, vol. 33, pp. 587–592, Sep. 2008, doi: 10.2341/07-152.
- [288] M. Miyazaki, M. Sato, H. Onose, and B. K. Moore, "Influence of thermal cycling on dentin bond strength of two-step bonding systems.," *Am. J. Dent.*, vol. 11, no. 3, pp. 118–122, Jun. 1998.
- [289] M. . Gale and B. . Darvell, "Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations," *J. Dent.*, vol. 27, no. 2, Feb. 1999, doi: 10.1016/S0300-5712(98)00037-2.
- [290] M. Sund-Levander, C. Forsberg, and L. K. Wahren, "Normal oral, rectal, tympanic and axillary body temperature in adult men and women: a systematic literature

- review,” *Scand. J. Caring Sci.*, vol. 16, no. 2, Jun. 2002, doi: 10.1046/j.1471-6712.2002.00069.x.
- [291] B. G. Green, “Oral perception of the temperature of liquids,” *Percept. Psychophys.*, vol. 39, no. 1, pp. 19–24, 1986, doi: 10.3758/BF03207579.
- [292] L. A. Lang, R.-F. Wang, B. Kang, and S. N. White, “Validation of finite element analysis in dental ceramics research,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 86, no. 6, Dec. 2001, doi: 10.1067/mpd.2001.120839.
- [293] J. Martínez-Gomis, J. Bizar, J. M. Anglada, J. Samsó, and M. Peraire, “Comparative evaluation of four finishing systems on one ceramic surface,” *Int. J. Prosthodont.*, vol. 16, pp. 74–77, Jan. 2003.
- [294] S. S. Atsu, M. A. Kilicarslan, H. C. Kucukesmen, and P. S. Aka, “Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 95, no. 6, Jun. 2006, doi: 10.1016/j.prosdent.2006.03.016.
- [295] A. Bindl and W. Mörmann, “Survival rate of mono-ceramic and ceramic-core CAD/CAM-generated anterior crowns over 2-5 years,” *Eur. J. Oral Sci.*, vol. 112, pp. 197–204, May 2004, doi: 10.1111/j.1600-0722.2004.00119.x.
- [296] W. Apholt, A. Bindl, H. Lüthy, and W. . Mörmann, “Flexural strength of Cerec 2 machined and jointed InCeram-Alumina and InCeram-Zirconia bars,” *Dent. Mater.*, vol. 17, no. 3, May 2001, doi: 10.1016/S0109-5641(00)00080-4.
- [297] N. Nakabayashi, K. Kojima, and E. Masuhara, “The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates,” *J. Biomed. Mater. Res.*, vol. 16, no. 3, May 1982, doi: 10.1002/jbm.820160307.
- [298] E. J. Swift and P. T. Triolo, “Bond strengths of Scotchbond Multi-Purpose to moist dentin and enamel,” *Am. J. Dent.*, vol. 5, no. 6, p. 318–320, 1992, [Online]. Available: <http://europepmc.org/abstract/MED/1304180>.
- [299] S. Phrukkanon, M. . Burrow, and M. . Tyas, “Effect of cross-sectional surface area on bond strengths between resin and dentin,” *Dent. Mater.*, vol. 14, no. 2, Mar. 1998, doi: 10.1016/S0109-5641(98)00018-9.
- [300] W. H. Holtan, J. R.; Nystrom, G. P.; Rensch, S. E.; Phelps, R. A.; Douglas, “Microleakage of five dentinal adhesives,” *Oper. Dent.*, vol. 19, pp. 189–193, 1994.

- [301] J. 3rd Kanca, "One step bond strength to enamel and dentin.," *Am. J. Dent.*, vol. 10, no. 1, pp. 5–8, Feb. 1997.
- [302] N. Betamar, G. Cardew, and R. Noort, "Influence of specimen designs on the microtensile bond strength to dentin," *J. Adhes. Dent.*, vol. 9, pp. 159–168, Apr. 2007.
- [303] A. Della Bona, K. J. Anusavice, and J. J. Mecholsky Jr, "Failure analysis of resin composite bonded to ceramic," *Dent. Mater.*, vol. 19, no. 8, Dec. 2003, doi: 10.1016/S0109-5641(03)00015-0.
- [304] Y. Shimada, "Micro-shear bond strength of dual-cured resin cement to glass ceramics," *Dent. Mater.*, vol. 18, no. 5, Jul. 2002, doi: 10.1016/S0109-5641(01)00054-9.
- [305] H. M. Al-Dohan, P. Yaman, J. B. Dennison, M. E. Razzoog, and B. R. Lang, "Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics," *J. Prosthet. Dent.*, vol. 91, no. 4, Apr. 2004, doi: 10.1016/j.prosdent.2004.02.009.
- [306] B. Van Meerbeek *et al.*, "Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes," *Dent. Mater.*, vol. 26, no. 2, Feb. 2010, doi: 10.1016/j.dental.2009.11.148.
- [307] A. Saito, F. Komine, M. B. Blatz, and H. Matsumura, "A comparison of bond strength of layered veneering porcelains to zirconia and metal," *J. Prosthet. Dent.*, vol. 104, no. 4, Oct. 2010, doi: 10.1016/S0022-3913(10)60133-3.
- [308] A. Oliveira, H. Mitsuo, S. Oshima, E. Gonçalves Mota, and M. Lima Grossi, "Influence of chisel width on shear bond strength of composite to enamel
Influência da largura do cinzel sobre a resistência ao cisalhamento da união esmalte/resina composta," *Rev. odonto ciênc*, vol. 24, no. 1, pp. 19–21, 2009, [Online]. Available: <http://revistaseletronicas.pucrs.br/ojs/index.php/fo/article/viewFile/4349/3662>.
- [309] H. Sano *et al.*, "Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength — Evaluation of a micro-tensile bond test," *Dent. Mater.*, vol. 10, no. 4, Jul. 1994, doi: 10.1016/0109-5641(94)90067-1.
- [310] D. H. Pashley, H. Sano, B. Ciucchi, M. Yoshiyama, and R. M. Carvalho, "Adhesion testing of dentin bonding agents: A review," *Dent. Mater.*, vol. 11, no. 2, Mar. 1995, doi: 10.1016/0109-5641(95)80046-8.

- [311] D. Pashley *et al.*, “The microtensile bond test: A review,” *J. Adhes. Dent.*, vol. 1, pp. 299–309, Feb. 1999.
- [312] İ. (Saklakoğlu, “İyon İmplantasyonu Yöntemiyle Yüzeyi Farklı Tip Elementlerle Modifiye Edilmiş AISI 316 L Tipi Paslanmaz Çeliğin Yüzey Karakteristiklerinin Karşılaştırılması,” 1999.
- [313] H. Schnitzler and K.-P. Zimmer, “Advances in stereomicroscopy,” in *Optical Design and Engineering III*, 2008, vol. 7100, pp. 241–252, doi: 10.1117/12.797409.
- [314] C. Bourauel, T. Fries, D. Drescher, and R. Plietsch, “Surface roughness of orthodontic wires via atomic force microscopy, laser specular reflectance, and profilometry,” *Eur. J. Orthod.*, vol. 20, pp. 79–92, Mar. 1998, doi: 10.1093/ejo/20.1.79.
- [315] E. S. Gadelmawla, M. Koura, T. Maksoud, I. Elewa, and H. Soliman, “Roughness parameters,” *J. Mater. Process. Technol.*, vol. 123, pp. 133–145, Apr. 2002, doi: 10.1016/S0924-0136(02)00060-2.
- [316] E. C. N. TEIXEIRA, J. L. THOMPSON, J. R. PIASCIK, and J. Y. THOMPSON, “In Vitro Toothbrush-Dentifrice Abrasion of Two Restorative Composites,” *J. Esthet. Restor. Dent.*, vol. 17, no. 3, May 2005, doi: 10.1111/j.1708-8240.2005.tb00109.x.
- [317] Y. İsa, “Farklı yüzey bitirme işlemlerinin metal desteksiz seramik restorasyonlarda yüzey pürüzlülüğü ve kırılma dayanımları üzerindeki etkisinin karşılaştırmalı olarak incelenmesi.” 2006.
- [318] L. F. Valandro, A. Della Bona, M. Antonio Bottino, and M. P. Neisser, “The effect of ceramic surface treatment on bonding to densely sintered alumina ceramic,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 93, no. 3, Mar. 2005, doi: 10.1016/j.prosdent.2004.12.002.
- [319] P. Seitavuopio, *The roughness and imaging characterisation of different pharmaceutical surfaces*, vol. 2. 2006.
- [320] S. A. WHITEHEAD, A. C. SHEARER, D. C. WATTS, and N. H. F. WILSON, “Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic,” *J. Oral Rehabil.*, vol. 22, no. 6, Jun. 1995, doi: 10.1111/j.1365-2842.1995.tb00795.x.
- [321] N. Yanikoğlu, Z. Duymus, and B. Yilmaz, “Effects of different solutions on the surface hardness of composite resin materials,” *Dent. Mater. J.*, vol. 28, pp. 344–

- 351, Jun. 2009, doi: 10.4012/dmj.28.344.
- [322] M. F. Ayad, W. M. Johnston, and S. F. Rosenstiel, "Influence of dental rotary instruments on the roughness and wettability of human dentin surfaces," *J. Prosthet. Dent.*, vol. 102, no. 2, Aug. 2009, doi: 10.1016/S0022-3913(09)60114-1.
- [323] Z. C. Cehreli, M. Lakshmipathy, and R. Yazici, "Effect of different splint removal techniques on the surface roughness of human enamel: a three-dimensional optical profilometry analysis," *Dent. Traumatol.*, vol. 24, no. 2, Apr. 2008, doi: 10.1111/j.1600-9657.2007.00491.x.
- [324] I. Denry and J. R. Kelly, "Emerging Ceramic-based Materials for Dentistry," *J. Dent. Res.*, vol. 93, no. 12, Dec. 2014, doi: 10.1177/0022034514553627.
- [325] S. E. Elsaka and A. M. Elnaghy, "Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic," *Dent. Mater.*, vol. 32, no. 7, pp. 908–914, 2016, doi: 10.1016/j.dental.2016.03.013.
- [326] V. Diniz *et al.*, "Ceramic firing protocols and thermocycling: effects on the load-bearing capacity under fatigue of a bonded zirconia lithium silicate glass-ceramic," *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 110, no. July, 2020, doi: 10.1016/j.jmbbm.2020.103963.
- [327] R. Belli *et al.*, "Chairside CAD/CAM materials. Part 1: Measurement of elastic constants and microstructural characterization," *Dent. Mater.*, vol. 33, no. 1, pp. 84–98, 2017, doi: 10.1016/j.dental.2016.10.009.
- [328] A. B. G. de Carvalho, A. M. de O. Dal Piva, J. P. M. Tribst, A. Werner, G. de S. F. A. Saavedra, and C. J. Kleverlaan, "Effect of microwave crystallization on the wear resistance of reinforced glass-ceramics," *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 111, p. 104009, Nov. 2020, doi: 10.1016/j.jmbbm.2020.104009.
- [329] N. C. Lawson, R. Bansal, and J. O. Burgess, "Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials," *Dent. Mater.*, vol. 32, no. 11, pp. e275–e283, Nov. 2016, doi: 10.1016/j.dental.2016.08.222.
- [330] D. Torres-lagares, "Biocompatibility of Polymer and Ceramic CAD / CAM," 2019.
- [331] R. Gardiner, R. Ballard, Q. Yu, E. Kee, X. Xu, and P. Armbruster, "Shear bond strength of orthodontic brackets bonded to a new all-ceramic crown composed of lithium silicate infused with zirconia: An in vitro comparative study," *Int. Orthod.*,

- vol. 17, no. 4, pp. 726–732, 2019, doi: 10.1016/j.ortho.2019.08.011.
- [332] A. Liebermann, J. Detzer, and B. Stawarczyk, “Impact of recently developed universal adhesives on tensile bond strength to computer-aided design/manufacturing ceramics,” *Oper. Dent.*, vol. 44, no. 4, pp. 386–395, 2019, doi: 10.2341/18-017-L.
- [333] M. Peumans, E. Bajraktarova Valjakova, J. Munck, C. Mishevskia, and B. Van Meerbeek, “Bonding Effectiveness of Luting Composites to Different CAD/CAM Materials,” *J. Adhes. Dent.*, vol. 18, May 2016, doi: 10.3290/j.jad.a36155.
- [334] W. Bömicke, P. Rammelsberg, J. Krisam, and S. Rues, “The effects of surface conditioning and aging on the bond strength between composite cement and zirconia-reinforced lithium-silicate glass-ceramics,” *J. Adhes. Dent.*, vol. 21, no. 6, pp. 567–576, 2019, doi: 10.3290/j.jad.a43650.
- [335] V. Diniz, J. B. Monteiro, J. V. M. Rodrigues, P. H. C. O. Prado, and R. M. de Melo, “Impact of Acid Concentration and Firing on the Long-term Bond Strength of a Zirconia-Lithium Silicate Ceramic Following Adhesive Cementation,” *J. Adhes. Dent.*, vol. 21, no. 4, pp. 355–363, 2019, doi: 10.3290/j.jad.a42998.
- [336] Ö. F. Orhan AI, “Sık Kullanılan Bağlanma Dayanım Test Metotları: Derleme Çalışması,” *Türkiye Klin. J Dent. Sci-Special Top.*, vol. 2, pp. 31–40, 2011.
- [337] D. F. Atat, U. Supplement, R. Tekba, U. Z. Ahmet, M. Kodu, and K. Tarihi, “4- 6 .,” pp. 88–93, 2015.
- [338] E. Tokar, S. Polat, and C. Ozturk, “Repair bond strength of composite to Er,Cr:YSGG laser irradiated zirconia and porcelain surfaces,” *Biomed. J.*, vol. 42, no. 3, pp. 193–199, 2019, doi: 10.1016/j.bj.2019.02.001.
- [339] M. Sadeghi, A. Davari, A. Abolghasami Mahani, and H. Hakimi, “Influence of Different Power Outputs of Er:YAG Laser on Shear Bond Strength of a Resin Composite to Feldspathic Porcelain,” *J. Dent. (Shiraz, Iran)*, vol. 16, no. 1, pp. 30–6, 2015, [Online]. Available: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25759855> <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=PMC4345111>.
- [340] D. J. Fasbinder, “Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations,” *J. Am. Dent. Assoc.*, vol. 137, Sep. 2006, doi: 10.14219/jada.archive.2006.0395.
- [341] A. Kalra, M. Mohan, and E. Gowda, “Comparison of shear bond strength of two

- porcelain repair systems after different surface treatment,” *Contemp. Clin. Dent.*, vol. 6, p. 196, Apr. 2015, doi: 10.4103/0976-237X.156045.
- [342] D. Aulianida, S. I. Liestyasari, and S. R. Ch, “濟無No Title No Title,” *J. Chem. Inf. Model.*, vol. 53, no. 9, pp. 1689–1699, 2019.
- [343] A. S. Ataol and G. Ergun, “Effects of surface treatments on repair bond strength of a new CAD/CAM ZLS glass ceramic and two different types of CAD/CAM ceramics,” *J. Oral Sci.*, vol. 60, no. 2, pp. 201–211, 2018, doi: 10.2334/josnurd.17-0109.
- [344] E. Moravej-Salehi, E. moravej-salehi, and A. Valian, “Surface topography and bond strengths of feldspathic porcelain prepared using various sandblasting pressures,” *J. Investig. Clin. Dent.*, vol. 7, Jun. 2015, doi: 10.1111/jicd.12171.
- [345] O. Kirmali, H. Akin, and A. K. Ozdemir, “Shear bond strength of veneering ceramic to zirconia core after different surface treatments,” *Photomed. Laser Surg.*, vol. 31, no. 6, pp. 261–268, 2013, doi: 10.1089/pho.2013.3487.
- [346] S. L. Wendt J., P. M. McInnes, and G. L. Dickinson, “The effect of thermocycling in microleakage analysis,” *Dent. Mater.*, vol. 8, no. 3, May 1992, doi: 10.1016/0109-5641(92)90079-R.
- [347] “5000074046-5000098998-1-PB (1).pdf.” .
- [348] A. Mirhashemi, N. Chiniforush, H. Jadidi, and N. Sharifi, “Comparative study of the effect of Er:YAG and Er:Cr;YSGG lasers on porcelain: etching for the bonding of orthodontic brackets,” *Lasers Med. Sci.*, vol. 33, no. 9, pp. 1997–2005, 2018, doi: 10.1007/s10103-018-2573-y.
- [349] M. Aboushelib, M. Kler, J. van der Zel, and A. Feilzer, “Microtensile Bond Strength and Impact Energy of Fracture of CAD-Veneered Zirconia Restorations,” *J. Prosthodont.*, vol. 18, pp. 211–216, Apr. 2009, doi: 10.1111/j.1532-849X.2008.00412.x.
- [350] A. Güler, F. Yılmaz, M. Yenisey, E. Güler, and Ç. Ural, “Effect of acid etching time and a self-etching adhesive on the shear bond strength of composite resin to porcelain,” *J. Adhes. Dent.*, vol. 8, pp. 21–25, Mar. 2006.
- [351] H. Kara, A. Ozturk, F. Aykent, O. Koc, and B. Ozturk, “The effect of different surface treatments on roughness and bond strength in low fusing ceramics,” *Lasers*

- Med. Sci.*, vol. 26, pp. 599–604, Sep. 2011, doi: 10.1007/s10103-010-0806-9.
- [352] O. Addison, X. Cao, P. Sunnar, and G. J. P. Fleming, “Machining variability impacts on the strength of a ‘chair-side’ CAD–CAM ceramic,” *Dent. Mater.*, vol. 28, no. 8, Aug. 2012, doi: 10.1016/j.dental.2012.04.017.
- [353] N. Asadzadeh *et al.*, “Bond Strength of Resin Cement and Glass Ionomer to Nd:YAG Laser-Treated Zirconia Ceramics,” *J. Prosthodont.*, vol. 28, no. 4, Apr. 2019, doi: 10.1111/jopr.12651.
- [354] D. Saraç, Y. S. Saraç, S. Külünk, and A. Erkoçak, “Effect of Various Surface Treatments on the Bond Strength of Porcelain Repair,” *Int. J. Periodontics Restor. Dent.*, vol. 33, no. 4, pp. e120–e126, 2013, doi: 10.11607/prd.1362.
- [355] P. Kursoglu, P. F. K. Motro, and H. Yurdagüven, “Shear bond strength of resin cement to an acid etched and a laser irradiated ceramic surface,” *J. Adv. Prosthodont.*, vol. 5, no. 2, pp. 98–103, 2013, doi: 10.4047/jap.2013.5.2.98.
- [356] Y. Hou *et al.*, “Shear Bond Strength of Different CAD/CAM Ceramics: Acid vs Er:YAG Laser Etching,” *Photomed. Laser Surg.*, vol. 36, no. 11, pp. 614–620, 2018, doi: 10.1089/pho.2018.4475.
- [357] T. L. Litovitz, W. Klein-Schwartz, E. M. Caravati, J. Youniss, B. Crouch, and S. Lee, “1998 annual report of the American association of poison control centers toxic exposure surveillance system,” *Am. J. Emerg. Med.*, vol. 17, no. 5, Sep. 1999, doi: 10.1016/S0735-6757(99)90254-1.
- [358] T. L. Litovitz, W. Klein-Schwartz, K. S. Dyer, M. Shannon, S. Lee, and M. Powers, “1997 Annual report of the American association of poison control centers toxic exposure surveillance system,” *Am. J. Emerg. Med.*, vol. 16, no. 5, Sep. 1998, doi: 10.1016/S0735-6757(98)90000-6.
- [359] M. Özcan, A. Allahbeickaraghi, and M. Dündar, “Possible hazardous effects of hydrofluoric acid and recommendations for treatment approach: A review,” *Clin. Oral Investig.*, vol. 16, no. 1, pp. 15–23, 2012, doi: 10.1007/s00784-011-0636-6.
- [360] M. E. Ebrahimi Chaharom, F. Pournaghi Azar, N. Mohammadi, and R. Nasiri, “Effect of Surface Preparation with Nd:YAG and Er,Cr:YSGG Lasers on the Repair Bond Strength of Lithium Disilicate Glass Ceramic to a Silorane-based Composite Resin,” *J. Dent. Res. Dent. Clin. Dent. Prospects*, vol. 12, no. 1, pp. 12–17, 2018, doi: 10.15171/joddd.2018.003.

- [361] A. Usumez, N. Hamdemirci, B. Y. Koroglu, I. Simsek, O. Parlar, and T. Sari, “Bond strength of resin cement to zirconia ceramic with different surface treatments,” *Lasers Med. Sci.*, vol. 28, no. 1, pp. 259–266, 2013, doi: 10.1007/s10103-012-1136-x.
- [362] P. Paranhos, Maria Paula Gandolfi; Burnett, Luiz Henrique; Magne, “Effect of Nd : YAG laser and CO2 laser treatment on the resin bond strength to zirconia ceramic.,” *Quintessence Int.*, vol. 42.
- [363] B. Sackin-, “Shear Bond Strength of Composite Resin to,” vol. 4, no. 1, pp. 17–23, 1991.
- [364] M. H. Hosseini, F. Sobouti, A. Etemadi, N. Chiniforush, and M. Shariati, “Shear bond strength of metal brackets to feldspathic porcelain treated by Nd:YAG laser and hydrofluoric acid.,” *Lasers Med. Sci.*, vol. 30, no. 2, pp. 837–841, Feb. 2015, doi: 10.1007/s10103-013-1458-3.
- [365] P. Shiu, W. C. De Souza-Zaroni, C. de P. Eduardo, and M. N. Youssef, “Effect of feldspathic ceramic surface treatments on bond strength to resin cement.,” *Photomed. Laser Surg.*, vol. 25, no. 4, pp. 291–296, 2007, doi: 10.1089/pho.2007.2018.
- [366] T. Yavuz, E. Dilber, H. B. Kara, A. R. Tuncdemir, and A. N. Ozturk, “Effects of different surface treatments on shear bond strength in two different ceramic systems,” *Lasers Med. Sci.*, vol. 28, no. 5, pp. 1233–1239, 2013, doi: 10.1007/s10103-012-1201-5.
- [367] P. Cevik, O. Eraslan, K. Eser, and S. Tekeli, “Shear bond strength of ceramic brackets bonded to surface-treated feldspathic porcelain after thermocycling,” *Int. J. Artif. Organs*, 2018, doi: 10.1177/0391398818756181.
- [368] H. Pedrazzi, C. Y. G. Takeuchi, S. S. Cioffi, M. R. Galvão, M. F. De Andrade, and O. L. Bezzon, “Shear bond strength of repairs in porcelain conditioned with laser,” *Microsc. Res. Tech.*, vol. 75, no. 12, pp. 1639–1645, 2012, doi: 10.1002/jemt.22109.
- [369] M. Rizo-Gorrita, C. Herráez-Galindo, D. Torres-Lagares, M. Á. Serrera-Figallo, and J. L. Gutiérrez-Pérez, “Biocompatibility of polymer and ceramic CAD/CAM materials with human gingival fibroblasts (HGFs),” *Polymers (Basel)*, vol. 11, no. 9, pp. 13–17, 2019, doi: 10.3390/polym11091446.

- [370] S. Jain, H. Parkash, S. Gupta, and A. Bhargava, "To Evaluate the Effect of Various Surface Treatments on the Shear Bond Strength of Three Different Intraoral Ceramic Repair Systems: An In Vitro Study," *J. Indian Prosthodont. Soc.*, vol. 13, Sep. 2013, doi: 10.1007/s13191-013-0270-x.
- [371] M. Uo, G. Sjögren, A. Sundh, M. Goto, F. Watari, and M. Bergman, "Effect of Surface Condition of Dental Zirconia Ceramic (Denzir) on Bonding," *Dent. Mater. J.*, vol. 25, pp. 626–631, Sep. 2006, doi: 10.4012/dmj.25.626.
- [372] J. Y. Thompson, B. R. Stoner, J. R. Piascik, and R. Smith, "Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: Where are we now?," *Dent. Mater.*, vol. 27, no. 1, Jan. 2011, doi: 10.1016/j.dental.2010.10.022.
- [373] A. M. Maawadh *et al.*, "Repair strength and surface topography of lithium disilicate and hybrid resin ceramics with LLLT and photodynamic therapy in comparison to hydrofluoric acid," *J. Appl. Biomater. Funct. Mater.*, vol. 18, 2020, doi: 10.1177/2280800020966938.
- [374] F. Üngversal, B. Ajanlarin, C. A. D. Cam, A. Gör, K. Cantürk, and S. Vita, "KOMPOZİT REZİN ÜLE TAMİRİ SONRASI BAĞLANMA KUVVETİNE ETKİSİ ≠ THE EFFECT OF DIFFERENT UNIVERSAL BONDING AGENTS ON THE BOND STRENGTH OF CAD / CAM CERAMICS REPAIRED WITH COMPOSITE RESIN ≠ GİRİŞ Gelişen teknolojiyle beraber geçmişten günümü - ze , restoratif," pp. 381–386, 2019.
- [375] G. Celik, A. Ismatullaev, T. Sari, and A. Usumez, "Comparison of the Effectiveness of Bonding Composite to Zirconia as a Repair Method," *Int. J. Appl. Ceram. Technol.*, vol. 13, no. 2, Mar. 2016, doi: 10.1111/ijac.12498.
- [376] J. P. Matinlinna, L. V. J. Lassila, M. Ozcan, A. Yli-Urpo, and P. K. Vallittu, "An introduction to silanes and their clinical applications in dentistry," *Int. J. Prosthodont.*, vol. 17, no. 2, pp. 155–164, 2004.
- [377] F. Murillo-Gómez, R. G. Palma-Dibb, and M. F. De Goes, "Effect of acid etching on tridimensional microstructure of etchable CAD/CAM materials," *Dent. Mater.*, vol. 34, no. 6, Jun. 2018, doi: 10.1016/j.dental.2018.03.013.
- [378] S. Huang *et al.*, "Shear bond strength of three CAD/CAM ceramics treated by Nd:YAG laser and HF," *J. Adhes. Sci. Technol.*, vol. 34, no. 21, pp. 2364–2374, 2020, doi: 10.1080/01694243.2020.1760479.

- [379] R. Li, Y. Ren, and J. Han, “Effects of pulsed Nd:YAG laser irradiation on shear bond strength of composite resin bonded to porcelain,” *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*, vol. 18, pp. 377–379, Jan. 2001.



HAM VERİLER

Group	örnek	SBS(Mpa)
1	1 - 1	25,86
1	1 - 2	15,27
1	1 - 3	18,68
1	1 - 4	27,65
1	1 - 5	20,71
1	1 - 6	23,52
1	1 - 7	22,65
1	1 - 8	19,45
1	1 - 9	21,62

Group	Name	SBS(Mpa)
2	2 - 1	21,40
2	2 - 2	26,90
2	2 - 3	19,50
2	2 - 4	22,06
2	2 - 5	12,60
2	2 - 6	22,40
2	2 - 7	21,53
2	2 - 8	18,33
2	2 - 9	20,51

Group	Örnek	SBS(Mpa)
3	3 - 1	29,12
3	3 - 2	27,22
3	3 - 3	31,54
3	3 - 4	22,79
3	3 - 5	30,39
3	3 - 6	30,13
3	3 - 7	29,25
3	3 - 8	26,06
3	3 - 9	28,23

Group	Name	SBS(Mpa)
4	4 - 1	16,12
4	4 - 2	15,67
4	4 - 3	17,23
4	4 - 4	15,1
4	4 - 5	14,35

4	4 - 6	15,22
4	4 - 7	16,95
4	4 - 8	13,77
4	4 - 9	15,55

Group	Örnek	SBS (Mpa)
5	5 - 1	23,88
5	5 - 2	23,19
5	5 - 3	20,34
5	5 - 4	21,44
5	5 - 5	27,03
5	5 - 6	24,88
5	5 - 7	24,01
5	5 - 8	20,81
5	5 - 9	22,99

	Örnek 1	Örnek 2	Örnek 3	Örnek 4	Örnek 5	Örnek 6	Örnek 7
Grup 1 (A)	Adeziv + Koheziv	Adeziv + Koheziv	Adeziv + Koheziv	Adeziv + Koheziv	Adeziv+Koheziv	Adeziv + Koheziv	Koheziv (Kompo
Grup 2 (ER)	Adeziv	Adeziv	Adeziv + Koheziv	Adeziv	Adeziv	Adeziv + Koheziv	Adeziv +
Grup 3 (ERA)	Adeziv	Adeziv + Koheziv	Adeziv	Adeziv	Adeziv + Koheziv	Adeziv + Koheziv	Adeziv +
Grup 4 (ND)	Adeziv	Adeziv	Adeziv	Adeziv	Adeziv	Adeziv + Koheziv	Adeziv +
Grup 5 (NDA)	Adeziv + Koheziv	Adeziv + Koheziv	Adeziv + Koheziv	Adeziv + Koheziv	Adeziv + Koheziv	Adeziv	Adeziv+

Örnek No	grup3	grup5	grup1	grup2	grup4
1	0,53	0,44	0,38	0,3	0,21
2	0,58	0,41	0,41	0,28	0,19
3	0,49	0,46	0,38	0,27	0,23
4	0,54	0,47	0,42	0,23	0,25
5	0,6	0,51	0,43	0,28	0,19
6	0,48	0,48	0,41	0,25	0,22
7	0,56	0,41	0,41	0,27	0,2
8	0,51	0,41	0,38	0,28	0,23
9	0,53	0,48	0,43	0,27	0,19

SBS

		Min-Max	Mean±Std. Dev.	p
Grup	1	15,27 - 27,65	21,71±3,77	0,000
	2	12,6 - 26,9	20,58±3,82	
	3	22,79 - 31,54	28,3±2,65	
	4	13,77 - 17,23	15,55±1,12	
	5	20,34 - 27,03	23,17±2,11	

ANOVA

	Tukey HSD	p
1	2	0,919
	3	0,000
	4	0,000
	5	0,818
2	1	0,919
	3	0,000
	4	0,006
	5	0,330
3	1	0,000
	2	0,000
	4	0,000
	5	0,004
4	1	0,000
	2	0,006
	3	0,000
	5	0,000
5	1	0,818
	2	0,330
	3	0,004
	4	0,000

Post-Hoc Test

RA

		Min-Max	Mean ± Std. Dev.	p
Grup	1	0,38 - 0,43	0,41±0,02	0,000
	2	0,23 - 0,3	0,27±0,02	
	3	0,48 - 0,6	0,54±0,04	
	4	0,19 - 0,25	0,21±0,02	
	5	0,41 - 0,51	0,45±0,04	

	Bonferroni	p
1	2	0,000
	3	0,000
	4	0,000
	5	0,015
2	1	0,000
	3	0,000
	4	0,001
	5	0,000
3	1	0,000
	2	0,000
	4	0,000
	5	0,000
4	1	0,000
	2	0,001
	3	0,000
	5	0,000
5	1	0,015
	2	0,000
	3	0,000
	4	0,000

FAILURE

		Adeziv		Adeziv-Koheziv	
		Sayı	%	Sayı	%
Grup	1	1	11,1%	8	88,9%
	2	6	66,7%	3	33,3%
	3	5	55,6%	4	44,4%
	4	7	77,8%	2	22,2%
	5	1	11,1%	8	88,9%

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Elif Hacer	Soyadı	Hopur Kılıç
Doğ.Yeri		Doğ.Tar.	
Email		Uyruğu	TC

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mez. Yılı
Uzmanlık	İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2021
Lisans	Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2016
Lise	Kahramanmaraş Süleyman Demirel Fen Lisesi	2010

İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

	Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
1.	Araştırma Görevlisi	İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2017-2021
2.			-

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*	KPDS/ÜDS Puanı	(Diğer) Puanı
İngilizce	Çok iyi	Çok iyi	Çok iyi		

*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin