

Dt. Özden ÖZER

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

2022-ANTALYA

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM
DALI

Er, Cr: YSGG LAZER İLE YÜZEY HAZIRLIĞI YAPILMIŞ REZİN NANO
SERAMİKLERİN DENTİNE BAĞLANTISININ İN-VİTRO YÖNTEMLER
İLE İNCELENMESİ



Özden ÖZER
DİŞ HEKİMLİĞİ UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN
Doç. Dr. Mehmet Mustafa ÖZARSLAN

2022-ANTALYA

ONAY SAYFASI

Özden Özer tarafından sunulan bu çalışma jürimiz tarafından oy birliği/oy çokluğu ile
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

.../.../2022

İmza

Tez Danışmanı : Doç. Dr. Mehmet Mustafa Özarslan Akdeniz Üniversitesi

Üye : Prof. Dr. Ulviye Şebnem Büyükkaplan Akdeniz Üniversitesi

Üye : Prof. Dr. Ömer Kırmalı Akdeniz Üniversitesi

Üye : Dr. Öğr. Üyesi Özlem Üstün Akdeniz Üniversitesi

Üye : Doç. Dr. Erdal Eroğlu Süleyman Demirel Üniversitesi

Bu tez, ... tarih ve sayılı Yönetim Kurulu kararıyla belirlenen ve
yukarıda imzaları bulunan jüri üyeleri tarafından kabul edilmiştir.

Diş Hekimliği Fakültesi

Kurum Yöneticisi

Prof. Dr. Alper KUŞTARCI

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitim sürecim ve tez çalışmam boyunca bana her zaman her konuda hoşgörü ve sabırla yol gösteren, bilimsel ve mesleki tecrübelerini esirgemeyen, klinik eğitimimde öğrencisi olduğum için kendimi hep çok şanslı hissettiğim, bilgileriyle beni ve çalışma arkadaşlarımı eğitim sürecimiz boyunca oldukça aydınlatan değerli hocam ve tez danışmanım Doç. Dr. Mehmet Mustafa ÖZARSLAN'a,

Eğitimim boyunca mesleki değerlerimin gelişmesinde ve geldiğim noktada büyük emekleri olan, hem klinik çalışmalarım hem de klinik dışındaki teorik çalışmalarında yol gösterip, bilgilerini asla esirgemeyen değerli hocalarım Prof. Dr. Ulviye Şebnem BÜYÜKKAPLAN'a, Prof. Dr. Ömer KIRMALI ve Dr. Öğr. Üyesi Özlem ÜSTÜN'e,

Tez çalışmam ve klinik çalışmalarımın her kısmında bilgi ve tecrübelerinden yararlandığım değerli abilerim Doç.Dr. Kubilay BARUTCİGİL ve Doç.Dr. Nurullah TÜRKER'e,

Antalya'yı yuvam olarak benimsememdeki en büyük etkiye sahip kişiler olan Arş. Gör. Dt. Ebru YILDIZ ve Arş. Gör. Dt. Elif YILMAZ'a, birbirimize destek olarak ve yardımlaşarak her zaman daha iyi yerlere geleceğimize inandığımız diğer tüm hekim ve teknisyen arkadaşlarıma,

Hayatım boyunca hayal ettiğim yerlere gelebilme sürecimde maddi manevi tüm yükleri sırtlanarak şuan olduğum kişi olabilmemi sağlayan canım annem Dilek ÖZER'e ve varlığıyla bana huzur veren sevgili kardeşim Oğuzhan ÖZER'e sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Dt. Özden ÖZER

ÖZET

Amaç: Bu çalışmanın amacı farklı güçlerde Erbiyum, Krom: İtriyum Skandiyum Galyum Garnet (Er,Cr:YSGG) lazer uygulanan rezin nano seramik örneklerin diş ile adezyonlarının makaslama bağlanma testi ile değerlendirilmesidir.

Yöntem: Bu çalışmada Lava Ultimate seramik bloklar ve periodontal nedenlerle çekilmiş dişler kullanıldı. Toplam 70 adet diş, dentin dokusuna ve seramik yüzeyine uygulanan yüzey işlemine göre 7 gruba ayrıldı (n=10). Grup 1; kontrol grubu, Grup 2, dentin yüzeyine 1.5 W Er,Cr:YSGG lazer ve seramik yüzeyine kumlama işlemi, Grup 3, dentin yüzeyine 1.5 W ve seramik yüzeyine 2W Er,Cr:YSGG lazer, Grup 4, dentin yüzeyine 2 W Er,Cr:YSGG lazer ve seramik yüzeyine kumlama işlemi, Grup 5, dentin yüzeyine 2 W ve seramik yüzeyine 2W Er,Cr:YSGG lazer, Grup 6, dentin yüzeyine 3 W Er,Cr:YSGG lazer ve seramik yüzeyine kumlama işlemi, Grup 7, dentin yüzeyine 3 W ve seramik yüzeyine 2W Er,Cr:YSGG lazer uygulandı. Örnekler yüzey işlemi uygulandıktan sonra profilometre ile yüzey pürüzlülüğü ölçümleri yapıldı. Yüzey ölçümleri yapılan örneklerin simantasyonu sonrası termal döngü uygulaması gerçekleştirildi. Örnekler 0.05 mm/dk çapraz kafa hızında kuvvet uygulanarak makaslama bağlanma dayanımı test düzeneğine tabii tutuldu ve x25 büyütmede steriomikroskop ile kırılma tipleri analizleri yapıldı. Her gruptan birer örneğe taramalı elektron mikroskopisi (SEM) analizi yapıldı. İstatistiksel analiz için SPSS 23.0 programı kullanıldı. İstatistiksel anlamlılık düzeyi $p<0,05$ olarak kabul edildi.

Bulgular: Ortalama yüzey pürüzlülüğü bakımından en yüksek değer seramik yüzeylerinde lazer uygulanan, dentin yüzeyinde ise 3W lazer uygulanan gruplarda bulunmuştur. İstatistiksel analiz sonucunda en yüksek makaslama bağlanma dayanımı değerleri Grup 5'te, en düşük değerler ise Grup 6'da elde edilmiştir. Tüm örnekler arasında en fazla adeziv tipte kırık görülürken, seramikte kohesiv kırığa sadece 2 örnekte rastlanmıştır.

Sonuç: Çalışmanın sonuçlarına göre dentin yüzeyinin Er,Cr:YSGG lazer ile hazırlığında en yüksek bağlanma dayanımı değerlerinin 2W lazer uygulamasıyla elde edildiği, dentin yüzeyinde daha yüksek dozlarda mikroçatlaklar oluşabildiği ve bağlanma dayanım değerlerinde düşüşe yol açabildiği görülmüştür. Lazer uygulamasının dentin yüzeyinde yüzey pürüzlülüğünü artırdığı fakat pürüzlülük artışı

ile makaslama bağlanma dayanımı arasında pozitif yönlü bir korelasyon olmadığı gözlenmiştir. Aynı zamanda seramik yüzeyine uygulanan kumlama işleminin lazer işlemine göre daha etkili bir işlemi olduğu görülmüştür.

Anahtar kelimeler: Hibrit seramik, Er; Cr:YSGG lazer, Makaslama bağlanma kuvveti



ABSTRACT

Objective: The aim of this study is to measure the tooth bonding of resin nano-ceramic samples applied with Erbium, Chromium: Yttrium Scandium Gallium Garnet (Er, Cr: YSGG) laser at different strengths by using shear bond test.

Method: In this study, Lava Ultimate is made of ceramic blocks and periodontal. A total of 70 teeth were divided into 7 groups according to the dentin school and the ceramic surface treatment (n=10). Group 1; control group, Group 2, dentin: 1.5 W Er,Cr:YSGG laser and ceramic chamber sandblasting, Group 3, dentin part 1.5 W and accommodation 2W Er,Cr:YSGG laser, Group 4, dentin chamber 2 W Er,Cr :YSGG laser and ceramic painting process, Group 5, 2 W in dentin and 2W in accommodation Er,Cr:YSGG laser, Group 6, 3W in dentine Er,Cr:YSGG laser and ceramic painting process, Group 7, dentin 3 W and ceramic coating 2W Er,Cr:YSGG laser was applied. After the surface treatment was applied to the samples, roughness measurements were made with a profilometer. Application of thermal application after cementation of surface measurements sample. The samples were subjected to a test of 0.05 mm from the control without applying force at the head speed exceeded in the Examples, and the critiques were analyzed with a stereomicroscope at x25 magnification. Electron microscopy (SEM) analysis of each scan with a sample was performed. SPSS 23.0 program for statistical analysis. The statistical level of $p < 0.05$ was accepted.

Results: According to the results of the study, it was observed that the highest bond strength values were obtained with the 2W laser application in the preparation of the dentin surface with Er,Cr:YSGG laser, microcracks could occur on the dentin surface at higher doses and could lead to a decrease in bond strength values. It was observed that laser application increased the surface roughness of the dentin surface, but there was no positive correlation between the increase in roughness and shear bond strength. At the same time, it has been seen that the sandblasting process applied to the ceramic surface is a more effective process than the laser process.

Conclusion: According to the results of the study, it was observed that the highest bond strength values were obtained with the 2W laser application in the preparation of the dentin surface with Er,Cr:YSGG laser, microcracks could occur on the dentin surface at higher doses and could lead to a decrease in bond strength values. It was

observed that laser application increased the surface roughness of the dentin surface, but there was no correlation between the increase in roughness and shear bond strength. At the same time, although the sandblasting process applied to the ceramic surface creates less roughness than the laser process, it was observed that it produced better results in terms of bond strength values.

Key words: Hybrid ceramics, Er; Cr: YSGG laser, Shear bond strength



İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	i
ABSTRACT.....	iii
İÇİNDEKİLER.....	v
SİMGELER VE KISALTMALAR	viii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	x
TABLolar DİZİNİ.....	xii
GRAFİKLER DİZİNİ.....	xiii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Seramikler.....	3
2.2. Dental Seramikler.....	3
2.2.1. Dental Seramiklerin Yapısı.....	4
2.3. Tam Seramik Sistemler.....	6
2.3.1. Cam Matriks Seramikler.....	7
2.3.2. Polikristalin Seramikler.....	12
2.3.3. Rezin Matriks Seramikler.....	13
2.4. Seramik ve Diş Arasındaki Bağlantıyı Arttırmaya Yönelik Uygulanan Yüzey İşlemleri.....	16
2.4.1. Kimyasal Yüzey İşlemleri.....	17
2.4.2. Mekanik Yüzey İşlemleri.....	19
2.5. Lazer Sistemleri.....	23
2.5.1. Diş hekimliğinde sık kullanılan lazerler.....	25
2.6. Seramik ve Rezin Arasındaki Bağlantı Dayanımını Değerlendirmede Kullanılan Test Yöntemleri.....	26
2.6.1. Çekme testleri.....	31

2.6.2. Makaslama testleri.....	32
2.7. Tam Seramiklerin Simantasyonu.....	32
2.7.1. Rezin simanlar.....	33
2.8. Termal Döngü Uygulaması.....	36
2.9. Taramalı elektron mikroskobu (SEM) Analizi.....	37
3. GEREÇ VE YÖNTEMLER	
3.1. Çalışmada Kullanılacak Örneklerin Hazırlanması.....	39
3.1.1. Dişlerin Toplanması ve Hazırlanması.....	39
3.1.1.1.Kontrol Grubu.....	40
3.1.1.2.Er,Cr:YSGG Lazer ile Dentin Yüzey Hazırlığı.....	40
3.1.2. Seramik Örneklerin Hazırlanması.....	42
3.1.2.1. Seramik Örneklerle Kumlama İşleminin Uygulanması.....	43
3.1.2.2 Seramik Örneklerle Lazer İşlemlerinin Uygulanması.....	43
3.2. Örneklerin yüzey pürüzlülüğünün ölçülmesi.....	44
3.3. Örneklerin Simantasyonu.....	45
3.4. Termal Döngü Uygulaması.....	47
3.5. Makaslama Bağlanma Testinin Uygulanması.....	47
3.6. SEM ile Yüzey Analizi.....	49
3.7. İstatistiksel Değerlendirme.....	50
4. BULGULAR	
4.1.Yüzey Pürüzlülüğü İle İlgili Bulgular.....	52
4.2. Makaslama Test Değerleri İle İlgili Bulgular.....	57
4.3. Taramalı Elektron Mikroskopisi (SEM) İncelemesi Bulguları.....	59
4.4. Kırık Tiplerinin Değerlendirilmesi.....	65
5. TARTIŞMA.....	69

6. SONUÇLAR.....	86
7. KAYNAKÇA.....	88
EKLER.....	104
Ek 1. Etik Kurul Onay Belgesi.....	104
ÖZGEÇMİŞ.....	106



SİMGELER VE KISALTMALAR

W: Watt

J: Joule

Hz: Hertz

Ar: Argon

dk: dakika

Y: Yttrium

Zr: Zirkonyum

mm: Milimetre

µm: Mikrometre

KAlSi₃O₈: Feldspat

MPa: Megapaskal

CO₂: Karbondioksit

Ca₅(PO₄)₃F: Florapatit

K₂O: Potasyum oksit

Na₂O: Sodyum oksit

SiO₂: Silikon dioksit

HF: Hidroflorik sit

⁰C: Santigrad derece

pps: pulse per second

Y₂O₃: Yttrium oksit

ZrO₂: Zirkonyum dioksit

ZrSiO₄: Zirkonyum silikat

Al₂O₃: Alüminyum oksit

Ra: Ortalama yüzey pürüzlülüğü

UDMA: Üretan dimetakrilat

bisGMA: Bisfenol A glisidil metakrilat

TEGDMA: Trietilen glikol dimetakrilat

ANOVA: Analysis of variance (Varyans analizi)

μ GBD: Mikrogerilim bağlanma dayanımı

SEM: Taramalı elektron mikroskobu

FSZ: Tam stabilize zirkonya

PSZ: Kısmen stabilize zirkonya

TZP: Tetragonal zirkonya polikristali

Y-TZP: Yttrium ile stabilize teragonal zirkonya polikristali

ISO: Uluslararası Standardizasyon Organizasyonu

Nd:YAG: Neodymium-yttrium aluminium garnet

Er:YAG: Erbium-yttrium aluminium garnet

3-MPS: Monofonksiyonel γ - metakriloksipropil trimetoksisilan

Ho:YAG: Holmiyum-yttrium aluminium garnet

Er,Cr:YSGG: Erbium, Kromium-yttrium scandium galium garnet

CAD/CAM: Computer aided design/manufacturing (Bilgisayar destekli tasarım/üretim)

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 3.1. Dentin örneklerin silikon kalıplara gömülmesi

Şekil 3.2. Waterlase lazer cihazı

Şekil 3.3. 2W lazer uygulanan dentin yüzeyi

Şekil 3.4. Hassas kesme cihazı

Şekil 3.5. Lava ultimate bloklar

Şekil 3.6. Hazırlanan seramik örnekler

Şekil 3.7. Seramik örneklerin boyutları, **A)** Seramik örneğin kalınlığı, **B)** Seramik örneğin uzunluğu

Şekil 3.8. Kumlama işleminin uygulanması ve kumlama cihazı

Şekil 3.9. Kumlama yapılan seramik yüzeyi

Şekil 3.10. Er,Cr:YSGG lazerde seramik pürüzlendirmesinde kullanılan parametreler

Şekil 3.11. Lazer uygulanan seramik yüzeyi

Şekil 3.12. Yüzey pürüzlülük ölçümünde kullanılan profilometre cihazı

Şekil 3.14. Simantasyon işleminde kullanılan hidroflorik asit ve universal primer

Şekil 3.15. Simantasyon işleminde kullanılan self adeziv rezin siman

Şekil 3.16. Dentin yüzeyine simantasyonu tamamlanan seramik örnek

Şekil 3.17. Termal siklus işleminin uygulandığı düzenek

Şekil 3.18. Kırma testinin uygulandığı mikrogerilim test cihazı

Şekil 3.19. Örneklerle kırma testinin uygulanması

Şekil 3.20. Kırılma analizinin gerçekleştirildiği steriomikroskop ve bilgisayar düzeneği

Şekil 3.21. Altın-palladyum kaplama cihazı

Şekil 3.22. SEM cihazı

Şekil 4.1. Zımparalanan seramik örneğin x250, x500, x1000 ve x2000 büyütmedeki SEM incelemesi görüntüleri

Şekil 4.2. Kumlanan seramik örneğinin x250, x500, x1000 ve x2000 büyütmedeki SEM incelemesi görüntüleri

Şekil 4.3. 2W lazer uygulanan seramik örneğinin x250, x500, x1000 ve x2000 büyütmedeki SEM incelemesi görüntüleri

Şekil 4.5. Herhangi bir işlem yapılmayan dentin yüzeyinin x250, x500, x1000, x2000 ve x3000 büyütmedeki SEM incelemesi görüntüleri

Şekil 4.6. 1,5 W lazer uygulanan dentin yüzeyinin x250, x500, x1000, x2000 ve x3000 büyütmedeki SEM incelemesi görüntüleri

Şekil 4.7. 2 W lazer uygulanan dentin yüzeyinin x250, x500, x1000, x2000 ve x3000 büyütmedeki SEM incelemesi görüntüleri

Şekil 4.8. 3 W lazer uygulanan dentin yüzeyinin x250, x500, x1000, x2000 ve x3000 büyütmedeki SEM incelemesi görüntüleri

Şekil 4.9. Adeziv tipteki kopmanın dentin yüzeyi görüntüsü.

Şekil 4.10. Adeziv tipteki kopmanın seramik yüzey görüntüsü.

Şekil 4.11. Karışık tipteki kopmanın dentin yüzeyi görüntüsü.

Şekil 4.12. Karışık tipteki kopmanın seramik yüzeyi görüntüsü.

Şekil 4.13. ve Şekil 4.14. Dentin yüzeyindeki kohesiv tipteki kırılmalar.

Şekil 4.15. ve Şekil 4.16. Seramikteki kohesiv kırılmanın dentin yüzeyindeki ve seramik yüzeyindeki görüntüsü.

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 4.1. Dentin yüzey pürüzlülüğünün (Ra) normallik testi

Tablo 4.2. Lazer uygulanan dentin gruplarının uygulama öncesi ve sonrası yüzey pürüzlülüğü ortalama değerlerinin karşılaştırılmasına ilişkin bağımlı t testi sonuçları

Tablo 4.3. Lazer uygulanan dentin gruplarının uygulama sonrası yüzey pürüzlülüğü ortalama değerlerinin karşılaştırılmasına ilişkin Tek Yönlü ANOVA testi sonuçları

Tablo 4.4. Dentin yüzeyine lazer uygulanan grupların ‘yüzey pürüzlülüğü’ ve ‘(µMBD)’ değişkenleri arasındaki ilişkiye ait korelasyon testi sonuçları

Tablo 4.5. Seramik yüzey pürüzlülüğünün (Ra) normallik testi

Tablo 4.6. Kumlama ve 2W Lazer grupları içerisinde uygulama öncesi ve sonrası ortalama yüzey pürüzlülüğü değerlerinin karşılaştırılmasına ilişkin bağımlı t testi sonuçları

Tablo 4.7. Kumlama ve 2W Lazer uygulaması yapılan gruplar arasında yüzey pürüzlülüğü ortalamalarının karşılaştırılmasına ilişkin bağımsız t testi sonuçları

Tablo 4.8. µMBD değerlerinin normallik testi

Tablo 4.9. Grup 2 ve Grup 3 µMBD ortalamalarının karşılaştırılmasına ilişkin bağımsız t testi sonuçları

Tablo 4.10. Grup 4 ve Grup 5 µMBD ortalamalarının karşılaştırılmasına ilişkin bağımsız t testi sonuçları

Tablo 4.11. Grup 6 ve Grup 7 µMBD ortalamalarının karşılaştırılmasına ilişkin bağımsız t testi sonuçları

Tablo 4.12. Grup 2, Grup 4 ve Grup 6 µMBD ortalamalarının karşılaştırılmasına ilişkin Tek Yönlü ANOVA testi sonuçları

Tablo 4.13. Kontrol, Grup 3, Grup 5 ve Grup 7 µMBD ortalamalarının karşılaştırılmasına ilişkin Tek Yönlü ANOVA testi sonuçları

Tablo 4.14. µMBD testi örneklerinde oluşan kırılma tiplerinin sayısal ve yüzdeli dağılımı

GRAFİKLER DİZİNİ

Grafik 4.1. Dentin yüzeylerinin yüzey pürüzlülüğüne ait uygulama öncesi ve sonrası ortalama değerleri

Grafik 4.2. Seramik yüzeyinin kumlama ve lazer uygulamaları öncesi ve sonrasındaki ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri

Grafik 4.3. Gruplara göre ortalama μ MBD değerleri

Grafik 4.4. Grupların kırılma tiplerine göre dağılımı



1. GİRİŞ

Seramik terimi literatürde; insan tarafından ham minerallerin yüksek sıcaklıklarda ısıtılmasıyla elde edilen inorganik, metalik olmayan malzemeler olarak tanımlanır. Dental seramikler optik özellikleri, renk stabilitesi, aşınma direnci, biyouyumluluk ve mükemmel estetik gibi başlıca özelliklerinden dolayı ön ve arka dişleri restore etmek adına metal altyapılarla birlikte uzun süredir kullanılmaktadır. Metal seramik restorasyonlar günümüzde oldukça yaygın kullanılmasına rağmen estetik beklentilerde meydana gelen artışın yanı sıra teknolojiyle birlikte materyallerin mekanik özelliklerinin de geliştirilebilmesi, dişlerin doğal görünümünü yansıtacak materyallere yönelime neden olmuş ve diş hekimliğinde yeni üretilen materyallere olan ilgi artmıştır (1). Metal-seramik restorasyonlar, dişetine metal renginin yansımaları, meydana gelebilen alerjik reaksiyonlar, metal korozyonu ve opak görünüm gibi dezavantajlara sahiptir (2,3). Çalışmalar farklı popülasyonlar arasında altın, gümüş, kobalt, kalay, paladyum, krom ve nikel gibi çeşitli metallere karşı alerjilerin varlığını bildirmiştir (4). Tam seramik sistemlerin en büyük avantajlarından biri ise bu problemlerin gözlenmemesidir (5).

Restoratif materyeller olarak dental seramikler, çoğunlukla oral kavitede mevcut olan fonksiyonel kuvvetlere karşı koyamamalarından dolayı dezavantajlara sahiptir. Özellikle dental seramik ailesinde bulunan feldspatik yapıli seramikler mekanik özellikler ve kırılma direnci açısından zayıftır. Kompozit esasli materyallerin ise aşınma dirençleri yüksek ve sertlik dereceleri düşüktür bu nedenle ağız içerisinde yüzeyleri kolayca bozulabilmektedir. Son yıllarda estetik restorasyonlara artan talep yeni tip dental seramiklerin geliştirilmesine yol açmıştır. Bu yeni tipteki dental seramiklerden biri; kompozit ile seramik yapının birlikte bulunduğı, elastisite modülü dentine yakın rezin matriks seramiklerdir (6). Bu materyallerin mikro yapısı hem fiziksel hem de kimyasal özelliklerini etkilemektedir. Nano seramikler olarak adlandırılarak piyasaya sürülen bu grup rezin matriks yapısına nano boyutta kompozit ile zirkonya partikülleri ilave edilerek elde edilmektedir (7).

Ağız ortamında restorasyonlar çeşitli kuvvetlere ve farklı sıcaklık değerlerine maruz kalmaktadır. Klinik olarak başarılı bir restorasyon, ağız ortamında yüksek performans

gösterebilmelidir. Tam seramiklerin diş dokularına bağlantısında rezin simanlar kullanıldığında bağlantı değerleri ve mekanik özellikleri artmaktadır (8).

Restorasyonların ağız içi koşullardaki başarılarını değerlendirmek için klinik veya laboratuvar çalışmaları gerçekleştirilmektedir. Materyallerin bağlanma dayanımını değerlendirmek için etkili, uygun ve hızlı gerçekleştirilebilen in-vitro bağlanma dayanım testleri kullanılmaktadır (9).

Farklı yapıdaki materyallerin bağlantısını güçlendirmek mikromekanik yüzey kilitlenmesine ve başarılı bir adeziv bağlanmaya dayanır. 1980'lerin başında seramik yüzeyinin asitle aşındırılması, ön dişlerde ilk adeziv seramik restorasyonların yapılmasına olanak sağlamıştır (8). Günümüzde başarılı bir kimyasal bağlantı için tam seramik restorasyonun ve diş dokularının bağlantı yüzeylerine uygulanan yüzey işlemlerinin sayısı güncel materyallere ve uygulamalara bağlı olarak oldukça artmıştır. Literatürde seramik yüzeyine ve mine-dentin dokularına bağlantı öncesi yapılan uygulamalarla ilgili oldukça çeşitli çalışmalar olmasına rağmen gerek kısmen yeni bir seramik türü olan rezin matriks seramiklerden; nano seramiklere gerekse dentin yüzeyine yapılan 2 taraflı yüzey işlemlerinin dentin-seramik bağlanma dayanımına etkisini araştıran çalışmalar yeteri kadar yoktur.

Bu çalışmanın amacı farklı güçlerde lazer uygulaması ile pürüzlendirilen nanoseramik yapıdaki materyallerin termal döngü işlemi sonrası dentin ile bağlanma dayanımlarının karşılaştırılmalı olarak in-vitro ortamda incelenmesidir.

Araştırmanın sıfır hipotezi 'farklı lazer çıkış güçleri uygulanan dentin yüzeylerine, kumlama ve lazer uygulaması ile hazırlanmış nanoseramiklerin simantasyonu sonrası bağlanma etkinlikleri arasında bir farklılık bulunmayacağı'dır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1.Seramikler

Seramik ve porselen terimleri diş hekimliğinde sıklıkla birbirinin yerine kullanılmaktadır. Keramik, yunanca keramos-keramikos kelimesinden gelmektedir ve çömlek yapmak için kili ısıtma yeteneğine atıfta bulunan ‘çömlekçi’ anlamına gelir (10) Porselen kelimesinin ise Marco Polo tarafından 13.yy’da İtalyanca porsellana (deniz kabuğu) kelimesinden türetildiği söylenir. Polo, Çin porselenini tanımlamak için deniz kabuğunu kullanmıştır, çünkü ince ve yarı saydam kalırken aynı zamanda güçlü ve serttir (11). Seramikler, yüksek sıcaklıkta ısıtılarak işlenen, metalik olmayan inorganik ürünlerin genel adıdır, spesifik bir alt türü olan porselen ise kaolin, feldspar ve kuartz karıştırılarak elde edilmektedir (12).

İlk üretilen seramiklerin bileşiminde yüksek miktarda kaolin bulunmaktaydı. Bu seramiklerden üretilen ilk porselenlerin yapısı kırılımandır, opak görünümündedirler ve porözlü yapıda olduklarından dolayı diş hekimliğinde kullanılmamışlardır. Yapılarına silika, feldspar gibi mineraller eklenerek 18.yy’da dental restorasyonlar için uygun hale getirilmişlerdir (13). Seramikler renk stabilite, biyouyumlulukları, aşınma dirençleri ve optik özellikleri sayesinde diş hekimliği pratiğinin en önemli unsurlarındandır (4,14).

2.2. Dental Seramikler

Dental seramikler eksik veya hasarlı diş dokularını yerine koymak için tasarlanan dental protez sistemlerinin bir parçasıdır. Porselenin Avrupa’ya girmesinden kısa bir süre sonra 18.yy başlarında Paris’li bir eczacı olan Alexis Duchateau, fildişi protezlerini porselen ile başarılı bir şekilde değiştirdiğinde diş hekimliği ile seramiği tanıştırdı. O zamanlar popüler olan ve genellikle kadavra dişleri kullanılan fildişi tabanlı veya ahşap tabanlı protezlerin tümü gözenekli olduğundan, ağız sıvılarını emmekte ve kötü bir şekilde boyanmaktaydı ve hijyenik değildi. Bu nedenle porselen protezlerin gelişimi, estetik ve ağız hijyeni açısından devrim niteliğindedir (15).

Seramiklerin diş hekimliğinde kullanımı Charles H. Land’e kadar uzanmaktadır. 1889 yılında ‘jacket’ kron adı verilen tam seramik kronun patentini almıştır ve bir diş

etrafında porselen kaplama-jaket kron ile restore edilmiştir. Yıllar içinde bu malzemede iyileştirmeler yapılmış ve 1950'lere kadar oldukça yaygın kullanılmıştır. Porselenin soğutulması sırasındaki mikro çatlamlar bu porselen sistemle ilgili majör sorundur ve bu çatlamların riskini azaltmak için 1950'lerin sonunda Dr. Abraham Weinstein porselenle kaynaşmış metal kronları geliştirmiştir. 1990'ların başında diş hekimliğinde seramiklerin kullanımı; post uygulamaları, kronlar, sabit bölümlü protezlerin altyapıları ve implant dayanakları olarak genişlemiştir (16).

2.2.1. Dental Seramiklerin Yapısı

Dental seramiklerin ana yapısını; feldspar, kaolin ve kuartz oluşturmaktadır. Yapılarına ayrıca enklendiriciler, oksitler, akışkan veya cam modifiye ediciler ve parlaklık kazandıracak maddeler de eklenmektedir (12).

Seramik içerisinde minimum %60 oranında bulunan ve ana yapısını oluşturan feldspar, sodyum alümina silikat ile potasyum alümina silikatın karışımı olup doğal haldeyken hiçbir zaman saf değildir. Erime ısısı diğer bileşenlere nazaran daha düşük olup 1250-1500 °C civarında ergiyen feldpar fırınlama anında kaolin ve kuartzı sarmakta ve yapı bütünlüğünü korumaktadır (17).

Kuartz; silisyum dioksit (silika) yapısında olup doldurucu görevi yapar. Yaklaşık 1700 °C olan erime ısısı diğer maddelere göre daha yüksektir. Termal genleşme katsayısı kuartz tarafından kontrol edilmektedir böylece pişirme sonucu meydana gelebilecek büzülmeler önlenir (18). Miktarı arttıkça seramik büzülmesi azalır ve porselenin kırılğan yapısının temel nedeni olarak gösterilir. Porselen yapısında %10-30 oranında bulunur ve porselenin dayanıklılığını artırır (19).

'Çin kili' olarak da adlandırılan ve 1800 °C ergiyen kaolin, hidrate alümina silikat olup ısıya oldukça dayanıklıdır. Yapışkan bir yapıda olduğundan pişirilmemiş haldeki seramik bileşenlerini bir arada tutar ve manipülasyonu kolaylaştırır. Bileşimdeki miktarı arttıkça yapının opaklığını artırır. Bu nedenle yapıdaki miktarı sınırlı tutulmalıdır. Dental seramiklerin içeriğinde %1-5 oranında bulunur (11,20).

Dental seramiklerin içeriğindeki kaolin oranı diğer seramiklerden çok daha azdır (19,21). Cam modifiye ediciler (Sodyum oksit, potasyum oksit ve kalsiyum oksit), oksijen ve silikon arasında bulunan çapraz bağları azaltır ve porselenin erime ısısını

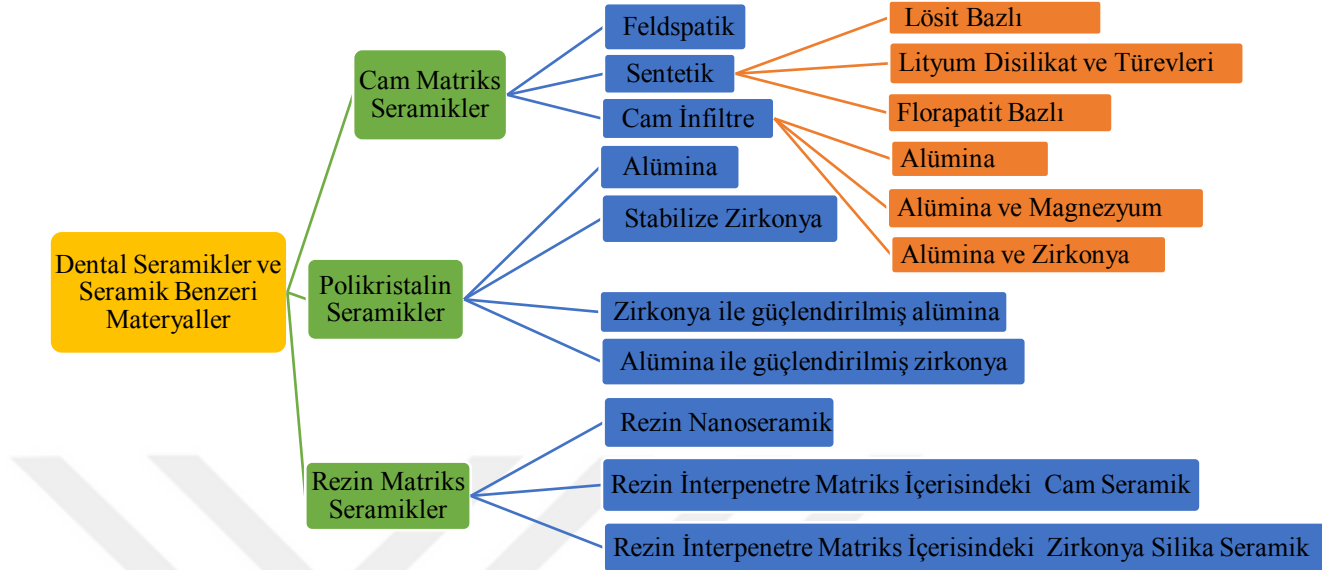
düşürür ancak beraberinde viskozite de azalmaktadır. Pişirme anında restorasyonlar akışkanlığa karşı direnç göstermelidir çünkü formlarını korumaları gerekmektedir. Bu nedenle yapıya alüminyum oksit benzeri ara bir oksit eklenmektedir (22).

Tam seramik restorasyonlardaki gelişmeye yol açan en önemli etkenlerden biri estetik özellikleri artırmaya yönelik taleplerdir. Feldspatik porselen yapısına alüminyum oksit ilavesiyle metal olmaksızın platin folyo üzerinde pişirilen bir sistem geliştiren McLean ve Hughes, günümüzdeki tam seramik sistemlerin temelini atmışlardır (23,24).

Tam seramik restorasyonlar metal-seramik restorasyonlardan üstün estetik özellikleri ve biyouyumlulukları nedeniyle son yıllarda yaygın olarak kullanılmaktadır (25). Ek olarak daha az invaziv olmaları ve bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) teknolojisinin geliştirilmesi bu tür malzemelerin kullanımını genişletmiştir. Metal-seramik sistemlerde preparasyon derinliğinin tam seramiklerden daha fazla olması, doğal estetiği yakalamanın güçlüğü, metallere karşı oluşabilecek alerjiler, dişeti renklenmeleri ve metal renginin yansıması gibi dezavantajlar tam seramik sistemler sayesinde ortadan kaldırılmıştır (26).

Diş hekimliğindeki materyaller içerisinde en hızlı gelişim gösterenlerden biri dental seramiklerdir. Ancak dental seramikler yüksek basınç mukavemeti ve düşük çekme mukavemeti gösterdikleri için çok düşük gerilme altında bile kırılabilirler (%0.1, %0.2). 60-450 MPa arasında bükülme direnci göstermektedirler. Son 20 yıl boyunca bu dezavantajlarını ortadan kaldırmak ve hem estetik özelliklerini hem de mekanik dayanıklılıklarını geliştirmek adına birçok yeni seramik ve üretim yöntemi tanıtılmıştır (24).

2.3.Tam Seramik Sistemler



Diş hekimliğinde öngörülebilir dayanıklılık ve makul bir estetiğin kombinasyonu geleneksel metal-seramik restorasyonlar önceleri popüler hale gelmiş olsa da günümüzde hastaların estetik beklentilerinin artışı, diş rengindeki restorasyonlar üzerine araştırmaların artışına neden olmuştur. Metal seramik sistemlerde opak porselen kullanımı, metal yansıması ve bazı hastalarda gelişebilen metal alerjisi gibi dezavantajlar ile beraber hastaların estetik beklentilerinin her geçen gün artması tam seramik sistemlerin geliştirilmesini sağlamıştır. Estetik veneer porselenleri, güçlü seramik çekirdekleri ile birleştiren tam seramik sistemler günümüzde tercih edilir hale gelmiştir. Tam seramik restorasyonlar doğal görünüm, biyolojik uyum, ışığı yansıtma, floresans özellik, diş dokularıyla yakın termal genleşme katsayısı gibi avantajlara sahiptir.

Günümüzde Amerika Birleşik Devletleri'nde üretilen kronların ve sabit protezlerin, %80,2'si tam seramik restorasyonlardır (27). Tam seramik sistemlerin, metal seramik sistemlere karşı üstünlükleri şöyle sıralanabilir:

- Homojen yapıdadırlar.

- Işık geçirgenliği daha yüksek olduğundan oldukça estetikler.
- Metal yüzeyine oranla seramik yüzeyi daha az plak tutmaktadır.
- Isı iletkenlikleri ve ısısal genleşme katsayıları doğal diş dokusuna yakındır.
- Metallerin ağız içerisinde kimyasal reaksiyona sebep olma potansiyelleri yüksektir.

Bu nedenle seramikler biyolojik olarak metallerden daha üstündür.

- Preparasyon basamağı supragingival bitirilebilmektedir.

(Hondrum, 1992; Kelly, 2004; Luthardt ve ark., 2004; Shillingburg ve ark., 2010).

Tam seramik sistemlerle ilgili en çok karşılaşılan komplikasyonlardan biri porselende gerçekleşen kırıklardır (28). Tam seramik sistemlerin direnci restorasyon dizaynı, simantasyon tekniği, kullanılan alt yapı türü, alt yapıya uygulanan yüzey işlemleri, alt yapı ve üst yapı kalınlığı, oklüzal temaslara bağlı ortaya çıkacak streslerin tipi gibi etkenlere bağlıdır.

Tam seramik sistemler yapım teknikleri, altyapı materyali ve ışık geçirgenliği gibi özelliklerine bağlı olarak çeşitli şekilde sınıflamalara tabii tutulmuşlardır. "Hibrit" seramiklerin piyasaya sürülmesiyle beraber yeni bir sınıflandırma sistemi ortaya koyulmuştur. Bu sınıflandırma sistemine göre, dental seramik ve seramik benzeri restoratif materyaller şu şekilde ana başlıklara ayrılabilir (29,30);

√ Cam Matriks Seramikler

√ Polikristalin Seramikler

√ Rezin Matriks Seramikler

2.3.1. Cam Matriks Seramikler

Cam seramikler, esas olarak silikon dioksit (silika, kuvars) ve çeşitli miktarlarda alümina (alüminyum oksit, Al_2O_3) içeren malzemelerden yapılmaktadır. Camsı faz ve kristalin içeren, ametalik ve inorganik multifaz-amorf materyallerdir. 1968 yılında MacCulloch cam seramikten yapay dişleri ve kronları yapma metodunu açıklamıştır. Slip-cast tekniğiyle üretilmeye başlanan cam seramikler 1993 yılında CAD/CAM ile de üretilebilmeye başlanmıştır. Cam seramiklerin estetik ve fiziksel özellikleri, üretim teknikleri, kristal yapıları ve fırınlama prosedürleri gibi faktörlere bağlı olarak değişiklik göstermektedir.

Cam matriks seramikler yüksek translusensliklerinden dolayı ince üretilmelidir ancak ince olduklarında kırığa karşı direnç gösterememeleri gibi dezavantajları bulunmaktadır (31). Cam matriks seramik sistemler; feldspatik seramikler, cam-infiltrate seramikler ve sentetik seramikler olarak 3 gruba ayrılmaktadır (32).

A) Feldspatik Seramikler

Feldspatik seramikler; kil/kaolin ($Al_2O_3 \cdot 2SiO_2 \cdot 2H_2O$), kuvars (silika) ve feldspattan ($KAlSi_3O_8$) oluşmaktadır. Feldspatlar, doğada bulunan ve çeşitli miktarlarda potasyum ve sodyum içeren alüminosilikatlardır. Potasyum feldspat lösit kristalleri oluşturur, bu da miktarına bağlı olarak restorasyonun iç gücünü arttırmakla beraber, porseleni metal alt yapıların veneerlenmesi için uygun hale getirir (32).

Kuvars (%55-60), restorasyonun yarı saydamlığından sorumludur. Yarı saydam olan doğal dişlerin aksine opak özelliğe sahip olan kaolin sınırlı miktarda (% 4) kullanılmaktadır. Gevşek yapıdaki seramik parçacıkları birbirine bağlamak amacıyla kullanılır. Doğal feldspatik malzemelerin erime sıcaklıkları ve saflık dereceleri yüksektir.

Feldspatik seramikler ortalama 60-70 MPa eğilme mukavemetine sahiptirler. Kırılma dirençleri düşük olduğundan endokron ve köprü protezlerinde uygulanmaları kontrendike olan feldspatik seramiklerin kullanım alanı laminate veneer, inley, onley, ön bölge tek kron restorasyonlarının üretimiyle sınırlıdır (31,33).

B) Sentetik Seramikler

Ham maddelerin doğal kaynaklarına ve bunların doğal varyasyonlarına ulaşmak daha zor olduğundan seramik endüstrisi sentetik malzemeleri kullanmaya başlamıştır. Kristal faz içeriğinin daha yüksek olmasına bağlı olarak sentetik cam seramiklerin içerisinde çatlak oluşumu olasılığı ve oluşan çatlakların yayılım hızı azaltılmıştır (1,32).

Sentetik seramikler dağılmış kristal fazı çevreleyen camsı fazdan ibarettir. Camsı faz, yarı saydamlık, kırılma pateni gibi cam yapıların özelliklerine sahiptir. Kristal faz içeriği, ışık dağılımını ve opaklığı geliştirerek şeffaf camsı fazın dışın sert dokularına renk adaptasyonunu sağlar. Buna ek seramik materyale dayanıklılık ve ağızda meydana gelen streslere karşı direnç sağlamaktadır (1,34).

Sentetik seramikler; lityum disilikat seramikler, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramikler, lösit ile güçlendirilen seramikler ve florapatit bazlı seramikler olarak sınıflandırılabilir (34).

Lösit ile güçlendirilmiş seramik

Bu tür seramikler camsı matriks içerisinde homojen olarak dağılmış lösit kristallerinden (hacimce %35-45) oluşmaktadır. Lösit kristallerinin (KAlSi_2O_6) çapı 1-5 μm 'dir ve feldspatın 1150 °C'de kontrollü fırınlanması ile oluşturulur. Lösitin dış hekimliğinde temel görevi; porselenin termal genleşme katsayısını arttırarak, sertliği ve bağlanmayı arttırmak ve çatlak yayılmasını engellemektir (35).

Bu grup seramikler yüksek silika içeriği (ağırlıkça %60-65) sayesinde, geliştirilmiş yarı saydamlığa sahiptir. Kristal faz içeriği 160 MPa'lık eğilme dayanımından ve çatlak oluşumunun durdurulmasından sorumludur (36).

Lösit ile güçlendirilmiş cam seramik bloklar estetik özellikleri ve ışık geçirgenliklerinden dolayı sıklıkla tercih edilmektedir ve uygulama alanları; inley, onley, lamina veneerler ve ön bölge kron restorasyonlarıdır. Renklenmiş dişlerde, post-kor uygulanmış dişlerde ve metal abutmenta sahip implant üstü restorasyonlarda endike değildir (38,39).

Lösit kristalleri ile cam seramik yapının güçlendirildiği cam seramikler 1991 yılında, Zürih Üniversitesinde Wohlwend tarafından geliştirilmiş ve piyasaya sunulmuştur [Optec OPC (Jeneric Pentron, D-Kusterdingen), IPS Empress Ceramic (Ivoclar Vivadent, Leichtenstein)].

Lityum Disilikat Seramik

Lityum disilikat seramikler %57-80 Kuartz, %0-5 oranında alüminyum oksit ve %11-19 lityum oksitten oluşmaktadır. Artan ve materyal içeriğinin %60'ını oluşturan kristal oranı ve kristal partiküllerin birbirine homojen bağlanması sayesinde, eğilme dayanımı 320-450 MPa'ı bulmaktadır. Kimyasal yapısından dolayı lityum disilikat seramiklerin mekanik özellikleri, lösit ile güçlendirilmiş cam seramiklerden daha yüksektir.

Lityum Disilikat Cam Seramikler [$(\text{SiO}_2\text{-Li}_2\text{O})$, ısı ile preslemeyle elde edilmektedir. Isı ve basınç tekniğinin kullanımı kontrol edilemeyen mikro çatlakları engellemekte,

restorasyonun kısa sürede ve kolay bir şekilde hazırlanmasına olanak vermektedir (40,41).

1998 yılında IPS Empress II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) materyali tanıtılmıştır. Bükülme direnci 300-400 MPa, kırılma direnci ise 2,8-3,5 MPa arasındadır. Anterior ve posterior tek kron restorasyonları ile birlikte, maksimum ikinci premolara kadar uzanan ön bölge restorasyonlarının hazırlanmasında kullanılabilir. 2005 yılında piyasaya tanıtılan IPS e-max Press'in (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) içeriği IPS Empress II ile benzerlik gösterse de fırınlama tekniğindeki farklılıklar sayesinde fiziksel ve estetik özellikleri gelişmiş bir materyaldir.

Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat Seramikler

Zirkonya ile cam seramiğin olumlu özelliklerini birleştiren bir materyal olarak geliştirilen bu seramikler ağırlıkça %10 oranında zirkonya içermektedir. Seramik yapının çatlaklara karşı direnç gösterebilmesi amacıyla yapıya zirkonya partikülleri ilave edilmiştir. Celtra Duo (Dentsply Sirona, York, PA, USA) ve VITA Suprinity, (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramiklerdendir. İnley, onley, laminate veneerler, anterior-posterior monolitik tek diş restorasyonları, bölümlü kronlar ve implant dayanakları için kullanılabilirler (42,43).

Celtra Duo'da bulunan lityum silikat kristallerinin boyutu 0,5-0,7 μm 'dir, bu değerler gün ışığı dalga boyu değerlerine karşılık gelir, minenin opaklık özelliğini taklit eder ve restorasyonun floresansından sorumludur (44).

Florapatit Cam Seramikler

Bu seramikler camsı matriks içine dağınık halde gömülü olan $\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3\text{F}$ florapatit kristalleri içerir. 90-110 MPa olan eğilme dayanımları, diğer tüm seramik malzemelerden daha düşüktür. Bu nedenle florapatit cam seramikler alt yapı materyali olarak kullanılamazlar. Fluoroapatit cam seramikler, frezeleme verimliliği ve aşınabilirlik açısından diğer cam seramiklere benzer özelliklere sahip olmakla beraber florür salınımı da gösterirler (44).

Florapatit cam seramiklerden IPS e.max Ceram (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lihtenştayn) ağırlıkça ortalama %60 oranında silika içeriğine ve %12 oranında alümina içeriğine sahiptir.

C) Cam İnfiltrasyon Seramikler

In- Ceram seramik sistemi olarak adlandırılan bu seramik sistem erimiş cam partiküllerin sinterlenen oksit altyapısına infiltrasyon edilmesiyle oluşturulmaktadır.

Alümina içerikli seramikler

Alümina alt yapı şekillendirilip fırınlandıktan sonra içerisine cam infiltrasyon edilerek üretilen In-Ceram Alümina (VITA Zahnfabrik, Vita, DBad Sackingen) sistemi 1989'da tanıtılmıştır. Saf alümina içeriği %99, 56'yı bulmaktadır. Tek kron ve anterior-posterior bölgede üç üye köprü restorasyonları üretiminde kullanılabilir. Ancak yarı opak yapısından kaynaklı ışığın tam geçişine izin vermeyen bu sistemin estetik olanakları sınırlıdır. sını

Alümina ve magnezyum içerikli seramikler

1994 yılında In-Ceram Spinell sistemi (VITA Zahnfabrik, Vita, D-Bad Sackingen), opak alt yapıya sahip ve estetik özellikleri yetersiz olan In-Ceram Alumina sistemine alternatif olarak üretilmiştir. Transluserliği iki katı kadardır ancak bükülme direnci bu sistemden daha düşüktür (283-377 MPa). Bu nedenle endikasyonu sadece ön bölge restorasyonlarında estetik gereksinimin yüksek olduğu durumlarla sınırlıdır.

Alümina ve zirkonya içerikli seramikler

In-Ceram Zirconia (VITA Zahnfabrik, Vita, D-Bad Sackingen), In-Ceram Alumina sisteminin %35 oranında kısmen stabilize edilmiş zirkonya ile cam infiltrasyon edilmiş alümina içeren bir modifikasyonu olarak geliştirilmiştir.

Diğer cam infiltrasyon seramiklere kıyasla en yüksek bükülme dayanımına (600 MPa) sahip olsa da aşırı opak özelliği nedeniyle anterior bölge restorasyonlarında kullanımı endike olmayan In-Ceram Zirconia'nın posterior bölgedeki köprü ve kron restorasyonlarında kullanımı tavsiye edilmektedir (44).

2.3.2. Polikristalin Seramikler

Polikristalin grubunda sınıflandırılan seramiklerin temel özelliği, mukavemet ve kırılma tokluğu sağlayan, ancak düşük yarı saydamlığa sahip olma eğiliminde olan ince taneli kristal yapıdır. Ek olarak polikristalin seramikler, camsı komponentler içermeyen, ametalik, inorganik seramik materyalleridir. Camsı fazın olmaması polikristalin seramikleri hidroflorik asite karşı dirençli hale getirmektedir.

Polikristalin seramiklerin yüksek mekanik özellikleri yoğun kristal içeriğine bağlıdır. İçeriğindeki atomların daha yoğun olması ve daha düzenli bir yapıya sahip olmaları cam yapıdaki materyallere göre çatlak yayılımını engellemektedir. Bu nedenle cam seramiklerden daha dayanıklıdır. Ancak CAD/CAM sistemi olmaksızın şekillendirilemezler. Opak yapıları nedeniyle sıklıkla altyapı materyali olarak tercih edilirler (32,45).

Alümina

%99,5'u bulabilen değerlerde Al_2O_3 'ten oluşan alümina, Nobel Biocare tarafından 1990'ların başında CAD/CAM ile üretim için temel malzeme olarak tanıtılmıştır. Diğer seramik malzemelere kıyasla hidrolize karşı en yüksek direnci, düşük ısı iletkenliğini ve yüksek eğilme dayanımını (> 500 MPa) sergilemektedir. Ancak aynı zamanda tüm dental seramiklerden daha yüksek olan elastisite modülü ($E=300$ GPa) toplu kırılmalara karşı savunmasızlığa yol açmaktadır. Alümina bloklar başlangıçta yarı sinterize üretilir ve kolay frezelenir. Sonraki sinterleme işlemi anında meydana gelecek büzülme hesaplanabilir, böylece hassas restorasyonlar elde edilebilir. Ancak gelişmiş toklaştırma yetenekleri ve mekanik özellikleriyle beraber tanıtılan stabilize zirkonya ile beraber alümina kullanımı giderek azalmıştır (32).

Dental uygulamalar için üretilen ilk yoğun polikristalin malzeme Procera AllCeram'dır (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç). Bu tür seramiklerin bir diğer temsilcisi de In-Ceram Alüminadır (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) (46).

Zirkonya

1990'ların başında diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmış olan zirkonya esaslı seramikler, alumina ve lityum disilikat içerikli seramiklere göre daha yüksek mekanik özellikler sergilemektedir.

Zirkonya, ‘baddeleyit’ adı verilen doğal bir mineral olarak ortaya çıkar ve bu mineralin %80-90’a varan kısmı zirkonyum oksit (ZrO_2), bilinen diğer minerali ise zirkonyum silikattır ($ZrSiO_4$) (47). Saf zirkonya 3 allotropik formda bulunmaktadır: stabil olan monoklinik faz 1170 °C’de tetragonal faza, sıcaklık 2370 °C’ye ulaştığında ise kübik faza dönüşür. Tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüm %4.4’lük bir hacim artışına neden olur ve bu artış malzemenin kırılma dayanımını düşürecek olan büyük çatlakları kapatabilir. Pratikte, tetragonal ya da kübik fazların, itriyum, magnezyum, kalsiyum ve seryum gibi oksitlerle oda sıcaklığında alaşımlanarak stabilize edilmesiyle bu dönüşüm sertleşmesi meydana gelmektedir (32).

Sıcaklık, aşınma ve korozyona karşı çok dirençli olan zirkonya kendisine en yakın özelliklere sahip alüminaya göre yüksek bükülme dayanımı, yüksek kırılma direnci, düşük elastiklik modülü ve faz değişim mekanizması sayesinde üstünlük sağlamıştır. Mekanik özellikleri çiğneme kuvvetlerinin yoğun olduğu posterior bölgelerde kullanılabilmesine olanak tanımaktadır. İnley, onley, kron-köprü restorasyonları, post-core restorasyonlar, implant materyali ve implant dayanağı olarak kullanımı yaygındır (48).

Mikro yapılarına göre zirkonya seramikler; tam stabilize zirkonya (FSZ), kısmen stabilize zirkonya (PSZ) ve tetragonal zirkonya polikristalleri (TZP) olarak üçe ayrılmaktadır. FSZ’de kübik formda bulunan zirkonya %8 mol’den fazla itriyum oksit (Y_2O_3) içerir. PSZ, kübik bir matrikste nano boyutlu tetragonal veya monoklinik parçacıklardan oluşur. TZP’ler ise tetragonal fazdan oluşan, yttria veya ceria ile stabilize edilmiş monolitik malzemelerdir. Dental zirkonyaların tümü TZP tipidir, en dental uygulamalarda en sık kullanılan Y-TZP’da tipik olarak saf zirkonyaya %3 yttria eklenir. Bu form işleme ve sinterlemeden sonra en yüksek mukavemete ve kırılma tokluğuna sahiptir (32).

2.3.3.Rezin Matriks Seramikler

Hibrit, nano-hibrit veya nano doldurucu içeren kompozitlerden oluşan rezin matriks seramikler yüksek sıcaklık ve basınçta üretilmektedir. Yoğun olarak, cam, porselen, seramik ve cam seramik gibi yüksek dayanıklı inorganik içeriğe sahip olan polimer matriksli yeni üretilen materyallerdir.

Nanoseramiklerin içerisinde nanoboyutta seramik partiküllerine ek UDMA (üretan dimetakrilat) bazlı rezin matriks vardır. Üretim aşamasında rezin matriks ile nanomer yapı arasındaki bulunan kimyasal bağlantıyı sağlamak için yapılarına silan katılmaktadır. Bu nano-seramik malzemelerin üretim amacı geleneksel seramiklere oranla elastiklik modülü dentine daha yakın bir malzeme elde etmek, bunun yanında cam matrisli seramiklere veya polikristalin seramiklere göre öğütülmesi ve ayarlanması daha kolay bir malzeme geliştirmek ve kompozit rezin ile onarım ve modifikasyonu kolaylaştırmaktır (32).

Karşıt dişlerde daha az aşındırmaya neden olmaları, fazla preparasyon gerektirmemeleri ve adeziv rezin yapıdaki simanlarla kimyasal olarak uyumlulukları önemli özelliklerindendir (33).

Rezin matriks seramiklerin kırılma dayanımları ve poröziteleri azdır aynı zamanda frezeleme sırasında kırılma ve çatlağa karşı dayanıklıdırlar. Kırılma dayanımlarının yüksek olmasının yanı sıra azalan mine abrazyonu ve hızlı üretim gibi önemli avantajları bulunmaktadır (33).

Seramik ve kompozitin özelliklerini birleştiren Paradigm MZ100 (3M ESPE, Neuss, Almanya), üretilen ilk polimerize rezin kompozittir. Daha sonra, içeriği %80 rezin nanoseramik olan Lava Ultimate (3M ESPE, Neuss, Almanya) piyasaya tanıtılmıştır.

Polimer İnfiltrasyon Rezin Seramik

Seramiklerin uzun vadeli estetik stabilitesini elastik modülü dentine benzeyen rezin kompozitlerle birleştirilerek üretilen ve piyasaya sunulan Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) bu seramiklere örnek verilebilecek alternatif hibrit bir materyaldir. Bu materyal polimer matriks (ağırlıkça % 14) ile infiltrasyon edilen sinterlenmiş seramik matrisli (ağırlıkça % 86) bir yapıdan oluştuğu için “Polimer infiltrasyon seramik ağı” adı ile de tanınmaktadır (49). Seramik içeriğinin büyük kısmı lösit kalan kısmı ise zirkonyadan, polimer ağı UDMA (üretan dimetakrilat) ve trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA)’tan oluşmaktadır.

Hibrit seramikler, rezin kompozitlere benzer şekilde karşıt dişte daha az aşınmaya neden olmaları, tamir kolaylığı, rezin simanlarla kimyasal uyumluluk göstermeleri gibi avantajlara sahiptirler. Minimal invaziv restorasyonlarda, inley, onley, laminate

veneer ve implant üstü restorasyonlarda kullanılması endikedir fakat köprülerde ve parafonksiyonel durumlarda kullanılması kontrendikedir (50).

İndirekt Rezin Kompozit

Seramik içerisinde farklı oranlarda, zirkonyum silikat, UDMA, TEGDMA, silika tozları ve organik matriks yapıları içeren materyallerdir.

Bu gruptaki seramiklerden biri olan Paradigm MZ100'ün ağırlıkça %85'i 0,6 µm boyutlarındaki zirkonya-silika seramik parçacıklarıdır. Polimer matriks içeriğini, başlatıcı sistem, bisfenol A glisidil metakrilat (bisGMA) ve trietilen glikol dimetakrilat (TEDGMA) oluşturmaktadır. Radyoopak yapıdaki doldurucu partiküller materyalin aşınma direncini ve dayanıklılığını artırmaktadır (Gracis ve ark., 2015; Mainjot ve ark., 2016).

Rezin Nano Seramik

Bu CAD/CAM blokları, rezin matriks içerisinde dağılmış nano seramik partiküllerden oluşur. Yüksek oranda çapraz bağ oluşturarak polimer matriksi güçlendiren üç farklı nanopartikül, nano seramik parçacıkları oluşturmaktadır. İşlenmiş nano parçacıklar, silan bağlanma ajanı ile temasa geçirilir. Matriks kısmı üretan dimetakrilat (UDMA)'tan oluşmakta ve ısı ile polimerize olmaktadır (1).

Lava Ultimate (3M ESPE, Neuss, Almanya) rezin nanoseramiklere örnek olarak verilebilir. Dentine yakın elastisite modülüne sahiptir ve kırılabilirliği cam seramiklerden daha düşüktür. Bu sayede çiğneme kuvvetlerini daha iyi absorbe eder. Lava Ultimate'in üretimi sırasında yüksek ısı uygulandığından, freze işleminden sonra tekrar fırınlanmasına gereksinim duyulmamaktadır (1,7).

Aşınma direncinin yüksek olması, kolayca uyumlanabilmesi, yeniden polisajlanabilmesi, lekelenmeye karşı direnci, cam seramiklere göre karşıt dişte az aşınmaya neden olması, laboratuvar aşamalarının az olması ve yüksek bükülme dayanımı (200 MPa) göstermesi Lava Ultimate'in avantajlarındandır. Gerektiğinde intraoral veya ekstraoral olarak renklendirme yapılabilir. Bu özellikleri sayesinde laminate veneerler, inley, onley, ön ve arka bölgelerdeki tek kronların ve kısa köprülerin yapılmasında kullanılabilir (51,52).

2.4. Seramik ve Diş Arasındaki Bağlantıyı Arttırmaya Yönelik Uygulanan Yüzey İşlemleri

Tam seramik restorasyonlarda uzun dönem klinik başarı için en önemli faktörlerden biri bağlantı dayanımıdır. 1980'lerin başında seramik yüzeyinin asitle aşındırılması, ön dişlerde ilk adeziv seramik restorasyonların yapılmasına olanak sağlamıştır. Kompozit rezin ve metal seramik restorasyonların yerine restoratif materyal olarak seramiğin kullanımı önemli ölçüde artmıştır. Farklı yapıdaki materyallerin bağlantısını güçlendirmek mikromekanik yüzey kilitlenmesine ve başarılı bir adeziv bağlanmaya dayanır. Bu kimyasal bağlantı için tam seramik restorasyonun iç yüzeyi bazı yüzey işlemleri ile hazırlanmalıdır (53,54).

Dentin %70 inorganik, %20 organik ve %10 sıvıdan oluşan sert bir dokudur. Organik matriks %90 Tip 1 kollajen, %10 proteoglikanlar, özellikle fosfoproteinler gibi kollajen olmayan diğer proteinlerden oluşur. 3 boyutlu bu yapı pulpadan dentin-mine birleşimine uzanan intratübüler-peritübüler dentin ve tübüllerden oluşur. Dentin karmaşık ve hidrate bir yapıdır bu nedenle diğer yapılar ve materyallerle etkileşimleri sınırlıdır. Adeziv bağlantıyı güçlendirmek amacıyla dentini şartlandırmak için yapılan ilk girişimler, peritübüler dentine yönelik yapılan uygulamalar sonucunda zayıf mikromekanik adezyon ile sonuçlanmıştır. Kompozit rezinlerin hidrofobik özelliklerinden dolayı dentin sıvısını hareket ettirememeleri, peritübüler duvarlara penetre olmalarına engel olur, bu da dentinal taglerin duvarlardan uzaklaşmasına ve polimerizasyon büzülmesine neden olmaktadır. Kısmen demineralize dentinde rezin monomerlerin doyurulmasıyla hibrit tabaka oluşturulması ve polimerizasyonu dentine adezyonu sağlamak için günümüzde kabul edilen daha başarılı bir yöntemdir (54).

Seramik restorasyonların başarısı için, bağlantı arayüzeyinde kullanılacak olan rezin simanların da hem diş dokusu hem de seramik yüzeyine iyi bir şekilde tutunması gerekir. Seramik ve diş yüzeyine uygulanan yüzey işlemleri tek başına başarılı bir bağlantı için yeterli değildir. Mikromekanik retansiyona ek simanın yeterli derecede yüzeyi ıslatabilmesi gerekmektedir. Materyallerin yüzey enerjisi ne kadar yüksek ise ıslanabilirliği o kadar yüksektir. Ancak materyal yüzeyinde bulunan proteinler, yağlar ve artık materyaller, yüzey enerjisini düşürmekte ve simantasyon işlemini bozmaktadır. Bu nedenle simantasyon öncesi dentin yüzeyi üzerindeki artık

maddelerin uzaklaştırılması için dentin yüzeyinin hazırlığı ve seramik yüzeyinin hazırlığındaki yüzey işlemleri son derece önemlidir (53).

Tam seramik sistemlerde simantasyonda hekimin seramiğin yapısını, siman materyallerini, uygulama prosedürlerini ve uygulanan yüzey işlemlerini bilmesi başarı için kaçınılmaz derecede önemlidir. Materyal yüzeyindeki temas alanını artırmak için uygulanan yüzey işlemleri, yüzey enerjisini ve ıslanabilirliği artırır. Böylece simanın mikro çukurcuklara akmasıyla güçlü bir mikro mekanik kilitlenme sağlanır. Adeziv bağlantı öncesinde seramik yüzeyine mekanik, kimyasal veya her ikisinin kombinasyonu olan yüzey işlemleri uygulanmaktadır. Kullanılan mekanik yüzey pürüzlendirme metodları, elmas frezler ile pürüzlendirme, asitle pürüzlendirme, alüminyum oksit tozları ile kumlama, tribokimyasal silika kaplama ve lazer uygulaması şeklindedir. Yüzey pürüzlendirme işlemlerini takiben seramik yüzeyine uygulanan silan uygulaması ile de kimyasal bağlantı elde edilmektedir (55).

2.4.1. Kimyasal Yüzey İşlemleri

Silan Bağlayıcı Ajanların Kullanılması

Silanlar ilk olarak 1940'lı yıllarda seramik ve metal arasındaki bağlantı kuvvetini artırmak için kullanılmıştır. Diş hekimliğinde silanlar olarak adlandırılan organosilanların organik kısımları rezin simanın organik matriksiyle reaksiyona girerken, alkali grupları inorganik maddelerle kovalent bağ oluşturmaktadır. Uygulandıkları yüzeyin yüzey enerjisini ve ıslanabilirliğini arttırıp düşük viskoziteli rezin simanların yüzeyde daha kolay yayılmasını ve etkinliklerinin artmasını sağlarlar (53).

Silanlar farklı kimyasal yapılara sahip olabilirler (metakriloksipropil trimetoksisilan ya da trialkiloksisililpropil metakrilat gibi.). Diş hekimliğinde monofonksiyonel γ -metakriloksipropil trimetoksisilan (3-MPS) yapısındaki silanlar kullanılmaktadır (56).

Silanlar, ortamdaki nemle birlikte hidrolize olurlar. Silan ajanının alkil grupları su ile reaksiyona girerek asidik silanol gruplarını (Si-OH) ve seramik yüzeyindeki silika yapısıyla etkileşerek siloksan tabakasını oluşturur. Fonksiyonel grupları ise (metakrilat grubu) rezin organik matriks ile reaksiyona girer ve seramik-rezin bağlantısını arttırırlar (56).

Silan ajanının etkinliği, seramik yapısının SiO_2 içerip içermemesine bağlıdır. Camı faz içeren seramiklerin yüzey hazırlığında kullanılan silanlar, SiO_2 içeriği azalmış ya da hiç olmayan seramiklerde çok az etkinlik gösterirler ya da hiç göstermezler. Bu seramikler HF asite karşı da dirençlidir. SiO_2 içermeyen aluminöz ve zirkonyum oksit seramiklerde silan ajanının etkili olabilmesi için seramik yüzeyine öncesinde tribokimyasal silika kaplama tekniklerinin uygulanması önerilmektedir (57).

Bağlantı başarısı için silan tabakasının ince uygulaması (ortalama 10-50 nm kalınlığında) önemlidir. Tekrarlayan silan uygulamalarında silan kalınlığını azaltmak için ısı uygulaması önerilir çünkü artan kalınlık kohesv yıkıma neden olacaktır (57).

Bağlantı kuvvetinin artırılması için seramik yüzeyin hidroflorik asit ile pürüzlendirilmesinden sonra silan ajanı uygulanması iyi bilinen bir uygulamadır. Bazı araştırmacılar başarılı ve sağlam bir bağlantı için seramik yüzeyin air-abrazyon veya asit ile pürüzlendirilmesini takiben silanizasyon işlemini önerirken, bazıları tek başına silan uygulamasının yeterli olacağı görüşündedirler (58).

Asit ile pürüzlendirme

Seramik yüzeylerin pürüzlendirilmesinde kullanılan asit, seramik yapısındaki cam faza saldırır ve cam matriksi ortadan kaldırarak kristal yapıyı açığa çıkarır. Sonucunda seramik yüzeyindeki pürüzlülük artar ve yüzey enerjisi artmış mikromekanik retansiyon alanları meydana gelir (59).

Seramiklerin asitle pürüzlendirilmesinde kullanılan asit; %2.5-%10'luk hidroflorik asittir ve 2-3 dk boyunca seramik yüzeyine uygulanır (60). Bu aşamayı silan uygulaması takip eder. Asit uygulanan seramiğin yüzey alanı ve ıslanabilirliği artmaktadır. Böylece uygulanacak olan siman mikroporlara akarak sertleşmekte, mekanik kilitlenme oluşmakta ve seramik ile rezin siman arasındaki bağlantı güçlenmektedir (25,26).

Ancak hidroflorik asit zehirli ve yakıcıdır. Uçuculuğu ve toksisitesi nedeniyle potansiyel bir sağlık tehlikesi oluşturur. Klinik adeziv prosedürler sırasında ve esas olarak seramiklerin intraoral tamiri sırasında, diş hekimi ve hasta bu riske maruz kalabilir. Seramik yüzeyleri aşındırmak için kullanılan sürenin kısaltılması veya bu aşamanın ortadan kaldırılması faydalı olabilir (61). HF asitten daha zayıf asit özelliği

gösteren %1.23 APF jelinin rezin-seramik bağlantısı için etkili bir ajan olup olmadığı üzerine bazı çalışmalar yapılmıştır ancak yeterli bağlantının sağlanmasındaki geçerliliği hala tartışmalıdır (26).

Yapılan bir çalışmada; asitle pürüzlendirmenin cam seramiklerin biaksiyel bükülme dayanımlarını önemli derecede azalttığı bildirilmiştir (55). Cam oranının azalması ve kristal oranının artmasıyla birlikte mekanik dayanıklılığın artışı, asite direnç gösteren seramiklerin ortaya çıkışı ile sonuçlanır. Alümina ya da zirkonya içerikli seramiklerde silika fazı olmadığından, HF asit ile pürüzlendirme bu seramiklerde etkisizdir. Bu nedenle bu tip seramiklerin pürüzlendirilmesi için özel yüzey işlemleri gerekmektedir (62,63).

Nagai ve ark. (56) rezin simanlar ve lityum disilikat seramik arasındaki bağlanma dayanımına iki farklı asit ile pürüzlendirme ve air-abrazyon işleminin etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında; HF asit ile silan uygulamasının en iyi bağlantıyı oluşturduğu sonucunu çıkarmışlardır. Estafan ve ark. (60) IPS Empress seramiğe 60 sn %9.6'lık HF asit uygulaması ile iyi bağlantı değerleri elde edildiğini rapor etmişlerdir.

Bağlantı üzerine olumlu etkilerine rağmen HF asit uygulamasının, sağlığa ve seramik dayanıklılığı üzerine zararlı etkileri konusundaki büyük endişelerden dolayı simantasyon işleminde kullanılan asitin tipi, konsantrasyonu ve pürüzlendirme zamanı seramik-diş bağlantısında önem taşımaktadır (25).

2.4.2. Mekanik Yüzey İşlemleri

Döner Aletler ile pürüzlendirme

Seramik yüzeyinin döner aletler ile pürüzlendirilmesinde, aşındırma Al_2O_3 içeren zımparalar, elmas frezler ya da disk şeklinde aletler ile yapılmaktadır. Bu işlem diğer pürüzlendirme yöntemlerine kıyasla önemli ölçüde daha pürüzlü yüzeyler oluşturmaktadır. Ayrıca elmas frezler seramik yüzeyinde bozulmalara neden olabilir (64). Elmas frezler ile aşındırma kontrolsüz yapıldığında seramiklerin kırılma dayanımının azalmasına yol açacak çatlakların oluşumuna neden olabilmektedir (65,66).

Alüminyum oksit tozları ile pürüzlendirme

Alüminyum oksit tozları ile pürüzlendirme (Kumlama), mikromekanik retansiyonu gerçekleştirmek için seramiklerde en sık kullanılan yüzey işlemlerinden biridir. 30-250 µm boyutlarında Al₂O₃ patikülleri kullanılan bu yöntemde yüzey enerjisi ve yüzey pürüzlülüğü artırılarak düzensiz yüzeyler elde edilir, yüzey alanı artışı sağlanır ve mikro mekanik kilitlenme artar (67). Temiz ve aktif bir porselen yüzeyi elde edilebilen bu yöntem 2-3 barlık uygulama basıncı, materyal yüzeyi ve kumlama aletinin ucu arasında 5-20 mmlik mesafe ve 15 sn. kadar uygulama süresi ile gerçekleştirilmektedir (68).

Kumlama işleminin etkinliği, partikül büyüklüğü, kumlama cihazının açısı, uygulama basıncı ve süresi gibi değişkenlere bağlıdır. Kumlamada yüzeye püskürtülecek partiküller materyal yüzeyinden daha sert olmalıdır (69).

Kumlama, seramik yüzeyinde morfolojik değişikliğe neden olabilir ve hacimde azalma meydana getirebilir. Restorasyonun uzun dönem başarısını etkileyebilecek yüzey hasarı bu işlemin en büyük dezavantajıdır (70). Restorasyonun hasar görmeyen yüzeyinin püskürtülen partiküllerden korunması zor olduğundan kumlama yöntemi daha çok asitle pürüzlendirmenin yeterli pürüzlülük sağlayamadığı yüksek alümina içerikli seramiklerde, oksit seramiklerde ve metal yüzeylerinde önemlidir (59,70).

Wolf ve ark.'nın (71) yaptıkları bir çalışmada, air-abrazyon ile pürüzlendirilmiş örneklerde genellikle adeziv başarısızlık görülürken, asitlenmiş örneklerde koheziv başarısızlık görülmüştür. Ancak bağlantı kuvveti açısından asitleme ve air-abrazyon uygulamalarının birbirine üstünlüğü olabileceği genel görüşü yoktur. Klinik başarı için, tek başına asitleme ya da tek başına air-abrazyon uygulamaları seramik yüzeyinde yeterli mekanik tutuculuk sağlamak için yeterli değildir (72,73).

Tribokimyasal Silika Kaplama

Diş hekimliğindeki gelişmeler, bağlantı kuvvetlerinin arttırılabilmesi için yüzeyin air-abraziv partiküller ile pürüzlendirilmesini gerektiren modern yüzey işlemlerinin ortaya çıkmasını sağlamıştır. Bu sistemlerden biri de tribokimyasal silika kaplamadır. Alumina partikülleri silika ile modifiye edilerek tribokimyasal silika kum elde edilir. Bu teknikte, air-abrazyon işlemi ile seramik yüzeyine silika kaplı alüminyum trioksit

partikülleri püskürtülür. Tribokimyanın etkisi, mekanik enerji uygulaması esnasında materyal yüzeyinde kimyasal ve fizikokimyasal değişiklikler meydana getirmesidir (62).

Seramik yüzeydeki silika kaplamanın etkinliği partikül boyutu ve uygulama süresine bağlı olarak değişmektedir. Agresif uygulamalar, seramik yüzeyde mikroçatlakların oluşumuna neden olabilir (74,75).

Cojet-sand (3M ESPE, North America), Siljet Sistemi (Danville Materials Inc., S. Ramon, CA, ABD) ve Siljet Plus Sistemi (Danville Materials Inc., S. Ramon, CA, ABD) tribokimyasal silika kaplama sistemlerine örnek olarak verilebilir. Bu sistemlerdeki silika ile modifiye edilmiş Al_2O_3 kumu 30 μm boyutlarındadır ve aradaki farkın sebebi silika alumina oranının değişikliğidir (62,76).

Çömlekoğlu ve ark. (77) yapıştırıcı simanlar ile seramik arasındaki bağ dayanımına farklı yüzey pürüzlendirme işlemlerinin etkisini inceledikleri çalışmalarında en yüksek bağlantı dayanımı değerlerini hidroflorik asit uygulamasını takiben yapılan silika kaplama işlemi ile elde etmişlerdir.

Lazer ile pürüzlendirme

Diş dokuları ve restorasyon arayüzeyindeki adezyonu iyileştirmekte yüzey alanını artırmak ve arayüzlerdeki stres seviyelerini azaltmak ilk amaçtır. Diş hekimliğinde bu; elmas frezlerle aşındırma, kumlama, asitle aşındırma, silanizasyon gibi işlemlerle yapılmaktadır. Ancak günümüzde, Er,Cr:YSGG lazeri de içeren lazer ışınları ile yüzey pürüzlendirme bu konuda önerilmektedir (78).

"Light amplification by stimulated emission of radiation" / "Stimüle radyasyon ışıması ile ışığın büyütülmesi" sözcüklerinin baş harflerinin kısaltılmasından oluşan lazerin temeli 1900'lü yıllarda Einstein'ın geliştirdiği fiziksel prensibe dayanmaktadır. Kelime olarak "Radyasyonun Uyarılmış Emisyonu ile Işığın Güçlendirilmesi" anlamına gelmektedir (79). Diş hekimliği alanında ilk lazer uygulamaları 1964 yılında diş sert dokularında yakut lazerin kullanımı ile gerçekleştirilmiştir. Lazer tedavileri ABD'de FDA tarafından onaylandıktan sonra diş hekimliğinin ayrılmaz bir parçası haline gelmiştir (80).

Güçlü ve kontrol edilebilir lazer ışığı demeti, tek renkli, doğrusal ve fotonların aynı fazda olmasından dolayı hedeflenen dokuya etki ederken çevre dokularda minimum yıkım gerçekleşir, tıp ve diş hekimliğinde kullanılması bu doku seçici özelliği sayesinde mümkün olmaktadır (81). Günümüzde seramik yüzey işlemlerine ek olarak, seramik yüzeyinin lazer ile muamele edilerek modifiye edilmesi oldukça yeni bir yaklaşımdır. Yapılan çalışmalarda lazer ile yüzey pürüzlendirmesinin mikromekanik kilitlenmeyi artırdığı rapor edilmiştir ancak, dental seramiklere uygulanan lazer işlemi üzerine çok az literatür bilgisine rastlanmaktadır (82).

Lazerler, hedef alanlarda yüksek büyüklükte enerji toplayabilir ve konsantre edebilir. Bazı durumlarda, şekli değiştiren kimyasal reaksiyonlara neden olabilirken bazı durumlarda sadece fiziksel değişiklik oluştururlar. Lazer ışınlarının etkinliği, kullanılan ışının dalga boyu, birim alandaki güç yoğunluğu, yüzeye aktarılan toplam enerji faktörlerine göre değişmektedir. Birim alana düşen gücün yoğunluğu yüzeye moleküler düzeyde etki etmektedir. Moleküldeki bağlar geçici/kalıcı olarak bozulmakta ve yüzeyde parçalanmalar ya da mikrokırıklar oluşmaktadır. Madde yüzeyine ulaşan toplam enerji, malzeme üzerinde erime ve buharlaşma etkilerine yol açar. Lazer teknolojisindeki gelişmeler, bu yapısal değişikliklere neden olan ve çevre dental dokulara zarar veren ısıyı düşürmek üzerinedir (82).

Diş hekimliğinde lazerin en iyi bilinen etkisi, absorbe edilen lazer ışığının substratta meydana getirdiği termal buharlaşmadır. Lazer işlemi sırasındaki ısınma ve soğuma fazlarındaki lokal sıcaklık değişimleri, materyale zarar verebilecek iç gerilimlere neden olabilir. Bu nedenle uygun lazer uygulama parametrelerinin kullanımı son derece önemlidir (83).

Son yıllarda iyileştirilmiş lazer-doku etkileşimlerinin anlaşılması ve teknolojideki gelişmeler, lazer uygulamalarını teşhisten koruyucu prosedürlere kadar yayarak, yakın gelecekte diş hekimleri için lazerleri verimli bir araç haline getirmiştir. Günümüzde dental araştırmalarda kullanılan 10'dan fazla lazer tipi mevcuttur. Son yıllarda seramik ve mine-dentin yüzeylerinde asitlerle yapılan pürüzlendirme işlemleri ile Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazerler kullanılarak gerçekleştirilen pürüzlendirme işlemleri karşılaştırılmış ve bu uygulamaların rezin simanların bağlantı gücüne etkisi birçok araştırmaya konu olmuştur (88, 86). Bu lazerler, seramik yüzeyinde ısı meydana getirerek yüzeydeki tabakayı eritmekte, yüzeyde buharlaşma ve termomekanik

ablasyona neden olmaktadır. Seramik yüzeyindeki yüzeysel değişikliklerin miktarı, uygulanan lazerin enerji yoğunluğuna bağlıdır (84,85). Lazerlerin dental dokulardaki etkinliği ise şu şekildedir; dokudaki su buharlaşmakta, su moleküllerinin kinetik enerjisi artmakta ve lazere maruz kalan bölgelerde mikropatlamalar meydana gelerek kavitasyon gerçekleşmektedir. Mikropatlamalar hem organik hem de inorganik doku partiküllerini fırlatır ve dentinal tübüllerde açılma sağlayarak smear tabakasının oluşmadığı bir yüzey oluşur (86,87).

Gökçe ve ark. (86) lazerin seramik yüzeyini pürüzlendirmedeki etkilerini değerlendirdikleri çalışmalarında, %9,5 HF asit uygulaması ve 300 mJ Er:YAG lazer uygulamasının makaslama bağlanma kuvvetini arttırdığı sonucuna ulaşmışlardır. Ayrıca lazer gücünün artması bağlanma kuvveti değerlerini olumsuz yönde etkilemiştir. Düşük bağlantı kuvvetinin nedenini, yüksek güçteki lazer uygulamasının ısıdan zarar görmüş bir tabaka oluşturmaya bağlamışlardır.

Shiu ve ark.'nın (88) yaptıkları bir çalışmada, 1 W gücünde Er:YAG lazer uygulanan seramiğin kompozisyonu ve yansıtıcı özelliği nedeniyle seramik yüzeyinde yeterli pürüzlülük oluşturmadığı bulunmuştur.

Akyıl ve ark.'nın (89) Y-TZP zirkon seramik yüzeyine uygulanan air abrazyon, silika kaplama ve lazer uygulamasının bağlantı kuvvetine etkisini inceledikleri çalışmalarında, 2 W gücünde (200 mJ, 10 Hz) 10 saniye süre ile lazer uygulamasının air abrazyon ile benzer yüzey pürüzlülüğü oluşturduğu gözlenmiştir.

Araştırmacılar tarafından farklı enerji seviyelerindeki Er:YAG lazer uygulamaları incelenmiştir. De Oliveira ve ark. (90) 160 mJ ve 2 Hz lazer uygulamasının, primer dentinde çok az bir yüzey değişikliği yaparak iyi bir ablasyon oranı oluşturduğunu rapor etmişlerdir.

2.5.Lazer Sistemleri

Son yıllarda hızla gelişen teknolojiyle beraber diş hekimliğine kazandırılan en önemli ekipmanlardan biri lazer sistemleridir. Türkçe 'laser' veya lazer olarak yazılan kelime, 'ışığın uyarılarak güçlendirilmesi' veya 'hızlandırılmış ve yoğunlaştırılmış yüksek enerji taşıyan ışık demeti' anlamına gelmektedir (91).

Albert Einstein, 1917’de lazerin geliştirilmesi için temel oluşturan ‘Uyarılmış Emisyon Teorisini’ ortaya koymuştur (92). 1960 yılında, Malibu, Kaliforniya'daki Hughes Araştırma Laboratuvarlarında bir bilim adamı olan Theodore H. Maiman, ilk çalışan 0.694 nm dalga boyuna sahip koyu kırmızı bir ışık yayan ve ‘Ruby lazer’ olarak bilinen yakut lazeri geliştirmiştir (93). 1964 yılında Stern ve Sognaes, yakut lazerin mineyi buharlaştırabildiğini ve diş dokuları üzerinde zararlı termal etkileri olduğunu bildirmiştir (94). Daha sonraki yıllarda Patel, diş dokuları ile daha iyi etkileşime sahip olan CO2 lazeri, Guesic Nd:YAG lazeri geliştirmiştir ve 1990’ların sonlarında ise, yarı iletken tabanlı diyot lazerler ortaya çıkmıştır. (95,96).

1997 yılında FDA (Food and Drug Administration) tarafından Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazerleri içermek üzere lazer sistemleri diş sert dokularında kullanılmak üzere onaylanmıştır. Tıp alanlarında oldukça yaygın bir şekilde kullanım alanı bulunan lazer sistemleri, günümüzde diş hekimliği pratiğinde de sıklıkla kullanılmaya başlamıştır (97).

Lazer sistemlerinde, ışık enerjisinin üretimi için sıvı, gaz veya kristal fazda bulunan ve iletken olan aktif maddeler kaynak olarak kullanılır ve lazer sistemlerine adını verir. Bu aktif ortama dışarıdan enerji verildiğinde yapıdaki atomların en dış yörüngelerinde bulunan elektronlar bir üst yörüngeye çıkmaktadır. Enerji kesildiğinde bu elektronlar yeniden kararlı konuma geçmekte ve kazanılan enerji foton şeklinde yayılmaktadır. Yayılan enerji lazer kaynağından sistem dışına ışık enerjisi halinde gönderilir (93,98). Lazer ışığının kontrol edilebilir seviyelerde enerji üretebilmesi;

paralel (*collimated*, fotonların tek yönlü hareket etmesi)

eş fazlı (*coherent*, tüm fotonların hareketleri arasında uyum olması) ve

tek renkli (*monochromatic*, tüm fotonların aynı enerji seviyesinde olması) özelliklerinden kaynaklanmaktadır (92,99).

Lazer sistemlerindeki enerji birimi genellikle Joule (J)’ dür. Birim zamanda yapılan iş ‘Güç’ tür ve Watt (W) cinsinden ifade edilir. Hertz (Hz) veya pulse per second (pps) ise lazer ışığının operasyon alanına iletilmesinde saniyedeki atım sayısıdır (92). Diş hekimliğinde kullanılan lazerlerde, uygulama yapılacak olan diş dokularına iletilecek olan ışığın sayısal değerinin belirlenmesinde bu parametreler kullanılmaktadır (100).

Her lazer sisteminin dalga boyu ve enerjisi farklı karakterdedir. Hedef dokularda lazer ışınına bağlı meydana gelen etki, lazerin dalga boyuna ve dokunun absorpsiyon katsayısına bağlı olarak değişmektedir. Yüzeye ulaşan lazer ışınları dokudan tamamen geçer, absorbe olur ya da yansır. Dokularda daha çok absorbe edilen enerji ile değişimler oluşmaktadır. Diş hekimliğinde sert dokularda gerçekleştirilecek uygulamalarda, su ve hidroksiapatitte absorpsiyonu yüksek lazerler tercih edilmektedir (98).

2.5.1. Diş hekimliğinde sık kullanılan lazerler

A) Görülebilir ı ışık lazerleri

- √ Diyot Lazerler (800-980 nm)
- √ Argon (Ar) Lazerler (488-514 nm)

B) İnfrared (kızıl ötesi) lazerler

- √ CO₂ (Karbondioksit) lazerler (10.600 nm)
- √ Nd:YAG (Neodmiyum: İttriyum-Alüminyum-Garnet) lazerler (1064 nm)
- √ Ho:YAG (Holmiyum: İttriyum-Alüminyum-Garnet) lazerler (2100 nm)
- √ Er:YAG (Erbiyum: İttriyum-Alüminyum-Garnet) lazerler (2900 nm)
- √ Er,Cr:YSGG (Erbiyum, Kromiyum: İttriyum-Skandiyum-Galyum-Garnet) lazerler (2790 nm)

Argon (Ar) Lazerler

Bu lazerler görülebilir iki emisyon dalga boyuna sahiptir. Birincisi; 488 nm dalga boyunda ve mavi renktedir. İkincisi, 514 nm dalga boyunda ve mavi-yeşil renktedir. 514 nm dalga boyunda olanlar yumuşak dokuda çok emilir. Polimerizasyon süresini azaltır ve kompozit rezinlerin daha az sıvı absorbe etmesini sağlar. Hemoglobin tarafından absorbe edilen bir dalga boyuna sahip olmasıyla etkili bir biçimde hemostaz sağlar. Dental sert dokularda fazla absorbe olmaz. Diş hekimliğinde rezin polimerizasyonu, yumuşak doku insizyonu, diş beyazlatması, çürük teşhisi, çürüğe karşı direncin arttırılması, aşırı dentin desensitizasyonunda kullanılır (99).

CO₂ (Karbondioksit) Lazerler

Yumuşak dokuda kullanılan ve hidroksiapatit tarafından en fazla absorbe edilen lazerdir. Kesim işlemi mekanik bir ekipmanla yapılmadığı için, hekim doku direncini algılayamamakta ve lazer başlığının kontrolü güçleşmektedir. Bu durum, yumuşak doku üzerinde çalışılırken istenmeyen doku yaralanmaları ile sonuçlanabilir. Dokular karbon artıklarından kaynaklı olarak siyah-kahverengi bir görünüm alırlar.

Yumuşak doku insizyonu ve aşındırması, gingival işlemler, oral ülserlerin tedavisi, frenektomi, preprotetik cerrahi, submuköz apselerin tedavisi, sert ve yumuşak doku cerrahisi, periodontal tedavi, mine ve dentinin pürüzlendirilmesi, çürüğe direncin arttırılması, kavite preparasyonu, dentin aşırı duyarlılığının giderilmesi, kavite ve kök kanalı sterilizasyonu, kök kanalının şekillendirilmesi, pulpa kaplaması, diş beyazlatmasında kullanılırlar (99).

Nd:YAG (Neodmiyum: İttriyum-Alüminyum-Garnet) lazerler

Bu lazerler pigmente dokuda yüksek düzeyde absorbe olur, hızlı bir şekilde kesim yapar, ancak daha açık renkli dokularda daha yavaştır. Diş hekimliğinde sıkça enfeksiyonlara sebep olan bakterilerin renkleri (kahverengi ya da buna yakın renkler) tarafından emilmekte, bu şekilde hızlı bir iyileşme etkisi görülebilmektedir. Diş hekimliği cerrahisinde kullanılan tüm lazer sistemleri içinde en fazla penetrasyon derinliğine sahip olduğu için cerrahi yüzey altında kalan dokular da lazer enerjisine maruz kalırlar. Bu da istenmeyen çevre zararlarının doğmasına neden olur. Işık kron ya da köke yönlendirilirse pulpa direkt olarak etkilenir.

Diş hekimliğinde gingival işlemler, oral ülserlerin tedavisi, frenektomi, yumuşak doku cerrahisi, periodontal tedavi, çürüğe direncin arttırılması, dentin aşırı duyarlılığının giderilmesi, mine veya dentinin pürüzlendirilmesi, kavite ve kök kanalı sterilizasyonu, pulpa kaplamasında kullanılmaktadırlar (99).

Ho:YAG (Holmiyum: İttriyum-Alüminyum-Garnet) lazerler

Nd:YAG ve CO₂ lazerlerin bir karışımı olarak düşünülebilir. CO₂ lazerler gibi yumuşak dokuları kolaylıkla kaldırır ve daha iyi hemostaz sağlarlar. Nd:YAG lazerler gibi hemostatik özellikleri vardır ancak daha düşüktür, çünkü hemoglobin

absorbsiyonu azdır. Sadece pigmente dokularda değil, tüm dokularda etkilidirler. Dokuya çok hızlı etki eder, yüzeysel etkiye sahiptir, anesteziye gerek duyulmaz. Bakterisit olsa da implantları dekontamine etmek için kullanılmamalıdır, çünkü implant yüzeylerine zarar verir.

Diş hekimliğinde yumuşak doku insizyonu, periodontal tedaviler, dentin aşırı duyarlılığının giderilmesi, kavite sterilizasyonu, kemik ve kırıkta şekillendirilmesi, artroskopik cerrahi ve TME cerrahisinde kullanılırlar (99).

Er:YAG (Erbiyum: İttriyum-Alüminyum-Garnet) lazerler

CO₂ ve Nd:YAG tip lazerlerin sert dokuları buharlaştırabilmeleri için yüksek yoğunlukta enerjiye ihtiyaç duymalarından dolayı oluşan birtakım yan etkiler, Er:YAG lazerleri ortaya çıkarmıştır. Tüm biyolojik dokularda iyi emilirler. Hem suda hem de hidroksiapatitte iyi emildiği için diğer lazer sistemlerine göre diş preparasyonunda daha etkilidir..

Soğutmak için su spreyi kullanılarak uygulanan Er:YAG lazerlerin diş dokularında meydana getirdiği ısı değişimi 3° C altına düşmektedir. Er:YAG lazerlerin avantajları arasında mine ve dentinde preparasyon sonrasında temiz ve düzgün kenarlar oluşturması, işlem sırasında ağrıyı azalttığı için anesteziye ihtiyaç olmaması, kök kanallarında kullanıldığında antiseptik etkiye sahip olması, huzursuzluk ve ağrıya neden olan vibrasyon ve sese neden olmaması ve kanallardan endotoksinleri kaldırması sayılabilir.

Literatürler, Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazer ile ışınlanan dentin yüzeylerinin pürüzlü, temiz ve dentin kanallarının açık olduğunu göstermiştir. Böylece, adezyonun sağlanmasını kolaylaştırır.

Çürüklerin temizlenmesi, mine ve dentinde kavite hazırlanması, sert ve yumuşak doku cerrahisi, periodontal tedavi, mine veya dentinin pürüzlendirilmesi, çürüğe direncin artırılması, dentin aşırı duyarlılığının giderilmesi, organik içerikli restorasyonların uzaklaştırılması, kavite ve kök kanalı sterilizasyonu, kök kanalının şekillendirilmesi, pulpa kaplamasında kullanılırlar (93).

Er,Cr:YSGG (Erbiyum, Kromiyum: İttriyum-Skandiyum-Galyum-Garnet) lazerler

Diş sert dokularında işlem yapmak için yüksek enerji yoğunlukları gerektiren yakut, argon, CO₂ ve Nd:YAG lazer sistemleri, işlem sonrasında mine ve dentinde çatlamlar, karbonizasyon, kömürleşme ve aşırı intrapulpal sıcaklık oluşması gibi termal yan etkiler meydana getirebilirler. Bu lazer sistemleri, yumuşak dokuya yönelik işlemlerde yaygın olarak kullanılmalarına rağmen, sert dokuya yönelik işlemlerde kullanımları tavsiye edilmemektedir. Termal yan etkileri en aza indirmek ve diş sert dokularının ablasyon etkinliğini artırmak amacıyla Er: YAG ve Er,Cr: YSGG lazer sistemleri geliştirilmiştir (93).

Er,Cr: YSGG lazer, pulsatif ışın sistemi, fiber iletimi ve hava-su karışımı içinde safir uç kullanan, 2780 nm dalga boyunda lazer üreten bir sistemdir. Sadece sert dokularda kullanılan, mine, dentin ve kemiğin kesilmesinde etkili olduğu bildirilen bir lazer tipidir. Çıkış gücü, 0-6 W arasında ayarlanabilmektedir. Bu lazerlerin dalga boyları hidroksiapatit ve su için yüksek bir afiniteye sahiptir (101,102).

Er,Cr:YSGG lazerde kullanılan sistem, lazer hidrokinetiği olarak nitelendirilir ve su partiküllerinin dokuyu uzaklaştırması esasına dayanmaktadır (102). Bu lazerler ablasyon adı verilen mikropatlamalar ve vaporizasyon meydana getiren bir mekanizma yoluyla partikülleri uzaklaştırma potansiyeline sahiptir. Lazer ışını mine ve dentin yapısındaki hidroksil gruplarını hedef alarak etkinlik göstermektedir. Yüzeye ulaşan enerji apatit kristallerindeki hidroksi grubu ile etkileşmekte ve kristal yapılarıdaki su tanecikleri tarafından absorbe edilmektedir. Buharlaşma anında, erime noktasına ulaşmadan önce inorganik materyal patlama ile yok edilene kadar doku içinde iç basınç meydana gelir. Mineral yapı içerisindeki suyun buharlaşmasıyla beraber hacimde artış meydana gelmekte ve mikropatlamalar oluşmaktadır. Böylece doku mekanik ve travmatik bir şekilde yüzeyden uzaklaştırılmış olur (93).

Hava-su spreyi ile beraber kullanılan Er,Cr:YSGG lazerler mine, dentin ve kemikte çok az ısı artışı meydana getirerek etkili bir şekilde kesimler yapılmasını sağlamaktadır. Er,Cr:YSGG lazer sisteminin insan dişlerinde kullanıldığı in vitro çalışmalar ve tavşan dişlerinde kullanıldığı in vivo çalışmalarda, pulpaya zarar verecek derecede ısı artışına neden olmadığı belirtilmiştir (101,103,104). Er, Cr:YSGG lazer

uygulanan diş yüzeyleri taramalı elektron mikroskobunda (SEM) incelendiğinde, yüzeydeki mikrodzensizliklere rağmen etkili bir şekilde smear tabakanın uzaklaştırılabildiği, mine prizmalarıyla dentin tübül yapılarının korunabildiği gözlemlenmiştir (105).

2.6. Seramik ve Rezin Arasındaki Bağlantı Dayanımını Değerlendirmede Kullanılan Test Yöntemleri

Adeziv sistemlerin etkinliğinin test edilmesinde en etkili değerlendirme yöntemi uzun dönemli klinik çalışmalar olsa da bu çalışmaların zaman alıcı ve standart olarak gerçekleştirilmesi zor olmaları nedeniyle, sıklıkla uygulanması daha kolay, etkili ve hızlı sonuçlar veren in vitro bağlantı dayanımı testleri kullanılmaktadır (106). Ancak daha kolay uygulanabilseler de in vitro test yöntemlerinde de yaş, kullanılan dişin saklanma koşulları, dentin derinliği, pürüzlülüğü ve skleroz derecesi gibi sıklıkla kontrol edilemeyen ve test sonuçlarını etkileyebilecek parametreler bulunmaktadır (107,108).

Bağlantı dayanımı testleri, test edilen örneğin bağlanma yüzey alanı 3mm²'den büyük olanlar için “Makro”, 1 mm²'den küçük olanlar için ise “Mikro” diye adlandırılmaktadır (Van Meerbeek ve ark 2010). İn vitro test yöntemleri şu şekilde sıralanabilir (109):

- √ Makaslama
- √ Mikro-makaslama
- √ Makaslama-delme
- √ Mikro-makaslama delme
- √ Tek düzlem-makaslama
- √ Gerilme-ekme
- √ Mikro gerilme
- √ Oblik gerilme

Bu test yöntemlerinden en yaygın kullanılanları makaslama ve çekme testleridir (110). Ağız ortamının karışık karakterdeki kuvvetlerini çok iyi taklit edebilen ve standardize edilmesi en kolay olan yöntem ise makaslama testleridir (111). Makaslama testlerinde en büyük dezavataj; uygulanan kuvvetlerin homojen dağılmamasıdır ancak ağız

içindeki çiğneme kuvvetleri makaslama kuvveti şeklinde olduğundan bu kuvvetleri en iyi yansıtan yöntem olarak yerini korumaktadır (112).

Bağlanma dayanımı testlerinde amaç, ara yüzeyde birim alanda bağlanmayı bozan ve başarısızlığa neden olan minimum kuvveti belirlemek ve bağlantı değerinin ne kadar iyi olduğunu tespit etmektir (113).

İn vitro test düzeneklerinin hazırlığında bağlanma kuvveti testlerinin sonuçlarını etkileyecek çok sayıda değişken vardır. Bu değişkenler: (112)

A. Örnek Hazırlığı

- √ İnsan veya sığır dişi kullanılması
- √ Dişin gömüldüğü materyal
- √ Preparasyon derinliği
- √ Kullanılan diş tipi (molar, kesici vs.) ve uygulama yapılan diş yüzeyi (okluzal, bukkal vs.)
- √ Zımparalanıp zımparalanmayacağı, zımparanın gren büyüklüğü (320, 600, 800)
- √ Diş yüzey hazırlığında kullanılan frez cinsi (elmas, tungsten karbid vs.), su-hava soğutması

B. Asitle pürüzlendirme

- √ Asitle pürüzlendirme yapılıp yapılmaması, kullanılan asit tipi, konsantrasyonu ve pürüzlendirme süresi
- √ Asidin yıkanma ve kurutulma süresi
- √ Yüzeyin yeniden nemlendirilip nemlendirilmemesi

C. Primer uygulanması

- √ Dentin yüzeylerinin örtülmesi veya primer uygulanması
- √ Uygulanan primer miktarı, uygulama şekli
- √ Primeri yıkama ve kurutma süresi
- √ Işıklı polimerizasyon gerçekleştirilip gerçekleştirilmemesi
- √ Uygulanan yüzeyin ıslak ya da kuru olması

D. Adeziv sistem

- √ Adeziv sistemin miktarı, uygulama süresi, basınçlı veya basınçsız uygulanması
- √ Hava uygulanan adeziv sistemin ne kadar inceltildiği
- √ Işıklı polimerizasyonun süresi, ışık cihazının gücü

E. Örnekleri saklama koşulları

- √ Su, izotonik salin gibi bekletildiği solüsyon, solüsyona koruyucu ilave edilip edilmemesi (sodyum azid, timol, kloramin)
- √ Ortamın nem miktarı, oda ısısı veya 37° C
- √ Saklama süresi

F. Bağlanma kuvveti testleri

- √ Kullanılan test tipi
- √ Testlerin yapılma zamanı (hemen, 24 saat sonra veya birkaç ay sonra gibi)

Bu değişkenlerin varlığından dolayı aynı ürünler ile yapılmış olsa da farklı araştırmaların sunduğu sonuçlar farklı olabilmektedir ve karşılaştırılmaları mümkün değildir (114, 116). Bu nedenle mümkün olduğunca standardizasyonun sağlanması amacıyla, ‘Dental Materyaller-Diş Dokusuna Adezyon Testleri’ başlıklı dokümanı yayınlayan Uluslararası Standardizasyon Organizasyonu (ISO), araştırmacıların belirtilen prosedürleri izlemeleriyle ortaya çıkacak verilerin, klinik sonuçlarla kıyaslanabilecek standartlara ulaşmasını hedeflemiştir (115).

ISO 11405 (2003) bağlantı direncinin ölçülmesinde, uygulanacak kuvvet yönüne göre çekme/mikro-çekme ve makaslama/mikro-makaslama testlerini göstermiştir (115).

2.6.1. Çekme testleri

Kopma kuvvetinin bağlantı yüzeyine 90° açı ile uygulandığı çekme testlerinde en önemli noktalardan biri kuvvet dağılımını uniform şekilde sağlamak adına örneğin doğru konumlandırılması ve sabitlenmesidir. ISO dokümanlarında belirtilen özel ekipmanlara uyularak test cihazının, diş yüzeyi ve adeziv materyal arasındaki doğru konumu korumasına dikkat edilmelidir (115).

Uygulanan kuvvetin doğrultusu ve örneğin konumundaki sapma, kuvvet dağılımının uniform olmamasına ve yanlış sonuçlar elde edilmesine neden olmaktadır (107).

4.5.2. Makaslama testleri

Makaslama bağlanma dayanımı testi yayınlanan çalışmaların %26'sında kullanılmış olup, test örneklerinin kolay ve hızlı hazırlanmasından dolayı en sık kullanılan bağlanma testidir (Van Meerbeek ve ark 2010).

Makaslama testlerinde, iki materyalin 3-10 mm'lik bağlantı yüzeyine bıçak sırtı şeklindeki bir aparat ile kırık oluşuncaya kadar sabit hızda kuvvet uygulanır. Oluşabilecek dönme momentinin önlenmesi için bıçak şeklindeki uç bağlanma yüzeyine olabildiğince yakın mesafede tutulmalıdır (115).

Makaslama testlerinin ağız ortamındaki karışık karakterdeki kuvvetleri çekme testlerinden daha iyi taklit ettiği bildirilmektedir. Makaslama testlerinde yük dağılımı homojendir ve test örneğindeki adezyon, örneğe paralel olan kuvvet yardımıyla bozulmaktadır. Kırılma olduğu andaki kuvvet kaydedilir ve bu değer bağlantı dayanım kuvvetini belirlemektedir (111).

Test düzeneğinde kullanılan bıçağın hızı ve kesiti bağlantı kuvveti değerlerini etkilemektedir. Dikdörtgen şeklindeki bıçak uçlarının uyguladığı kuvvet daha desteksizken, keski şeklindeki uçlar örneği yüzeyden ayıracak şekilde kuvvet uygulamaktadır. ISO 11405'e (115) göre; bıçağın ideal yaklaşım hızı; dakikada 0.75 ± 0.30 mm olarak kabul görmüştür. Bu değer üzerindeki hızlar, materyal içerisinde anormal streslere neden olmakta ve kohesiv kırıklara yol açabilmektedir.

2.7. Tam Seramiklerin Simantasyonu

Tam seramik sistemlerin ağız ortamında uzun süre başarıyla kalabilmeleri seramik, yapıştırma ajanı ve dental yapılar arasındaki bağlantının kuvvetine bağlıdır. Çinko fosfat, cam iyonomer ya da polikarboksilat simanlar ile yapılabilen geleneksel simantasyon ile karşılaştırıldığında, adeziv simantasyon tekniklerinin tam seramik restorasyonların klinik başarısını büyük oranda arttırdığı belirtilmiştir.

Tam seramik sistemlerin simantasyonunda seramik materyalinin türüne göre farklı simanlar kullanılmaktadır. Materyallerden biri için uygun olan siman diğer materyal için uygun olmayabilir.

Güçlü bir bağlantı elde etmede ilk adım seramik materyalinin türüne uygun simantasyon tekniğinin seçilmesidir. Çinko fosfat veya cam iyonomer simanlar tercih edilecek ise, restorasyonda mekanik retansiyonun varlığı önem kazanacaktır ve yetersiz olduğu durumlarda adeziv simantasyon sistemlerinin kullanımı daha uygun olacaktır (117).

Yapılan araştırmalar tam seramiklerin simantasyonunda rezin simanlar kullanıldığında kırılma, gerilme dirençlerinin ve marjinal adaptasyonun arttığını göstermektedir (118).

Doğala en yakın görünümün hedeflendiği tam seramik restorasyonların yapımında temel neden estetikdir. Doğal ışık geçişine olanak tanıyan ve renk seçeneği olan kompozit rezin içerikli yapıştırma simanlarının kullanılması tam seramik restorasyonun rengine uyum sağlamayı kolaylaştıracaktır. Ayrıca simantasyonda kullanılan materyalin su absorpsiyonu ve ağız sıvılarında çözünürlüğü düşük, termal ekspansiyon katsayısı yüksek, tutuculuğu iyi olmalı ve simantasyon işlemi sırasında kontrol edebilmeye imkan vermelidir. Çinko fosfat, cam iyonomer ya da polikarboksilat simanlar kullanılabilecek siman seçenekleri arasında yer almasına rağmen, bu özellikleri en iyi dual-cure rezin simanlar sağlamaktadır (16).

4.3.1. Rezin simanlar

Kompozit rezin esaslı simanlar, farklı yapıdaki mine, dentin ve seramik yüzeyi gibi maddelere kuvvetli bağlanabilmektedir. Bu simanlar ağız ortamında düşük çözünürlüğe sahiptir, renk uyumları ve adeziv özelliklerinin üstünlüğü, diş preparasyonlarının modifiye edilebilmesine izin vermesi gibi özelliklerinden ötürü, inley, onley, laminate veneer ve kron-köprü restorasyonları ile indirekt rezin kompozit restorasyonların simantasyonunda tercih edilmektedirler (119).

Diş hekimliği uygulamalarında kullanılan rezinler polimer yapıdadır ve küçük moleküllü monomerlerin oluşturduğu büyük moleküller olarak tarif edilmektedirler. Rezinler polimerizasyon esnasında kaçınılmaz bir büzülme göstermektedir. Bu büzülmeyi azaltmak için yapıya Bis-GMA, TEGDMA ve UDMA gibi farklı inorganik doldurucular ve polimer tozları ilave edilir. Azaltılmış doldurucu partikül miktarı sayesinde geleneksel kompozit rezinlerden farklılık gösterirler. İnorganik doldurucu partikül miktarının azalması yapıştırma simanının akışkanlığını artırmakta ve restorasyonun uygun pozisyonda yerleştirilmesini kolaylaştırmaktadır. Doldurucu

oranındaki artış ise; polimerizasyon büzülmesini azaltır ve artık simanın uzaklaştırılmasını kolaylaştırır (119,120).

Rezin simanlar, sertleşme mekanizmasına göre 3 gruba ayrılırlar:

1. Light-cured: Işıkla sertleşen rezin simanlar
2. Chemical-cured: Kimyasal olarak kendi kendine sertleşen rezin simanlar
3. Dual-cured: Hem kimyasal olarak kendi kendine hem de ışıkla sertleşen rezin simanlar

Kimyasal olarak kendi kendine sertleşen rezin simanlarda polimerizasyon, baz ve katalizör olarak ayrılan iki farklı patın karıştırılmasıyla başlar. Reaksiyon hızlandıran tersiyer amin ile peroksitin reaksiyonu sonucu serbest radikaller meydana gelmektedir. Bu serbest radikaller polimerizasyon reaksiyonunu başlatır. Kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlarda  ceriklerindeki aminlerin ağız ortamında değişikliğe uğraması sonucu zamanla amin renklemesi meydana gelmektedir. Otopolimerize kompozit rezin  cerikli simanların belli bir sertleşme süresi bulunmaktadır. Işık geçirmeyen metal, metal-seramik restorasyonlarda veya opak tam seramik restorasyonlarda yapıştırma ajanı olarak kullanılırlar (121).

Işıkla sertleşen rezin simanlar piyasada tek tüp  cerisinde baz ve katalizör  ermektedir. Monomerleri halojen ışık kaynakları, plazma arklar, lazerler ya da LED (Light Emitting Diod) ışık kaynakları ile polimerize olabilmektedir. Bu reaksiyonları ışığa duyarlı olan kamforokinon ya da luserin gibi maddeler başlatmaktadır. Bu maddelerin yapısı bozulduğunda açığa serbest radikaller çıkmakta ve polimerizasyon zinciri başlamaktadır. 1.5-2 mm'den daha az kalınlıktaki ve translusent yapıdaki, ışık penetrasyonuna izin verecek seramik veya kompozit venerlerin yapıştırılmasında bu simanların kullanımı uygun olur. Çalışma zamanlarının uzun olması ve renk stabilizasyonları light-cure simanların en büyük avantajıdır (121,122).

Dual cure rezin simanlar, light cure rezin simanlarda, restorasyonun derinlerinde polimerizasyonun tam sağlanamama olasılığı göz önünde bulundurularak geliştirlmiştir. Bu simanların baz kısmını aynı şekilde ışığa duyarlı kamforokinon gibi polimerizasyon sistemleri, katalizör kısmını ise kimyasal polimerizasyon sistemleri oluşturmaktadır. Işıkla aktive edilmediğinde dual cure rezin simanlar zaman self-cure

simanlar gibi davranırlar. Posterior indirek restorasyonların simantasyonunda yeterli çalışma zamanı ve optimum polimerizasyon nedeniyle dual-cure rezin simanların tercih edilmesi gerektiğini belirten araştırmacılar vardır (121,122).

Kompozit rezin simanların maksimum derecede fiziksel özelliklere sahip olmasında, materyalin monomer dönüşüm derecesi önemli kriterlerden biridir. Polimerizasyon için maksimum ışık uygulaması monomer dönüşüm derecesini artırır. İstenilen fiziksel özellikler ışık uygulamasından sonraki ilk 10 dk içinde sağlanır ancak maksimum sertleşme 24 saatte gerçekleşmektedir (121).

Rezin simanlar, birçok materyalle olan uyumu, ağız ortamında düşük çözünürlüğü ve renk seçenekleri ile seramik inley ve onleylerde, veneer restorasyonlarda, fiber postların simantasyonunda kullanılmak üzere iyi bir seçenektir. Dentin dokusuna olan güçlü adezyonları da tercih edilmelerinde büyük bir etkidir (123).

Adeziv sistemlerine göre rezin simanlar, self etch, etch and rinse ve self adeziv rezin simanlar olarak sınıflandırılırlar (32, 38-40). Etch and rinse ve self etch sistemler, simantasyon öncesinde çok aşamalı işlemler içerirken self adeziv sistemler asit, primer ya da bond uygulaması aşamalarını içermemektedir (39, 44).

Self Adeziv Rezin Simanlar

Self adeziv rezin simanlar dual-cure sertleşen simanlardır. Etch and rinse ve self-etch sistemler çok aşamalı işlem içerdiklerinden dolayı uygulama prosedürleri daha hassastır ve simantasyonda hata yapma ihtimali artmaktadır. Bu da restorasyon başarısızlığı ihtimalini artıracaktır. Self adeziv materyaller özellikle adeziv işlemlerde süreci basitleştirmek ve hata yapma ihtimalini azaltmak amacıyla etch and rinse ve self-etch sistemlere alternatif olarak tasarlanmıştır. Dentin yüzeyinde herhangi bir ön işleme ihtiyaç duymayan self adeziv sistemler için klinik uygulamalar daha kolaydır (124).

Self adeziv rezin simanlarda simantasyon tek adımda gerçekleşmektedir. İçeriğinde kendinden adeziv özelliği oluşturan asidik monomerler bulunur ve bu monomerler simanın hidroksiapatite bağlanmasını sağlamaktadır (125). Yapısında ayrıca dentin ve su varlığında restorasyondaki partiküllerle reaksiyona girerek bağ oluşturan fosforik asit bulunmaktadır. Rezin; çapraz bağlı bir polimer şeklinde polimerize olmaktadır.

Self adezyon meydana getiren fosforlanmış metakrilatlar diş yüzeyinin demineralizasyonuna yol açarak simanın diş yüzeyine penetre olmasını sağlamaktadır. Tüm moleküllerin polimerizasyonu gerçekleştiğinde siman ve diş arasında mikromekanik retansiyon sağlanmış olur (124).

Demineralizasyon bölgesi ve infiltrasyon derinliğinin aynı olması ve özellikle diş dokusunun ortofosforik asit ile pürüzlendirilmemesi sayesinde nanosızıntı meydana gelmez ve postoperatif hassasiyete neden olmazlar. Diş hekimliği uygulamalarında self adezivlerin en önemli avantajı bu olmuştur (126,127).

Self adeziv rezin simanların mine dokusuna bağlantıları dentin dokusundan daha düşüktür. Bunun nedeni ise yapıdaki fosforik metakrilatın diş dokusu üzerinde su ile temas ederek düşük pH oluşturması ve düşük pH'ın dentin dokusunu mine dokusuna göre daha kolay aşındırmasıdır (124). Burgess ve ark. (124) mine yüzeyine yapılacak olan selektif etch uygulamasının mineye olan bağlantıyı yaklaşık 2 katına çıkarılabileceğini bulmuşlardır. Başka bir çalışmada, mine yüzeyine asit ve bonding ajan uygulandığında da bağlanma kuvvetinin arttığı gösterilmiştir (127).

2.8. Termal Döngü Uygulaması

Klinik çalışmaların pahalı ve zaman alıcı olması ve buna ek hasta kooperasyonu gerektirmesi nedeniyle, sıklıkla klinik ortamı taklit eden laboratuvar çalışmaları tercih edilmektedir. *In vivo* ortamın biyolojik, fizyolojik ve termik durumunu taklit eden en önemli test yöntemlerinden biri termal döngü uygulamasıdır (129).

Dental restoratif materyaller, yemek, içmek ve nefes almak gibi ağız ortamında ısı ve pH değişikliklerine sebep olan durumlardan devamlı olarak etkilenmektedirler. Yemek yeme ve sıvı tüketimi sonucu ortaya çıkan sıcaklık değişimlerinin rutin sınırlarını belirlemek için bazı deneysel çalışmalar yapılmaktadır. Ancak bu aktiviteler çok düzensiz alışkanlıklar olduğundan ve kişiler ve ağız bölgeleri arasında bile büyük farklılıklar beklendiğinden kesin bir şey söylemek oldukça zordur. Solunum sırasındaki havanın sıcaklığı, nem oranı ve havanın hızı bile istirahat halindeki ağız içi sıcaklığı değiştirebilir. Termal yükleme olmadığı ve ağızdan nefes alınmadığı durumda, ağız içi sıcaklık değeri 35.2 ± 2.1 °C olarak ölçülmüştür (129).

Dental materyallerin ağız içerisinde karşılaşacakları ısı değişimleri açısından ağıza alınan gıdaların sıcaklığından çok, yüzeyde oluşturacakları sıcaklık önemlidir. Genellikle çalışmalarda alt sıcaklık limiti olarak suyun donma derecesi tercih edilirken, üst limit olarak buharlaşma sıcaklığının yarısına yakın değerler alınmaktadır. Bu aralıklar; 4-58 °C, 4-60 °C, 5-55 °C, 5-60 °C, 10-50 °C gibi sıralanabilir (130).

Termal döngü esnasında örneklerin sırasıyla soğuk ve sıcak suya bir kez daldırılması işlemi “devir”, bu sırada geçen total süre ise “devir süresi” olarak adlandırılmaktadır. Devir sayısı 500 ile 50.000 arasında değişmektedir. Yapılan çalışmalarda farklı değerlere rastlanılmasının nedeni standart bir döngü sayısı ve ısı aralığının olmamasıdır. Termal döngü işlemindeki örneklerin su içinde bulunma sürelerini ifade eden daldırma süresi de, isteğe bağlı olarak değişkenlik göstermektedir. Günlük hayatta mümkün olan ancak sık rastlanılmayan iki uç değer arasındaki hızlı geçişten sakınmak için popüler daldırma süreleri 15-120 sn arasında değişiklik göstermektedir (129). İn vivo olarak yaklaşık 1 yıllık fonksiyona eş değer termal döngü sayısı Gale ve Darvell tarafından yayınlanan derlemede 10.000 olarak bildirilmiştir (129,130).

Literatürde termal döngü işlemi metodolojisine bir standart getirilememiştir. Örneklerin daldırıldığı banyo sularının sıcaklıkları, tipi, daldırma süreleri ve banyolar arası transfer zamanında farklılıklar görülmektedir. Bu yüzden farklı laboratuvar çalışmalarının sonuçlarını karşılaştırmak zorlaşmaktadır (129).

2.9. Taramalı Elektron mikroskopisi (SEM) Analizi

Yüzey analiz tekniklerinden olan taramalı elektron mikroskobu (Scanning Electron Microscopy, SEM) mikro yapı morfolojisi ve kimyasal bileşim karakterizasyonunun incelenmesi ve analizine olanak sağlayabilen çok yönlü bir görüntüleme mikroskobudur. Manuel ayarlama gerektirmeksizin düşük büyütmelerde yüksek çözünürlüklü gözlem yapılmasına olanak tanır. Taramalı elektron mikroskopisi (SEM) çalışmalarında inceleme yapılmadan önce numuneler ince bir metal kaplamaya tabii tutulur ve numune dar ve gittikçe artan elektron demetleri gönderilerek taranmaktadır. Yüzeydeki atomlar elektronlar o bölgeye çarptığında sekonder elektronlar yayar ve bu elektronlar dedektörler ile yakalanarak görüntü olarak bilgisayara aktarılır (131).

SEM analizi, seramik ve diş yüzeyine pürüzlendirme uygulamaları yapılan pek çok çalışmada yüzeylerdeki morfolojik değışiklikleri belirlemek için oldukça sık kullanılır. SEM analizinde, yüzey değerdendirmeleri için 10X ile 20000X arasında büyütme sağlanabilmektedir (Quinn 2007). Bununla beraber, belirli genişliğin altındaki mikroskobik çatlakların tespitinde yetersiz kalabilmektedir (Fischer ve ark. 2002).

Dentin ve seramik yüzeylerinde adezyon bağlantısını artırmak için yapılan yüzey işlemleriyle ilgili birçok çalışma mevcuttur. Yüzey işlemlerinin bağlantısı sağlanacak iki yüzeyde de gerçekleştirilmesi gerekliliğı ve literatürde bununla ilgili çalışmaların azlığı günümüzdeki çalışmalara yön vermektedir. Adezyonu artırmak adına klinik uygulamalarda en başarılı ve pratik yöntemlere ulaşılabilmesine katkı sağlamak amacıyla günümüzdeki çalışmaların 2 taraflı yüzey işlemlerine odaklanması gerekmektedir.

3.GEREÇ VE YÖNTEMLER

Çalışmamızın labaratuvar işlemlerine başlanmadan önce 70904504/861 sayılı 21/12/2021 tarihli Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi etik kurulu kararı alınmıştır. Etik kurul onayı sonrasında labaratuvar işlemlerine başlanmıştır.

Çalışmamızda piyasada bulunan rezin nanoseramige kumlama ve farklı güçlerde Er,Cr:YSGG lazer ile yüzey işlemleri yapılarak makaslama bağlanma dayanıklılıkları değerlendirilmiştir. Çalışmamız makaslama testi için her grupta 10 adet olmak üzere Lava Ultimate (LOT:N613657, 3M ESPE Dental Products, ABD) bloklardan toplamda 70 adet örnek hazırlanarak gerçekleştirilmiştir. Tablo 3.1.'de çalışmada kullanılan materyallerin içerikleri belirtilmiştir.

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan materyaller

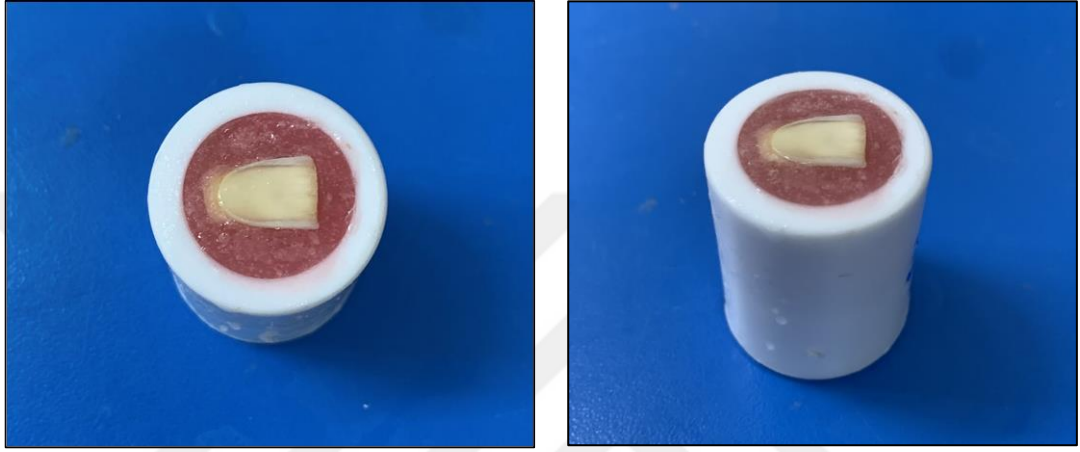
Materyal Tipi	Ticari İsmi	Üretici Firma
Rezin nanoseramik	Lava Ultimate	3M ESPE Dental Products, ABD
Self adeziv estetik siman	3M RelyX U200 Automix	3M ESPE Dental Products, ABD
Hidroflorik asit	Ceram-Etch	DentoBond Porcelain Etch, Itena, France
Universal primer	Monobond Plus	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein

3.1. Çalışmada Kullanılacak Örneklerin Hazırlanması

3.1.1. Dişlerin Toplanması ve Hazırlanması

Çalışmamızda A.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Cerrahi A.D.'ndan temin ettiğimiz 70 adet yeni çekilmiş, sağlam, geniş labial yüzeye sahip üst santral keser dişler kullanıldı. Kullanılacak dişlerin yüzeylerinde çatlak, kırık ya da çürük olmamasına dikkat edilerek genellikle periodontal problemlerle çekilmiş dişler seçildi. Çekim yapıldıktan sonra dişler en fazla 6 ay olmak üzere deney düzeneği tamamlanana kadar distile su içerisinde saklandı. Solüsyonda bekletilen dişlerin üzerinde bulunan periodontal dokular ve diğer artıklar kretuvar yardımıyla temizlendi, kron ve kök kısımları su soğutması altında elmas separe ile mine sement sınırının 2 mm altından birbirinden ayrıldı. Kron kısımlarının labial yüzeyleri üst kısımda kalacak şekilde çapı 25 mm,

yüksekliği 30 mm olan plastik kalıplara akrilik resin içerisine gömüldü (Şekil 3.1.). Su soğutması altında her dişin yüzeyinde 1 mm referans olukları açılarak, 500 rpm hızla sulu ortamda elmas frezlerle bu oluklar birleştirilerek kesim yapıldı. Her 5 dişin hazırlanmasından sonra frez değiştirildi. Dentin yüzeylerinde düzenli ve homojen bir smear tabakası oluşturulabilmesi adına dentin örneklerin st yüzeyi 600 grit büyüklüğündeki silikon karbid kağıtlar ile aşındırılarak düz bir dentin yüzeyi elde edildi.



Şekil 3.1. Dentin örneklerin silikon kalıplara gömülmesi

3.1.1.1. Kontrol Grubu

Kontrol grubu olarak kullanılacak dentin örneklerin simantasyon yüzeylerine, simantasyon aşamasından önce herhangi bir işlem uygulanmadı.

3.1.1.2. Er,Cr:YSGG lazer ile dentin yüzey hazırlığı

Çalışmamızın bu bölümünde kullandığımız dentin örneklerin yüzeylerine uyguladığımız lazer Er,Cr:YSGG (Waterlase MD, Biolase Technology, Inc. Irvine, ABD) hidrokinetik lazer sistemidir (Şekil 3.2).



Şekil 3.2. Waterlase lazer cihazı

Dentin örneklerin yüzey hazırlığında 1.5W, 2W veya 3W gücünde, 20 Hz frekans aralığında 2780 nm dalga boyuna sahip Er,Cr:YSGG lazer (Waterlase MD, Biolase Technology, Inc. Irvine, ABD) sisitemi kullanıldı. 600 µm çapa sahip MG5 fiber optik lazer uç örnek yüzeyinden 1-2 mm uzakta ve dik tutularak, %75 su ve %85 hava çıkışı ile 15 saniye süreyle lazer uygulaması gerçekleştirildi (Şekil 3.3.). Lazer uygulamasının hemen ardından tüm örnekler distile su ile temizlendi ve 10 sn. süre ile hava, dentin dokusunun aşırı kurumamasına dikkat edilerek uygulandı.



Şekil 3.3. 2W lazer uygulanan dentin yüzeyi

3.1.2. Seramik Örneklerin Hazırlanması

Lava Ultimate bloklardan, Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi laboratuvarında 2 mm kalınlığında, kare şeklinde, 5x5'lik toplam 70 adet örnek elde edildi (Şekil 3.6.).



Şekil 3.4. Hassas kesme cihazı



Şekil 3.5. Lava ultimate bloklar



Şekil 3.6. Hazırlanan seramik örnekler

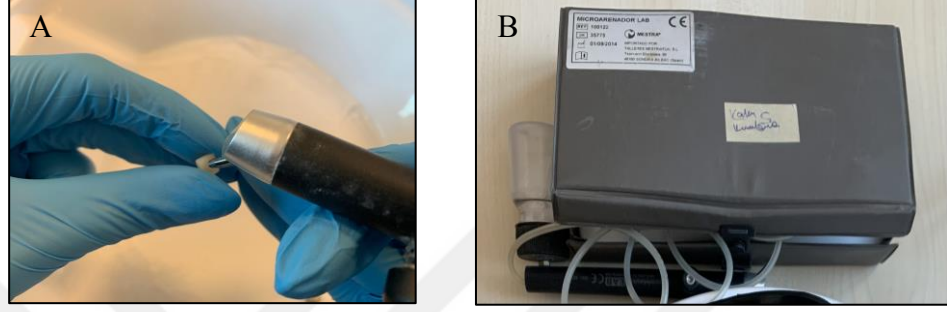


Şekil 3.7. Seramik örneklerin boyutları,

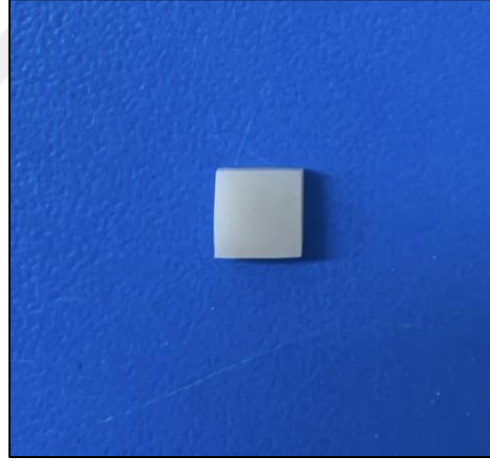
A) Seramik örneğin kalınlığı, B) Seramik örneğin uzunluğu

3.1.2.1. Seramik Örneklerle Kumlama İşleminin Uygulanması

Çalışmamızın bu bölümünde kullandığımız seramik örneklerin simantasyon yüzeyi kumlama cihazı (Microblaster, Bilbao, İspanya) yardımıyla 2 bar basınç altında, 50 μm Al_2O_3 partikülleri (Korox 50, Bego, Bremen, Almanya) püskürtülerek kumlandı ve hava ile kurutuldu. Kumlama işlemi örnek yüzeyine 10 mm mesafeden, 10 saniye süre ile uygulandı (Şekil 3.8.).



Şekil 3.8. Kumlama işleminin uygulanması (A) ve kumlama cihazı (B)



Şekil 3.9. Kumlama yapılan seramik yüzeyi

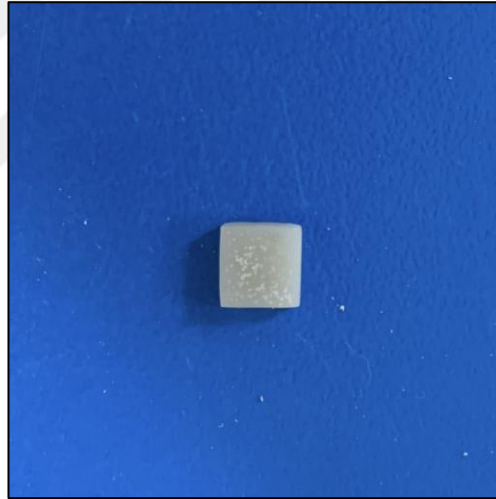
3.1.2.2 Seramik Örneklerle Lazer İşlemlerinin Uygulanması

Çalışmamızın bu bölümünde kullandığımız 2 mm'lik seramik örneklerin yüzeyleri 2780 nm dalga boyuna sahip Er,Cr:YSGG (Waterlase MD, Biolase Technology, Inc. Irvine, ABD) hidrokinetik lazer sistemi kullanılarak pürüzlendirildi. Çapı 600 μm olan MG5 fiber optik lazer uç örnek yüzeyinden 10 mm uzakta ve dik olacak şekilde tutularak, %65 su ve %55 hava çıkışı ile 20 saniye süreyle, 2W güç ve 10 Hz frekans

aralığında lazer ışını uygulandı (Şekil 3.11). Pürüzlendirme işleminden sonra tüm örnekler distile su ile temizlendi.



Şekil 3.10. Er,Cr:YSGG lazerde seramik pürüzlendirmesinde kullanılan parametreler



Şekil 3.11. Lazer uygulanan seramik yüzeyi

3.2. Örneklerin yüzey pürüzlülüğünün ölçülmesi

Çalışmada kullanılacak seramik örneklerin tamamının lazer uygulamaları ve kumlama işlemleri öncesi ve sonrasında yüzey pürüzlülükleri profilometre (Mitutoyo SJ-210, Mitutoyo, Tokyo, Japonya) kullanılarak ölçüldü. Aynı şekilde dentin yüzeylerinin de lazer uygulamaları öncesi ve sonrasında yüzey pürüzlülükleri ölçülerek kaydedildi.

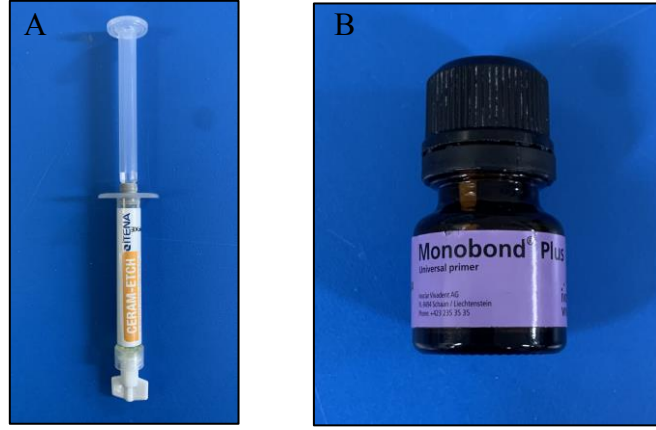
Yüzey pürüzlülüğü değerleri ölçülürken her ölçüm seansı öncesinde alette kalibrasyon ölçümü yapıldı. Ortalama yüzey pürüzlülüğünü (Ra) belirlemek için seramik ve dentin örneklerin toplam 6 farklı noktasından ölçüm yapıldı ve ortalama değerler alındı.



Şekil 3.12. Yüzey pürüzlülük ölçümünde kullanılan profilometre cihazı

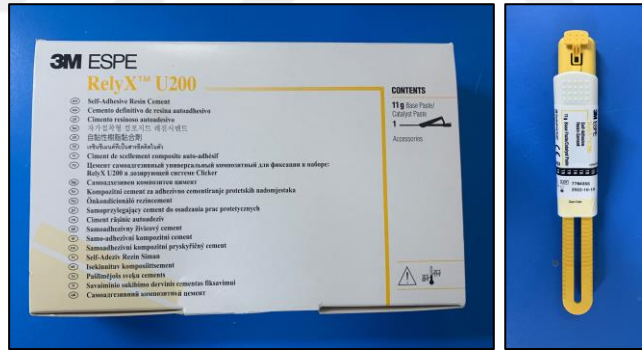
3.3. Örneklerin simantasyonu

Lazer uygulamaları ve kumlama işlemleri tamamlanan seramik örneklerin her birinin bağlanma yüzeylerine %9'luk Hidroflorik asit (DentoBond Porcelain Etch, Itena, France) 60 sn. süreyle uygulandı ve 20 sn yüzeyde hiçbir asit artığı kalmayacak şekilde hava-su spreyi kullanılarak yıkandı ve kurutuldu. Ardından 60 sn silan ajanı olan Monobond N (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) uygulandı ve üzerindeki parlak görüntü kaybolana kadar hava-su spreyi kullanarak kurutuldu.



Şekil 3.14. Simantasyon işleminde kullanılan hidroflorik asit (A) ve universal primer (B)

RelyX U200 Automix siman, seramik örneklerin bağlantı yüzeyine bir miktar sürülerek diş yüzeyine yerleştirildi (Şekil 3.16.). Restorasyon üzerine aynı uygulayıcı tarafından parmak basıncı uygulandı. Fazlalıklar 2’şer sn gibi kısa bir ışıklamadan sonra sond ile uzaklaştırıldı. Tüm yüzeyler 40 sn boyunca gücü 1.200 mW/cm^2 olan light emitting diode (LED) (Valo led, Ultradent, St Louis, MO, ABD) ışık kaynağı ile polimerize edildi.



Şekil 3.15. Simantasyon işleminde kullanılan self adeziv rezin siman



Şekil 3.16. Dentin yüzeyine simantasyonu tamamlanan seramik örnek

Tablo 3.2. Çalışma gruplarının hazırlanması.

Seramik Yüzey İşlemi	Dentin Yüzey İşlemi	Gruplar
Kumlama	Kontrol (Yüzey işlemi yok)	Grup 1 (Kontrol)
Lazer 2W	Lazer 1.5W	Grup 2
Kumlama	Lazer 1.5W	Grup 3
Lazer 2W	Lazer 2W	Grup 4
Kumlama	Lazer 2W	Grup 5
Lazer 2W	Lazer 3W	Grup 6
Kumlama	Lazer 3W	Grup 7

3.4. Termal döngü

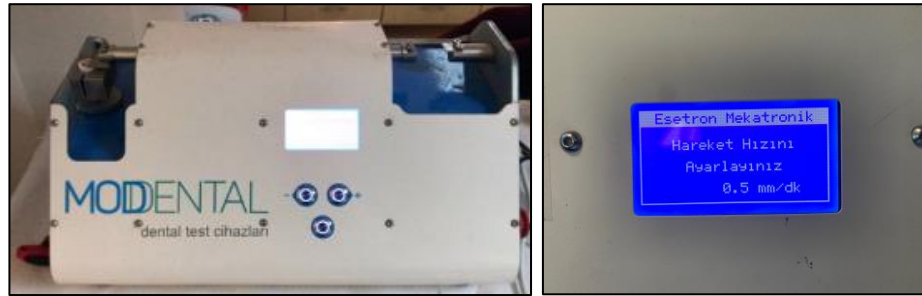
Toplam 70 örnek, 24 saat süreyle 37 °C' lik distile suda bekletildi ve önceden hazırlanan aparatlara yerleştirilerek termal döngü cihazına yerleştirildi (Akdeniz Üniversitesi Teknik Bilimler MYO). Örnekler, 5°C-55°C sıcaklık değişimleri arasında, 3000 devirlik termal döngüye tabi tutuldu.



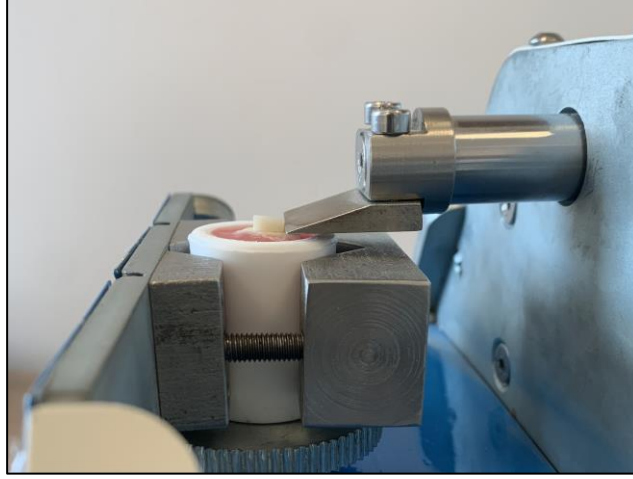
Şekil 3.17. Termal siklus işleminin uygulandığı düzenek

3.5. Makaslama Bağlanma Dayanımı Ölçümü

Çalışmamızda simantasyonu tamamlanan örneklerin makaslama bağlanma dayanımı testleri Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarlarında bulunan geleneksel mikrogerilim test cihazı (Esetron Mekatronik, Ankara, Türkiye) ile gerçekleştirildi. Test sırasında, cihazın bıçak yüzeyi, diş örneği ve rezin nanoseramik arasındaki bağlantı yüzeyine paralel şekilde konumlandırıldı ve kırılma gerçekleşene kadar 0.5 mm/dak çapraz kafa hızında kuvvet uygulandı (Şekil 3.19.). Kopma anındaki maksimum yük kaydedilerek MPa olarak hesaplandı.



Şekil 3.18. Kırma testinin uygulandığı mikrogerilim test cihazı



Şekil 3.19. Örnekler kırma testinin uygulanması

Kırılma testleri tamamlanan örnekler Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti A.B.D.'nda bulunan steriomikroskop (Zeiss, Jena, Almanya) ile x25 büyütmede incelenerek kırılma tipleri belirlendi (Şekil 3.20.).



Şekil 3.20. Kırılma analizinin gerçekleştirildiği steriomikroskop ve bilgisayar düzeneği.

Kırılma tipleri;

Dentin yüzeyi için: seramik ya da rezin simanın gözlenmediği temiz bir dentin görüntüsü olan kırılmalar için adeziv, seramiğin dentinden tamamen ayrıldığı ancak

dentinde kırık, çatlak ya da kopmaların görüldüğü tipler kohesiv kırılma olarak sınıflandırıldı.

Seramik yüzeyi için: seramik yüzeyinde rezin simanın görülmediği ve seramiğin temiz bir şekilde koptuğu kırılmalar adeziv, seramiğin kırılarak dentin yüzeyinden ayrıldığı tipler kohesiv kırılma olarak sınıflandırıldı.

Karışık kopma: Dentin ve seramik yüzeyinde rezin simanın görüldüğü kopmalar karışık tipte kırılma olarak sınıflandırıldı.

3.6.SEM ile Yüzey Analizi

SEM analizi için her 2 gruptan nanoseramik örnekler ve her dentin grubundan birer tane olmak üzere 4 örnek ve toplamda 6 örnek yüzey incelemeleri için hazırlandı. Farklı yöntemlerle yüzey işlemi uygulanan örneklerin yüzey topografisiyle ilgili analizler Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi, Histoloji ve Embriyoloji Ana Bilim Dalı Laboratuvarı'nda bulunan SEM cihazında (ZEISS LEO 1430, CARL ZEISS, Oberkochen, Almanya) yapıldı. Örnek yüzeyleri altın-palladyum kaplama cihazında (Polaron SC 7620 Sputter Coater, VG Microtech, East Sussex, İngiltere), vakum altında altın-palladyum film tabakasıyla kaplandı (Şekil 3.21.). Örneklerin yüzey morfolojisini değerlendirmek için seramik örneklerden $\times 250$, $\times 500$, $\times 1000$ ve $\times 2000$ büyütmelerde, dentin örnekler için ise $\times 3000$, $\times 5000$, $\times 15000$ ve $\times 20000$ büyütmelerde görüntüler alındı.



Şekil 3.21. Altın-palladyum kaplama cihazı



Şekil 3.22. SEM cihazı

3.7. İstatistiksel Değerlendirme

İstatistiksel analizlerde SPSS v.23 programı kullanıldı. Veri setinin analizlerine geçmeden önce, kullanılacak istatistiksel yöntemin belirlenebilmesi için ilgili değişkenlerin normal dağılıma uyum sağlayıp sağlamadıkları Kolmogorov-Smirnov ve Shapiro-Wilk testleri kullanılarak test edildi. Kritik değer $p=0,05$ olarak alındı. Test sonucunda ilgili değişkenler için elde edilen p değerlerinin 0,05'ten büyük olması durumunda verinin normal dağılıma uyduğu, küçük olması durumunda ise normal dağılıma uymadığı kabul edildi. Veri setinin normal dağılıma uyum göstermesi sebebiyle grup içi ve gruplararası karşılaştırmalarda parametrik yöntemlerden “Bağımsız t testi”, “Bağımlı t testi” ve “Tek Yönlü ANOVA” testleri kullanılmıştır.



4.BULGULAR

4.1.Yüzey Pürüzlülüğü İle İlgili Bulgular

4.1.2. Dentin Yüzey Pürüzlülüğü İle İlgili Bulgular

Tablo 4.1. Dentin yüzey pürüzlülüğünün (Ra) normallik testi

	Grup	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		istatistik	sd.	p	istatistik	sd.	p
Uygulama öncesi dentin yüzey pürüzlülüğü	1,5W Lazer	,090	20	,200*	,972	20	,802
	2W Lazer	,166	20	,150	,938	20	,222
	3W Lazer	,121	20	,200*	,922	20	,109
Uygulama sonrası dentin yüzey pürüzlülüğü	1,5W Lazer	,143	20	,200*	,957	20	,483
	2W Lazer	,152	20	,200*	,957	20	,482
	3W Lazer	,103	20	,200*	,969	20	,723

Dentin yüzeyine 1,5W Lazer uygulanan gruplarda, yüzeylerin uygulama öncesi ve sonrasında ölçülen ortalama pürüzlülük değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmaktadır ($p > 0,05$). Uygulama sonrasına ait ortalama değer (1,58), uygulama öncesine ait ortalama değerden (1,07) anlamlı derecede yüksektir.

Dentin yüzeyine 2W Lazer uygulanan gruplarda, yüzeylerin uygulama öncesi ve sonrasında ölçülen ortalama pürüzlülük değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmaktadır ($p > 0,05$). Uygulama sonrasına ait ortalama değer (2,38), uygulama öncesine ait ortalama değerden (0,98) anlamlı derecede yüksektir.

Dentin yüzeyine 3W Lazer uygulanan gruplarda, yüzeylerin uygulama öncesi ve sonrasında ölçülen ortalama pürüzlülük değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmaktadır ($p > 0,05$). Uygulama sonrasına ait ortalama değer (2,74), uygulama öncesine ait ortalama değerden (1,03) anlamlı derecede yüksektir.

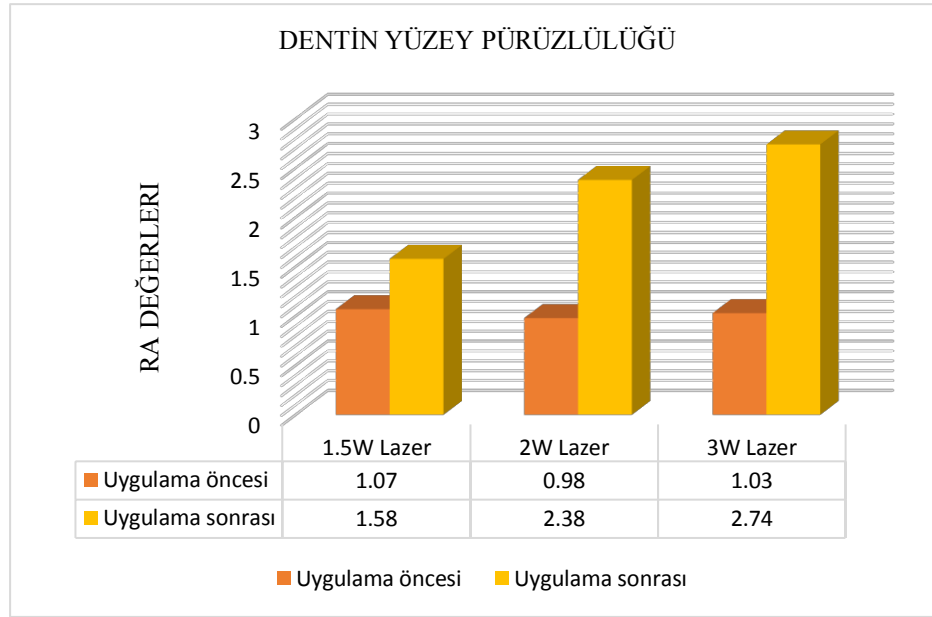
Tablo 4.2. Lazer uygulanan dentin gruplarının uygulama öncesi ve sonrası yüzey pürüzlülüğü ortalama değerlerinin karşılaştırılmasına ilişkin bağımlı t testi sonuçları

		n	Ort.	ss.	Min	Max	Median	t	p
1,5W Lazer	Uygulama öncesi dentin yüzey pürüzlülüğü	20	1,07	,18	,79	1,46	1,08	-6,448	0,001*
	Uygulama sonrası dentin yüzey pürüzlülüğü	20	1,58	,31	1,05	2,12	1,52		
2W Lazer	Uygulama öncesi dentin yüzey pürüzlülüğü	20	,98	,24	,63	1,41	1,01	-10,863	0,001*
	Uygulama sonrası dentin yüzey pürüzlülüğü	20	2,38	,49	1,55	3,27	2,24		
3W Lazer	Uygulama öncesi dentin yüzey pürüzlülüğü	20	1,03	,29	,64	1,84	,98	-16,297	0,001*
	Uygulama sonrası dentin yüzey pürüzlülüğü	20	2,74	,43	2,09	3,56	2,68		

Gruplar arasında lazer uygulaması sonrası ortalama pürüzlülük değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmaktadır ($p > 0,05$). 1,5W Lazer grubuna ait ortalama değer (1,58), 2W Lazer ve 3W Lazer gruplarına ait ortalama değerlerden (2,38 – 2,74) anlamlı derecede düşüktür. Ayrıca 2W Lazer grubuna ait ortalama değer (2,38), 3W Lazer grubuna ait ortalama değerden (2,74) anlamlı derecede düşük bulunmuştur.

Tablo 4.3. Lazer uygulanan dentin gruplarının uygulama sonrası yüzey pürüzlülüğü ortalama değerlerinin karşılaştırılmasına ilişkin Tek Yönlü ANOVA testi sonuçları

		n	Ort.	ss.	Min	Max	Median	F	p	Fark
Uygulama sonrası dentin yüzey pürüzlülüğü	1,5W Lazer	20	1,58	,31	1,05	2,12	1,52	41,357	0,001*	1-2 1-3 2-3
	2W Lazer	20	2,38	,49	1,55	3,27	2,24			
	3W Lazer	20	2,74	,43	2,09	3,56	2,68			



Grafik 4.1. Dentin yüzeylerinin yüzey pürüzlülüğüne ait uygulama öncesi ve sonrası ortalama değerleri

Dentin yüzeyine 1,5W Lazer uygulanan grubun “yüzey pürüzlülüğü” ile “ μ MBD” değerleri arasında pozitif yönlü, orta düzeyde ve istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmaktadır ($p > 0,05$).

Dentin yüzeyine 2W Lazer uygulanan grubun “yüzey pürüzlülüğü” ile “ μ MBD” değerleri arasında pozitif yönlü, orta düzeyde ve istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmaktadır ($p > 0,05$).

Dentin yüzeyine 3W Lazer uygulanan grubun “yüzey pürüzlülüğü” ile “ μ MBD” değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmamaktadır ($p > 0,05$).

Tablo 4.4. Dentin yüzeyine lazer uygulanan grupların ‘yüzey pürüzlülüğü’ ve ‘(μ MBD)’ değişkenleri arasındaki ilişkiye ait korelasyon testi sonuçları

Lazer uygulaması sonrası yüzey pürüzlülüğü		μ MBD
1.5W Lazer	r	,588**
	p	,006
2W Lazer	r	,499*
	p	,025
3W Lazer	r	-,269
	p	,252

4.1.3. Seramik Yüzey Pürüzlülüğü İle İlgili Bulgular

Tablo 4.5. Seramik yüzey pürüzlülüğünün (Ra) normallik testi

	Grup	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		istatistik	sd.	p	istatistik	sd.	p
Uygulama öncesi yüzey pürüzlülüğü	Kumlama	,090	40	,200*	,968	40	,312
	2W Lazer	,110	30	,200*	,938	30	,079
Uygulama sonrası yüzey pürüzlülüğü	Kumlama	,136	40	,058	,922	40	,009
	2W Lazer	,150	30	,082	,947	30	,140

Kumlama grubunda uygulama öncesi ve sonrası ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmaktadır ($p > 0,05$). Uygulama sonrasına ait ortalama değer (0,41), uygulama öncesine ait ortalama değerden (0,24) anlamlı derecede yüksektir.

2W Lazer grubunda uygulama öncesi ve sonrası ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmaktadır ($p > 0,05$). Uygulama sonrasına ait ortalama değer (0,54), uygulama öncesine ait ortalama değerden (0,26) anlamlı derecede yüksektir.

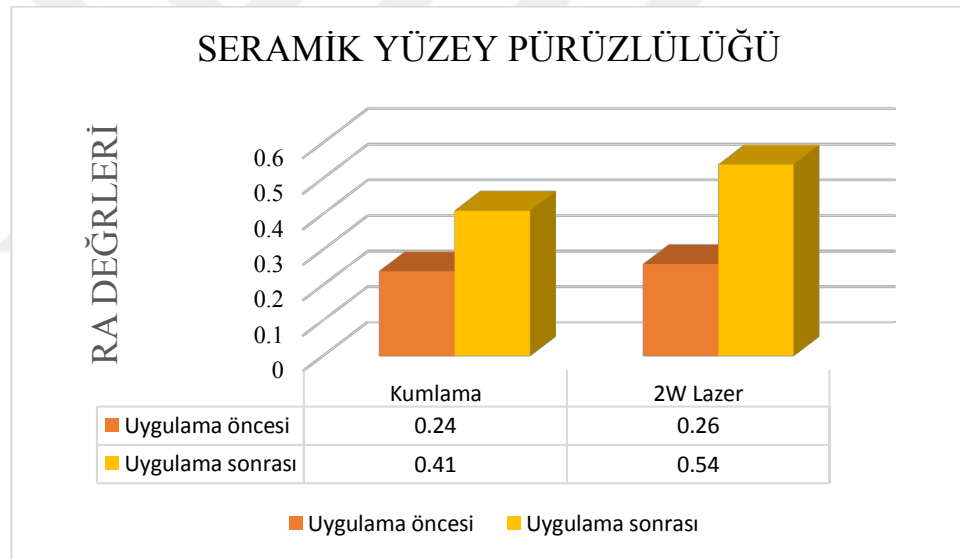
Tablo 4.6. Kumlama ve 2W Lazer grupları içerisinde uygulama öncesi ve sonrası ortalama yüzey pürüzlülüğü değerlerinin karşılaştırılmasına ilişkin bağımlı t testi sonuçları

		n	Ort.	ss.	Min	Max	Median	t	p
Kumlama	Uygulama öncesi yüzey pürüzlülüğü (Ra)	40	,24	,08	,12	,42	,23	-9,098	0,001*
	Uygulama sonrası yüzey pürüzlülüğü (Ra)	40	,41	,10	,28	,69	,39		
2W Lazer	Uygulama öncesi yüzey pürüzlülüğü (Ra)	30	,26	,08	,14	,50	,25	-10,487	0,001*
	Uygulama sonrası yüzey pürüzlülüğü (Ra)	30	,54	,11	,38	,80	,54		

Seramik yüzeyine kumlama ve 2W Lazer uygulanan gruplar arasında, uygulama sonrası ortalama pürüzlülük değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmaktadır ($p > 0,05$). 2W Lazer grubuna ait ortalama değer (0,54), kumlama grubuna ait ortalama değerden (0,41) anlamlı derecede yüksektir.

Tablo 4.7. Kumlama ve 2W Lazer uygulaması yapılan gruplar arasında yüzey pürüzlülüğü ortalamalarının karşılaştırılmasına ilişkin bağımsız t testi sonuçları

		n	Ort.	ss.	Min	Max	Median	t	p
Uygulama sonrası yüzey pürüzlülüğü	Kumlama	40	,41	,10	,28	,69	,39	-5,142	0,001*
	2W Lazer	30	,54	,11	,38	,80	,54		



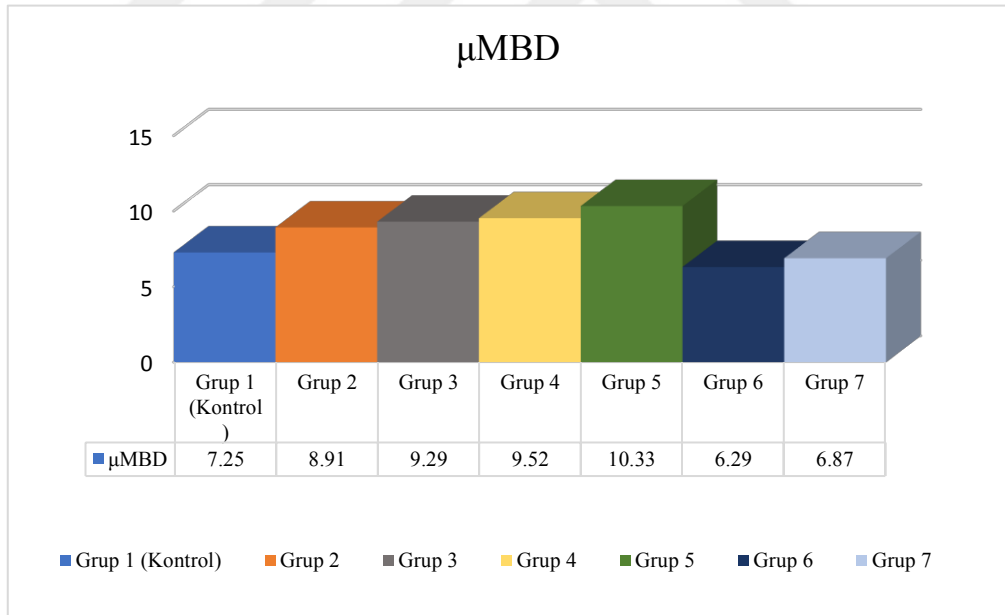
Grafik 4.2. Seramik yüzeyinin kumlama ve lazer uygulamaları öncesi ve sonrasındaki ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri

4.2. Makaslama Testi Değerleri İle İlgili Bulgular

Tablo 4.8. μ MBD değerlerinin normallik testi

	Grup	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		istatistik	sd.	p	istatistik	sd.	p
μ MBD	Grup 1 (Kontrol)	,180	10	,200*	,928	10	,425
	Grup 2	,129	10	,200*	,978	10	,954
	Grup 3	,170	10	,200*	,926	10	,412
	Grup 4	,147	10	,200*	,964	10	,835
	Grup 5	,135	10	,200*	,934	10	,489
	Grup 6	,171	10	,200*	,924	10	,391
	Grup 7	,121	10	,200*	,948	10	,639

Seramik ve dentin yüzeyine yapılan farklı pürüzlendirme işlemlerinin sonrasında simantasyonu tamamlanan grupların mikromakaslama testiyle kopma dayanımlarının (μ MBD) incelendiği çalışmamızın tüm gruplarına ait ortalama bağlanma dayanımı (μ MBD) ve standart sapma değerleri aşağıdaki grafik ve tablolarda yer almaktadır.



Grafik 4.3. Gruplara göre ortalama μ MBD değerleri

Gruplara ait μ MBD değerleri karşılaştırıldığında en yüksek bağlanma dayanımı değeri, seramik yüzeyine kumlama ve dentin yüzeyine 2W lazer uygulaması yapılan grup 5'te (10,33 MPa) görülmüştür. En düşük bağlanma dayanımı değeri ise seramik yüzeyine 2W ve dentin yüzeyine 3W lazer uygulaması yapılan grup 6'da (6,29 MPa) görülmüştür (Grafik 4.3.).

Dentin yüzeyine 1,5W lazer uygulanan Grup 2 ve 3 arasında “ μ MBD” ortalama değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p > 0,05$).

Tablo 4.9. Grup 2 ve Grup 3 μ MBD ortalamalarının karşılaştırılmasına ilişkin bağımsız t testi sonuçları

μ MBD	n	Ort.	ss.	Min	Max	Median	t	p
Grup 2	10	8,91	,65	7,89	9,97	8,93	-1,277	0,218
Grup 3	10	9,29	,65	8,55	10,47	9,21		

Dentin yüzeyine 2W lazer uygulanan Grup 4 ve Grup 5 arasında “ μ MBD” ortalama değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmaktadır ($p > 0,05$). Grup 2’ye ait ortalama μ MBD değeri (9,52), Grup 5’e ait ortalama μ MBD değerinden (10,33) anlamlı derecede düşüktür.

Tablo 4.10. Grup 4 ve Grup 5 μ MBD ortalamalarının karşılaştırılmasına ilişkin bağımsız t testi sonuçları

μ MBD	n	Ort.	ss.	Min	Max	Median	t	p
Grup 4	10	9,52	,57	8,72	10,56	9,53	-2,575	0,019*
Grup 5	10	10,33	,81	8,59	11,34	10,42		

Dentin yüzeyine 3W lazer uygulanan Grup 6 ve Grup 7 arasında “ μ MBD” ortalama değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p > 0,05$).

Tablo 4.11. Grup 6 ve Grup 7 μ MBD ortalamalarının karşılaştırılmasına ilişkin bağımsız t testi sonuçları

μ MBD	n	Ort.	ss.	Min	Max	Median	t	p
Grup 6	10	6,29	,78	5,28	7,43	6,27	-1,091	0,289
Grup 7	10	6,87	1,49	4,19	8,67	7,06		

Seramik yüzeyine 2W lazer uygulaması yapılan Grup 2, Grup 4 ve Grup 6 arasında “ μ MBD” ortalama değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmaktadır ($p > 0,05$). Grup 6’ e ait ortalama “ μ MBD” değeri (6,29), Grup 2 ve Grup 4’ e ait ortalama μ MBD değerlerinden (8,91 – 9,52) anlamlı derecede düşüktür.

Tablo 4.12. Grup 2, Grup 4 ve Grup 6 μ MBD ortalamalarının karşılaştırılmasına ilişkin Tek Yönlü ANOVA testi sonuçları

μ MBD	n	Ort.	ss.	Min	Max	Median	F	p	Fark
Grup 2	10	8,91	,65	7,89	9,97	8,93	65,026	0,001*	1-3 2-3
Grup 4	10	9,52	,57	8,72	10,56	9,53			
Grup 6	10	6,29	,78	5,28	7,43	6,27			

Tablo 4.13. Kontrol, Grup 3, Grup 5 ve Grup 7 μ MBD ortalamalarının karşılaştırılmasına ilişkin Tek Yönlü ANOVA testi sonuçları

μ MBD	n	Ort.	ss.	Min	Max	Median	F	p	Fark
Kontrol	10	7,25	,99	5,16	8,38	7,49	25,516	0,001*	1-2 1-3 2-4 3-4
Grup 3	10	9,29	,65	8,55	10,47	9,21			
Grup 5	10	10,33	,81	8,59	11,34	10,42			
Grup 7	10	6,87	1,49	4,19	8,67	7,06			

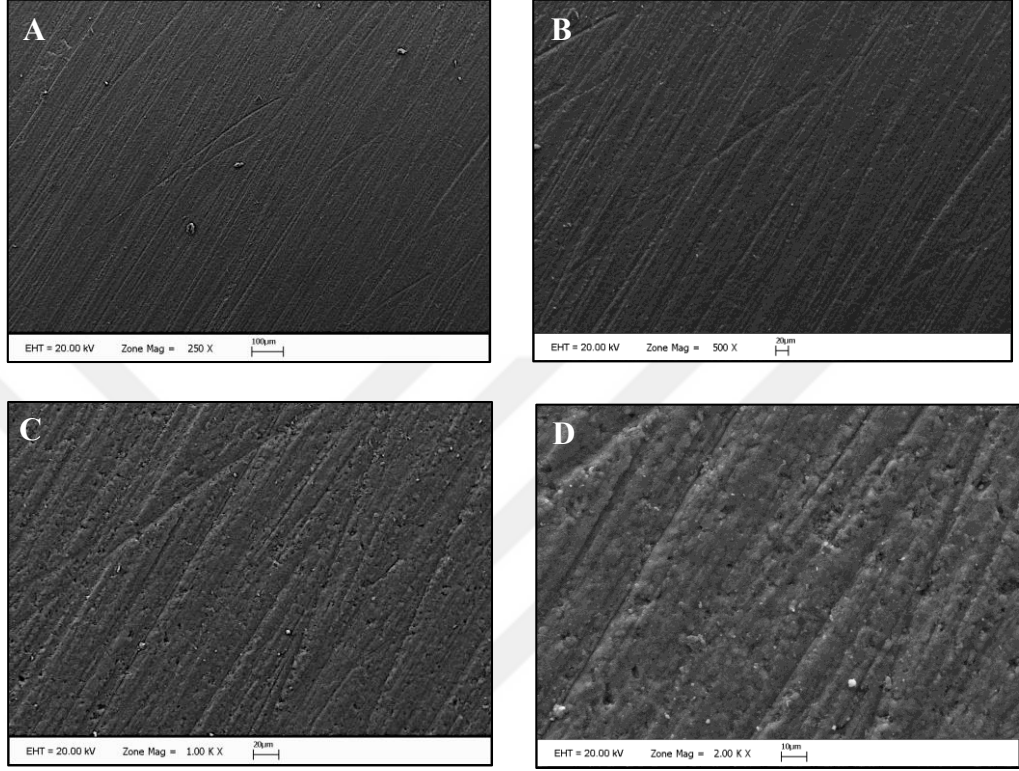
Seramik yüzeyine kumlama işlemi yapılan kontrol, Grup 3, Grup 5 ve Grup 7 arasında “ μ MBD” ortalama değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmaktadır ($p > 0,05$). Kontrol grubuna ait ortalama μ MBD değeri (7,25), Grup 3 ve Grup 5’ e ait ortalama μ MBD değerlerinden (9,29 – 10,33) anlamlı derecede düşüktür. Ayrıca Grup 7’ ye ait ortalama μ MBD değeri (6,87), Grup 3 ve Grup 5’ e ait ortalama μ MBD değerlerinden (9,29 – 10,33) anlamlı derecede düşüktür.

4.3. Taramalı Elektron Mikroskopisi (SEM) İncelemesi Bulguları

SEM analizi ile yüzey işlemleri uygulanan dentin örneklerin x3000, x5000, x15000 ve x20000, seramik örneklerin ise x250, x500, x1000, x2000’ lik büyütme altlarında farklı yüzey topoğrafileri incelenmiştir. Dentin örnekler için 1,5W, 2W ve 3W lazer dozu uygulanmış yüzeylerinde ve her bir seramik için sadece zımparalanan, kumlama işlemi uygulanan ve 2W lazer uygulanan seramik yüzeylerinde incelemeler yapıldı.

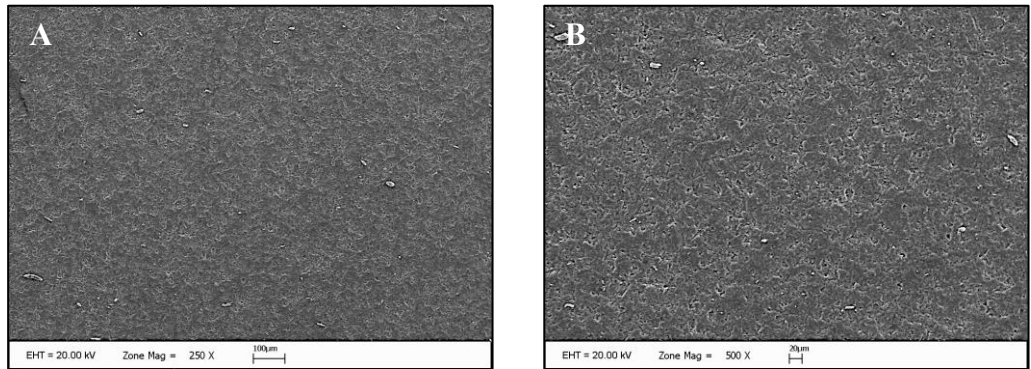
Çalışmada yer alan tüm gruplara ait taramalı elektron mikroskobu görüntüleri aşağıdaki şekillerde gösterilmiştir.

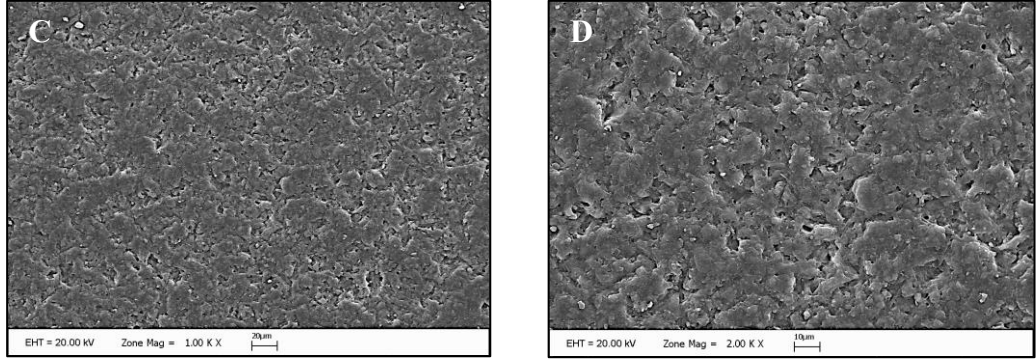
4.3.1.Seramik Yüzeylerin Taramalı Elektron Mikroskopisi (SEM) Görüntüleri



Şekil 4.1. Zımparalanan seramik örneğin A) x250, B) x500, C) x1000 ve D) x2000 büyütmedeki taramalı elektron mikroskopisi (SEM) incelemesi görüntüleri

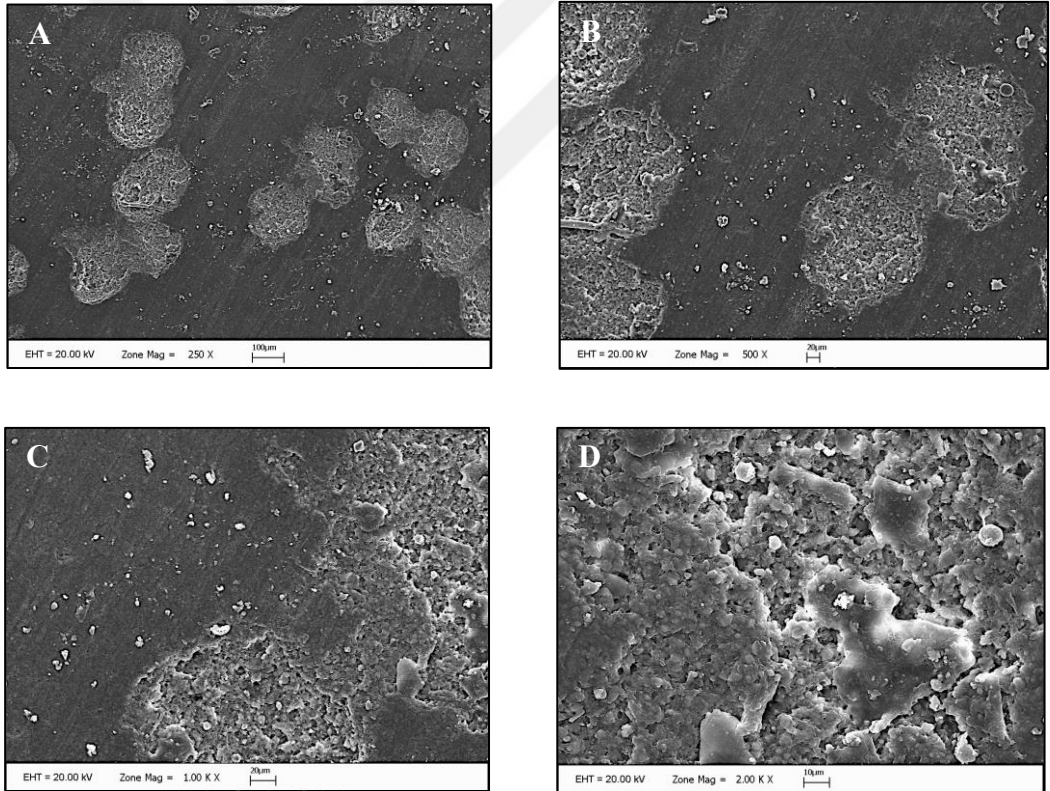
Zımparalanan seramik örneğin Taramalı elektron mikroskopisi (SEM) incelemesinde yüzeyde işlemden kaynaklanan tek yönlü çizgilere rastlanmıştır (Şekil 4.1).





Şekil 4.2. Kumlanan seramik örneğinin A) x250, B) x500, C) x1000 ve D) x2000 büyütmedeki taramalı elektron mikroskopisi (SEM) incelemesi görüntüleri

Taramalı elektron mikroskopisi (SEM) analizine göre, kumlama uygulanan grupta, zımpara grubuna göre yüzeyde rastlanan çizgilerin tamamen yok olduğu, yüzeyde tepeler, çukurlar ve ufak yarıkların izlendiği pürüzlü bir yapı olduğu gözlemlenmektedir (Şekil 4.2.).

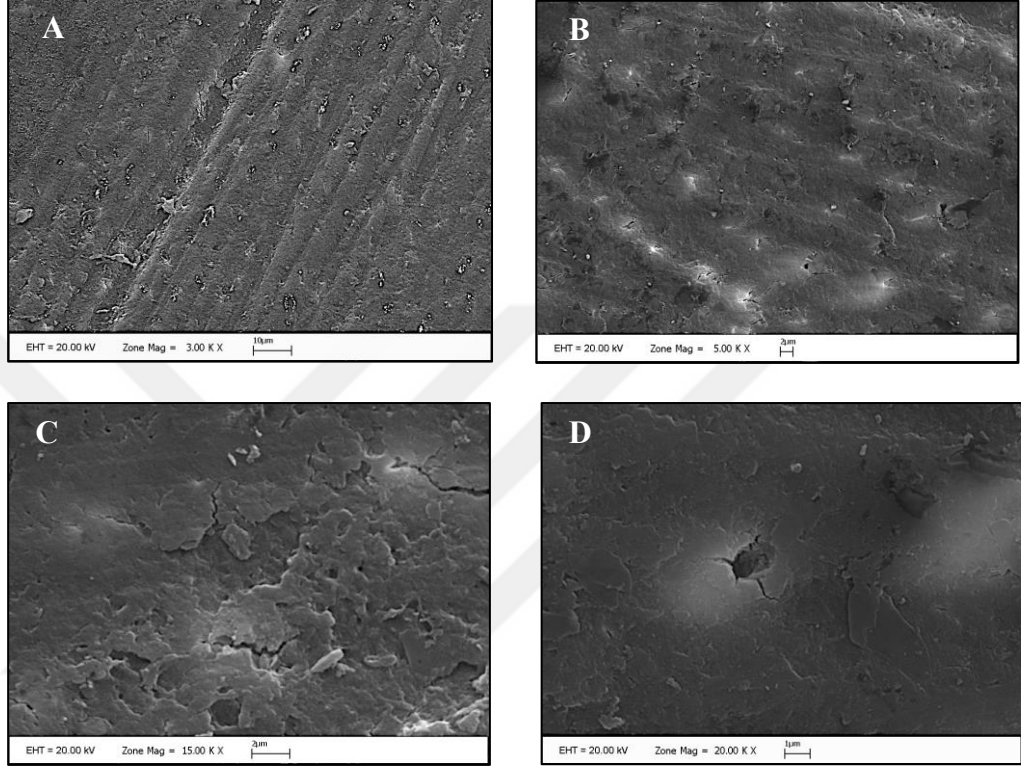


Şekil 4.3. 2W lazer uygulanan seramik örneğinin A) x250, B) x500, C) x1000 ve D) x2000 büyütmedeki taramalı elektron mikroskopisi (SEM) incelemesi görüntüleri

Lazer uygulanan yüzeyin taramalı elektron mikroskopisi (SEM) incelemelerinde yüzeyde ablasyon etkisiyle ortaya çıkan homojen yayılım göstermeyen yoğun krater alanları, öbek halinde gözenekler ve damlacık benzeri oluşumlar ortaya çıkmıştır. Bu

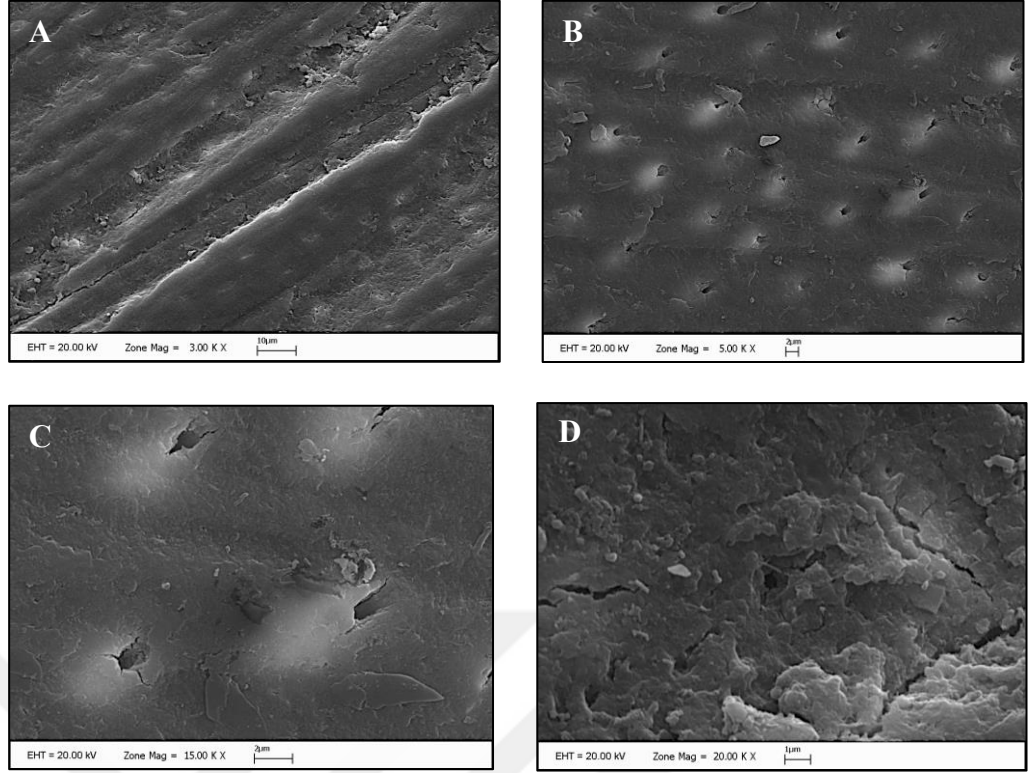
oluşumlar arasında eriyip tekrar kaynaşmış gibi gözükten, çatlak benzeri çizgiler ve delikler içeren, zımparalanan yüzeydeki çizgilerin tamamen kaybolduğu yapılar izlenmiştir (Şekil 4.3.).

4.3.2.Dentin Yüzeylerin Taramalı Elektron Mikroskopisi (SEM) Görüntüleri



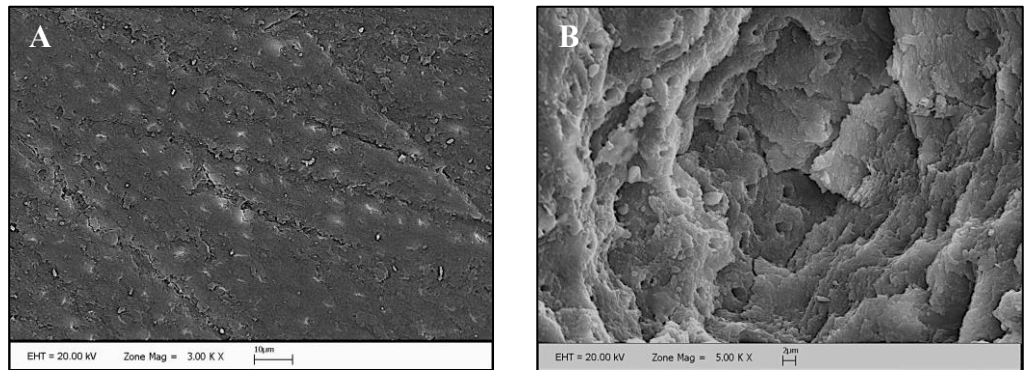
Şekil 4.5. Herhangi bir işlem yapılmayan dentin yüzeyinin A) x3000, B) x5000, C) x15000 ve D) x20000 büyütmedeki taramalı elektron mikroskopisi (SEM) incelemesi görüntüleri

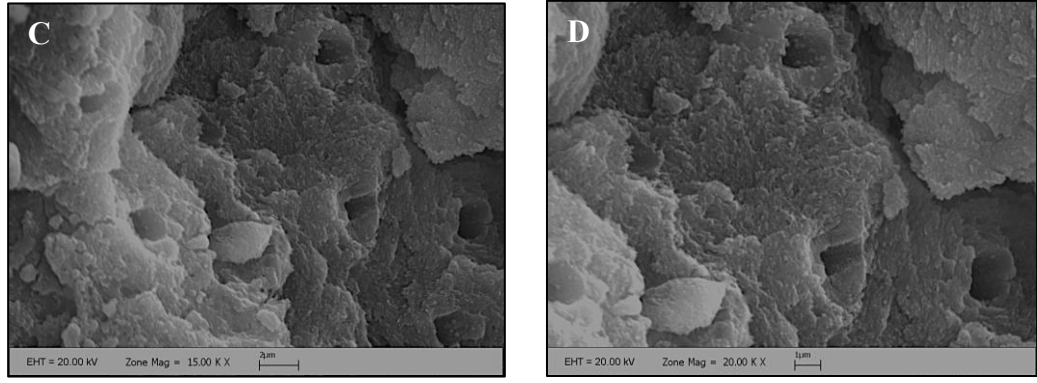
Lazer uygulaması yapılmayan ve sadece düz bir dentin yüzeyi elde etmek için zımparalanan dentin yüzeyinin incelemesinde dentin tübüllerinin bazılarını örten homojen bir smear tabakası görülürken; bazı bölgelerde açık dentin tübüllerine rastlanmıştır (Şekil 4.5).



Şekil 4.6. 1.5 W lazer uygulanan dentin yüzeyinin A) x3000, B) x5000, C) x15000 ve D) x20000 büyütmedeki taramalı elektron mikroskopisi (SEM) incelemesi görüntüleri

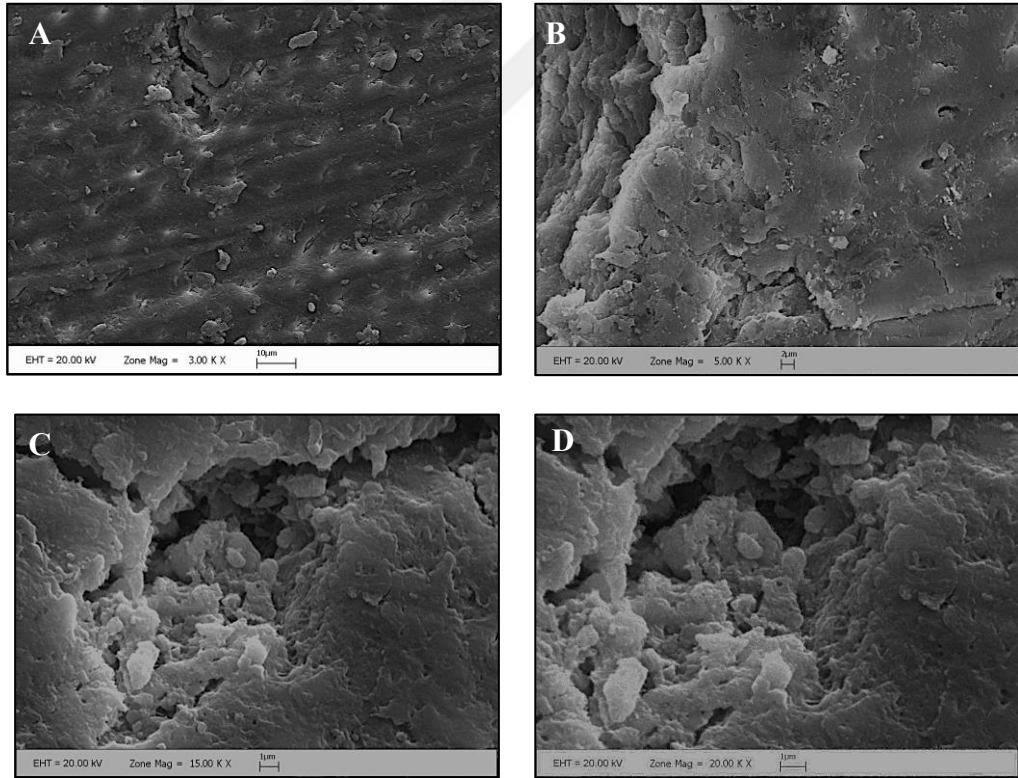
1,5 W Er,Cr:YSGG lazer uygulaması ile dentin pullu, düzensiz ve pürüzlü bir görünüm göstermiştir ve yüzeylerde peritubuler dentin alanları intertubuler alanlardan daha belirgin izlenmiştir. Parçalanmış dentin dokusu ile organik ve inorganik bileşimlerden oluşan heterojen bir smear tabakası izlenmektedir. Açık dentin tübüllerinin sayısı oldukça az ve şekilsizdir. Dentin yüzeyinde herhangi bir kömürleşme, karbonizasyon veya çatlama bulgusuna rastlanmamıştır (Şekil 4.6.).





Şekil 4.7. 2 W lazer uygulanan dentin yüzeyinin A) x3000, B) x5000, C) x15000 ve D) x20000 büyütmedeki taramalı elektron mikroskopisi (SEM) incelemesi görüntüleri

2 W güç ayarında Er, Cr:YSGG lazer uygulanmış olan dentin yüzeyinin incelemesinde, lazerce oluşturulmuş düzensiz, pürüzlü ve sirküler alanlar izlenmiştir. Bu sirküler alanlar incelendiği zaman, smear tabakası ve smear tıkaçlarının olmadığı, açık ve düzgün dentin tübülleri izlenmektedir. Dentin yüzeyinde herhangi bir kömürleşme, karbonizasyon veya çatlama bulgusuna rastlanmamıştır (Şekil 4.7).



Şekil 4.8. 3 W lazer uygulanan dentin yüzeyinin A) x3000, B) x5000, C) x15000 ve D) x20000 büyütmedeki taramalı elektron mikroskopisi (SEM) incelemesi görüntüleri

3 W güç ayarında Er, Cr:YSGG lazer uygulanan örneklerde tüm dentin kesitinde peritübüler dentine oranla intertübüler dentinde daha fazla ablasyon gerçekleştiğinden

dolayı peritübüler dentin daha belirgin izlenmiştir. Lazer uygulamasına bağlı rekristalizasyon alanları ve peritübüler dentinde kalınlaşma izlenmiştir. Dentin yüzeyinde karbonizasyon ve kömürleşme bulgularına rastlanmamış ancak vaporizasyon bulguları ve buna eşlik eden mikro düzeyde çatlaklar gözlemlenmiştir (Şekil 4.8.).

4.4. Kırık Tiplerinin Değerlendirilmesi

Mikromakaslama testleri sonrası örnekler stereomikroskopta (Zeiss, Jena, Almanya) x25 büyütmede incelenerek kırılma tipi analizleri yapıldı. Kopma yüzeyleri : adeziv, miks ve koheziv olmak üzere ayrı ayrı kaydedildi. Bu değerlendirmeye göre kopma tiplerinin oranları Tablo 4.14'te gösterilmiştir.

KOPMA TİPLERİ				
	Seramikte Kohesiv	Adeziv	Karışık	Dentinde Kohesiv
Kontrol grubu (Grup 1)	-	%40 (4)	%30 (3)	%30 (3)
Grup 2	-	%70 (7)	%10 (1)	%20 (2)
Grup 3	-	%60 (6)	%10 (1)	%30 (3)
Grup 4	%10 (1)	%30 (3)	%20 (2)	%40 (4)
Grup 5	%10 (1)	%20 (2)	-	%70 (7)
Grup 6	-	%50 (5)	%30 (3)	%20 (2)
Grup 7	-	%70 (7)	%10 (1)	%20 (2)

Tablo 4.14. µGBD testi örneklerinde oluşan kırılma tiplerinin sayısal ve yüzdeli dağılımı

Kontrol grubu olan dentine işlemin uygulanmadığı ve seramik yüzeyinin kumlandığı grupta, %40 adeziv kopma, %30 karışık tipte kopma ve %30 dentinde kohesiv kopma izlenmiş, seramikte kohesiv kopma izlenmemiştir.

Dentine 1.5 W ve seramik yüzeyine 2 W lazer işleminin uygulandığı grup 2’de, %70 adeziv kopma, %10 karışık tipte kopma ve %20 dentinde kohesiv kopma izlenmiş, seramikte kohesiv kopma izlenmemiştir.

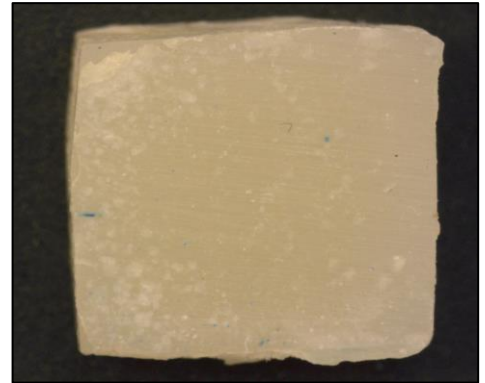
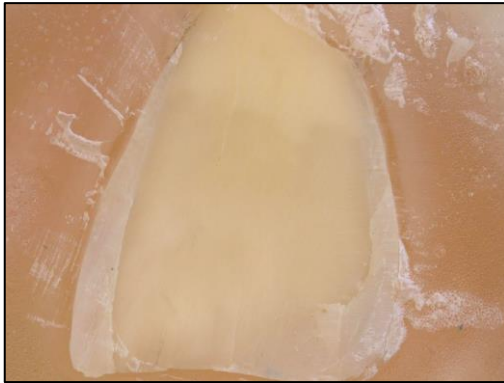
Dentine 1.5 W lazer işleminin ve seramik yüzeyine kumlama işleminin uygulandığı grup 3'te, %60 adeziv kopma, %10 karışık tipte kopma, %30 dentinde kohesiv kopma izlenmiş ve seramikte kohesiv kopma izlenmemiştir.

Dentine 2 W ve seramik yüzeyine 2 W lazer işleminin uygulandığı grup 4'te, %30 adeziv kopma, %20 karışık tipte kopma, %40 dentinde kohesiv kopma izlenmiş ve seramikte %10 kohesiv kopma izlenmiştir.

Dentine 2 W lazer işleminin ve seramik yüzeyine kumlama işleminin uygulandığı grup 5'te, %20 adeziv kopma, %70 dentinde kohesiv kopma izlenmiş, %10 seramikte kohesiv kopma izlenmiştir ve karışık tipte kopma izlenmemiştir.

Dentine 3 W ve seramik yüzeyine 2 W lazer işleminin uygulandığı grup 6'da, %50 adeziv kopma, %30 karışık tipte kopma, %20 dentinde kohesiv kopma izlenmiş ve seramikte kohesiv kopma izlenmemiştir.

Dentine 3 W lazer işleminin ve seramik yüzeyine kumlama işleminin uygulandığı grup 7'de, %70 adeziv kopma, %10 karışık tipte kopma izlenmiş, %20 dentinde kohesiv kopma izlenmiş ve seramikte kohesiv kopma izlenmemiştir.



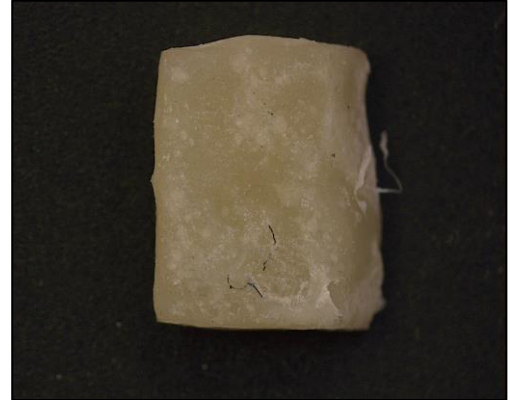
Şekil 4.9. Adeziv tipteki kopmanın dentin yüzeyi görüntüsü. **Şekil 4.10.** Adeziv tipteki kopmanın seramik yüzeyi görüntüsü.



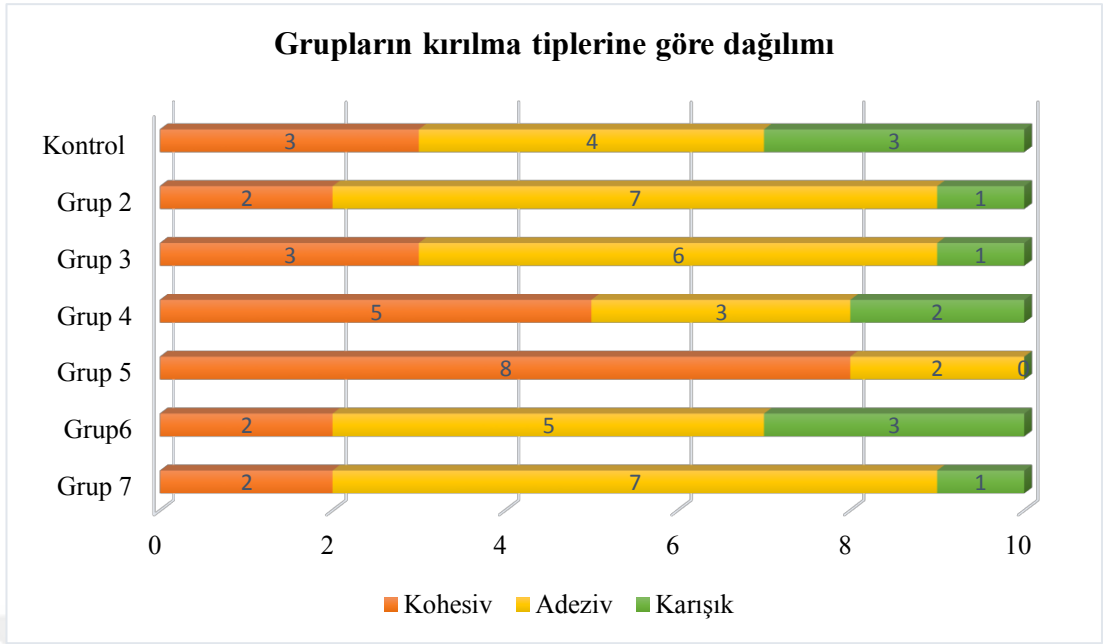
Şekil 4.11. Karışık tipteki kopmanın dentin yüzeyi görüntüsü. **Şekil 4.12.** Karışık tipteki kopmanın seramik yüzeyi görüntüsü.



Şekil 4.13. ve Şekil 4.14. Dentin yüzeyindeki kohesiv tipteki kırılma.



Şekil 4.15. ve Şekil 4.16. Seramikteki kohesiv kırılmanın dentin yüzeyindeki ve seramik yüzeyindeki görüntüsü.



Grafik 4.4. Grupların kırılma tiplerine göre dağılımı

Makaslama testi sonrasında en fazla adeziv kopma ve dentinde kohesiv kopma gözlenirken, bunu karışık tipte kopma izlemiştir. Seramikte kohesiv kopma tipine sadece 2 örnekte rastlanmıştır.

5.TARTIŞMA

Hastaların artan talebi ve dental materyallerdeki gelişimle birlikte artan materyal seçenekleri, diş hekimlerine, yüksek kalitede estetik restorasyonlar üretebilme olanağı tanımıştır (132). Tam seramik sistemler günümüzde mükemmel estetiğinin sağlanması için metal-seramik sistemlere en uygun alternatif haline gelmiştir. Bu materyallerden biri olan feldspatik seramikler, kırılma dayanımı açısından yeterli değildir ve kolayca başarısızlığa uğrayabilirler (133). Oluşabilecek kırılma gibi problemlerin üstesinden gelebilmek için feldspatik seramiklere farklı materyaller seçenek olarak sunulmuştur. Bu materyallerden biri olan lityum disilikat cam seramikler feldspatik seramiklere kıyasla daha yüksek klinik sağ kalım oranına sahiptir (134). CAD/CAM ile üretimde bu materyaller pre-sinterize halde frezelenir. Kazımanın ardından yapılacak olan fırınlama işleminin uygulanması işleme sürecini uzatmaktadır aynı zamanda hata riskini arttırarak final restorasyonun kalitesinde düşüşe neden olabilir (135). Ek olarak sertlik değerinin yüksek olması karşıt dişte fazla miktarda aşınma yaratabileceğinden kullanımları ile ilgili soru işaretleri bulunmaktadır. Kırılma problemlerinin önüne geçebilmek için sunulan ikinci çözüm geleneksel dental kompozitler gibi daha esnek materyallerin kullanılmasıdır ancak bu materyaller de polimerizasyon büzülmesi, aşınmaya karşı düşük direnç ve yetersiz mekanik özelliklere sahiptirler. Seramik materyaller, esneme dirençlerinin yüksek olması, renk stabiliteyi gibi avantajlara sahip olmalarının yanı sıra, en az 1,5-2 mm'lik preparasyona ihtiyaç duymaları gibi dezavantajlara da sahiptir (134).

Bu materyallerin özelliklerinden yola çıkılarak, dentine yakın elastisite modülüne sahip, frezeleme esnasında çatlak oluşmayan ve daha kolay uyumlanan, fırınlama işlemine ihtiyaç duymama gibi olumlu özelliklere sahip rezin matris seramikler geliştirilmiştir (136). Bu materyaller diğer CAD/CAM seramik bloklarına alternatif olarak seramik ağ içine polimer infiltre edilen hibrit bloklar olarak geliştirilmiştir. Resin içermesi, blok materyalin esnekliğini sağlamakta ve işlenebilirliğini kolaylaştırmaktadır. Seramik içermesi ise estetik ve sağlam olmasına olanak tanır. Diğer bloklara göre CAD/CAM hibrit bloklar daha kolay üretilmektedir ve tamir edilmeleri daha kolaydır. Yüksek basınç ve sıcaklıkta üretilmeleri resin içerikli blokların kompozitlerden daha yüksek hacimli doldurucu içermelerine neden olmakla beraber mekanik özelliklerinin daha iyi olmasını da sağlamaktadır (133).

Çalışmamızda bu nedenle piyasada ön plana çıkan rezin matriks seramiklerden Lava Ultimate incelenmiştir.

Rezin matriks seramikler ile ilgili yapılan çalışmalarda, mekanik özelliklerinin dentin ve mine yapısıyla benzer olduğu belirtilmiştir (137,138). Thornton ve ark. (139) Enamic'in eğilme mukavemetinin, Lava Ultimate'in eğilme mukavemetinden istatistiksel olarak önemli ölçüde daha düşük olduğunu bildirmişlerdir.

Tam seramik restorasyonların diş dokularına adezyonu tedavi başarısını ve ömrünü etkileyecek önemli faktörlerden birisidir. Restorasyon ile dental dokular arasındaki bağlantının yüksek olması, retansiyonu artıracak, mikrosızıntıyı azaltacak ve marjinal adaptasyonu artıracaktır (140). Bunun yanı sıra güçlü bağlantı, tam seramik restorasyonun kırılma direncini de artıracaktır. Bağlantı kuvvetinin artırılması için tam seramiklerin yüzeyinde farklı yöntemler kullanılarak pürüzlendirme yapılması standart bir uygulamadır (141). Restorasyonların yüzey özelliklerinin değiştirilmesinde uygulaması kolay ve zararsız yöntemleri geliştirmek klinik uygulamalar açısından yararlı olacaktır (142). Son yıllarda, seramik yüzeylerin Al_2O_3 partikülleri ile kumlanması, silika ile kaplanması veya lazer ile dağlanması gibi yöntemler seçenek olarak sunulmaktadır (143). Bu yöntemlerde amaç materyalin yüzey alanını arttırmak ve yüzey gerilimini azaltmaktır. Al_2O_3 partikülleri ile yapılan kumlama işlemi seramik yüzeyler için protez laboratuvarlarında yaygın olarak kullanılan ve diş hekimliği kliniklerinde de kullanımını kolaylaştıracak minyatür cihazlara sahip olan bir uygulamadır. Al_2O_3 partikülleri ile yapılan kumlama işleminde bağlanma için yüzey alanı artışı sağlanır ve yüzey gerilimi azalır. Bu yüzey değişikliği rezin simanların yüzeyi daha iyi ıslatmasına olanak tanımaktadır (144). Seramik üzerinde Al_2O_3 işlemi yapıldığında, daha güçlü bağlantıya izin veren mikroskobik olarak temizlenmiş ve pürüzlendirilmiş yüzeyler gözlemlenmiştir (145). Partikülerin püskürtülmesi yüzey alanını artırarak pürüzlü düzensiz bir yüzey üretir ancak aşırı kumlama, seramik yüzeyinde parçalanmaya ve önemli bir malzeme kaybına sebep olacaktır (146). Kumlamada, partikül boyutunun yanında partikül şeklinin, uygulanan basıncın, yüzeyin nemli veya kuru olmasının sonucu etkileyeceği açıklanmıştır (147).

Spohr ve ark.(148), 50 ve 100 mm Al_2O_3 partiküllerinin uygulandığı IPS Empress II seramiklerinin analiz etmek için bir elektron mikroskobu kullanmışlardır. 100 mm partiküllerin uygulandığı yüzeylerin yeterli tutunma özelliklerine sahip olmadığını, 50

mm partiküller kullanılarak hazırlanan yüzeylerin daha fazla aşındırıldığını belirtmişlerdir. Ayrıca bağlanma mukavemetinde önemli bir artış bulmuşlardır. Çok büyük partiküllerle veya basınçla yapılan kumlama işleminin bağ mukavemetini arttırmadığı bildirilmiştir (148). Literatürdeki çalışmalarda seramik yüzeyin Al_2O_3 ile fiziksel olarak değiştirilmesi için çoğunlukla 50 μm partikül boyutu kullanıldığı gözlenmiştir (65,149–150). Bu tez çalışmasında da 50 μm boyutunda Al_2O_3 kullanılmıştır.

Son yıllarda, kompozit rezinler ile indirekt restorasyonlar arasında bağlantı gücünü artırmak amacıyla klinikte kullanım alanı bulan yeni yöntemlerden birisi lazer ile pürüzlendirilmedir (88,152,153). 2.780 nm dalga boyuna sahip Er,Cr:YSGG lazerlerin bağlantı öncesi yüzey hazırlığında kullanımı gün geçtikçe artmaktadır (154–156). Erbiyum sınıfı lazerlerde soğutma için su spreyi kullanımı ile yapılan lazer ışınlamasında sıcaklıktaki artış $3^{\circ}C$ 'nin altında sınırlanmaktadır (157). Literatürde seramik yüzeyine uygulanan lazer işlemleriyle ilgili yapılan çalışmalar incelendiğinde; Barutçigil ve ark. (158), yaptıkları çalışmada seramik yüzeyinde Er,Cr:YSGG lazer ile 2W güç modundaki uygulamanın rezin simanlarla olan adezyonda daha etkili olduğunu belirtmişlerdir. 1W ve 2W güç ayarlarında lazer uygulanan örnek yüzeylerinde derin olmayan kırık ve çatlaklar gözlemlendiğini bildirmiş, 2W lazer uygulanan yüzeylerde pürüzlü alanların daha homojen dağıldığını belirtmiştir. Lazer çıkış gücü arttıkça daha geniş ve derin kraterler alanları oluşmuştur. SEM incelemelerinde, yüksek doz lazer uygulanan gruplarda materyal yüzeyinde erimeler görülmüştür ve buna sıcaklık değişiminin fazla olmasının sebep olduğu belirtilmiştir. Mirzaei ve ark.'nın çalışmasında, farklı güç modlarında Er,Cr:YSGG lazer uygulanan mikrohibrit kompozitlerin SEM analizinde de benzer sonuçlar bildirilmiştir (159).

Silva ve ark. (160) geleneksel kumlama tekniğiyle karşılaştırıldığında, porselene rezin siman bağlantısını arttırmak için Er: YAG veya Nd: YAG lazer uygulamasında önemli bir fark olmadığını, bu nedenle porselen yüzeyin lazer ile işlenebileceğini bildirmişlerdir.

Vohra ve ark. (161) gerçekleştirdikleri in vitro çalışmalarında, seramik yüzey hazırlığında, Er,Cr:YSGG lazer, kumlama ve hidroflorik asitle pürüzlendirme işlemlerinin rezin siman ile restorasyon arasındaki bağlantı gücüne etkisini

incelemişlerdir. Sonuç olarak lazer ile pürüzlendirme işleminin rezin simanın bağlantı gücünü artırdığını belirtmişlerdir.

Kimyai ve ark. (162), kompozit rezinler ile restorasyon arasındaki tamir bağlantı gücüne farklı yüzey işlemlerinin etkisini araştırmışlardır. Çalışma sonunda, 2W güç modunda uygulanan Er,Cr:YSGG lazerin tamir bağlantı gücünü artırdığı bildirilmiştir. Çalışmamızda literatür incelemeleri sonucunda ulaşılan tüm bu bilgiler ışığında seramik yüzeyine uygulanacak lazer dozu 2W olarak belirlenmiştir.

Asit uygulaması sonucu dentin ve mine yüzeyinde oluşan doku kaybını azaltmaya ve tutuculuğu arttırmaya yönelik farklı tekniklerle pürüzlendirme yöntemleri araştırılmaktadır. 1965 yılında lazer ışınlarının diş yüzeyine uygulanması ile pürüzlendirme yöntemlerine bir yenisi eklenmiştir (163). Er,Cr: YSGG lazerler suyun en yüksek absorpsiyon aralığı ile bağlantılı olan 2780 nm'lik emisyon dalga boylarına sahiptirler. Bu, biyolojik dokular ve su içeren materyaller tarafından iyi absorpsiyon ile sonuçlanır ve onları bu materyalleri, buharlaştırma ve dezenfeksiyon için de uygun hale getirir. Lazer uygulamalarında ısı oluşumu kaçınılmazdır ve pulpa dokularındaki termal hasarı önlemek için uygulama sırasındaki sıcaklık değişimleri tolere edilir seviyelerde kalmalıdır. Ne yazık ki, pek çok araştırmacı, ruby, argon, CO₂ ve Nd:YAG lazerlerin dentin üzerinde erime, karbonizasyon, çevre dokuda çatlak oluşturma ve pulpa sıcaklığında artış gibi önemli termal etkiler ürettiğini göstermiştir. FDA tarafından onaylanan iki yeni lazer türü olan Er: YAG ve Er,Cr: YSGG lazerlerin keşfi ile diş sert dokularında artık daha güvenilir işlem yapılabilir (164). Taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile Er, Cr:YSGG lazer uygulaması yapılan diş yüzeylerinin incelenmesinde, etkili bir şekilde smear tabakanın uzaklaştığı, mikrodüzensizliklere rağmen mine prizmaları ile dentin tübül yapısının korunduğu gözlenmiştir. Dentin dokusunun morfolojik yapısına Er,Cr:YSGG lazerin etkisini inceleyen bir çalışmada, dokuda ısı nedeniyle hasarın minimal düzeyde olduğu belirtilmiştir (165).

İki farklı self-etch adeziv sistemin kullanıldığı ve dentin yüzeyine 2W lazer, 2W lazer+ %40'lık ortofosforik asit uygulaması yapılan Takada ve ark. (166)'nın çalışmalarında, en iyi bağlanma dayanımı değerleri lazeri takip eden %40'lık ortofosforik asit gruplarında elde edilmiştir. Çalışmanın sonuçları dentinin lazerle hazırlanmasını takip eden ortofosforik asit uygulamasının, yaygın olarak açık dentin tübülleri ve çıkıntılı

intertübüler dentin yüzeyleri oluşturmaya bağlanmıştır. Beer ve ark. (167), Takada ve ark.'nın çalışmasının aksine farklı adeziv sistemlerin bağlanma dayanımlarını değerlendirdikleri çalışmalarında standart bir dentin yüzeyi elde ettikten sonra, yüzeye %37'lik ortofosforik asit, 2W Er,Cr: YSGG lazer ve ortofosforik asit+lazer uygulanmış ve en iyi değerler asit uygulaması olmayan lazer gruplarında elde edilmiştir.

Mine ve dentinin lazer ile pürüzlendirilmesinin pürüzlü bir yüzey oluşturduğu ve dentin tübüllerini açık hale getirdiği ve bu durumun adezyon için ideal bir ortam sağladığı rapor edilmiştir. Lazerle pürüzlendirme ile elde edilen yüzey aside karşı dirençlidir; diş sert dokularında lazer, kalsiyum-fosfor oranını modifiye etmekte, karbonat-fosfat oranını azaltarak asitte daha az çözünen bileşiklerin oluşumuna yol açmaktadır. Böylece asit saldırısına ve çürüğe karşı duyarlılığı azaltır (168,169). Diş yüzeyine Er,Cr:YSGG ve Er:YAG lazer uygulamalarının doku yüzeyinde termal hasar belirtisi göstermeyen mikroskopik ve makroskopik alanlar oluşturduğu görülmüştür. Oluşan bu pürüzlü yüzeyin rezin içerikli materyallerin ve adeziv sistemlerin bağlantısını arttırabileceği düşünülmüştür (170). Ancak Er, Cr: YSGG ile hazırlanan dentine adezyon çalışmaları çelişkili sonuçlar göstermekle birlikte en iyi lazer parametrelerinin ne olduğu konusunda henüz bir fikir birliği yoktur (165).

Dentin yüzeyine uygulanan düşük enerji seviyesindeki lazerlerin smear tabakayı ortadan kaldırarak dentin tübüllerini açtığı ve bağlanma dayanımına olumlu etkisinin olduğu bildirilmiştir (171). Yüksek enerji seviyesindeki lazer uygulamalarının ise dentin kollajen fibrillerini erittiği ve dönüşümsüz olarak denatüre ettiği bildirilirken rezin tag oluşumunu ve rezinin dentin tübüllerine infiltrasyonu engellendiği için bağlantı dayanımının olumsuz etkileneceği savunulmuştur (172). Çağlar ve ark. (173) çalışmalarındaki en yüksek (3W) enerji seviyesinde dentin tübüllerinin denatüre olduğunu ve yüzeyde erime ve çatlaklar oluştuğunu bildirmiştir. Er,Cr:YSGG lazerin çıkış gücü ile ilgili bazı çalışmalarda çok düşük çıkış güçleri (Chou ve ark. 2009, Rossi ve ark. 2008), bazılarında ise yüksek çıkış güçleri (Cardoso ve ark. 2008, Ekworapoj ve ark. 2007) kullanılmıştır. Farklı çıkış gücü seviyelerinde bağlanma kuvvetinin değerlendirilmesiyle ilgili çalışmalar kısıtlıdır. Bazı araştırmacılar (Aizawa ve ark.2006) lazer ile ışınlanmış dentine rezin simanların bağlanma dayanımı üzerinde lazer çıkış gücünün etkisi ile ilgili daha fazla araştırma yapılması gerektiğini öne sürmüştür.

Silva ve ark. (54), Er,Cr:YSGG ile pürüzlendirilen dentin yüzeyine adezyon ile ilgili yaptıkları literatür derlemesinde önceki çalışmalardaki genel olarak 3W'dan daha yüksek lazer uygulamalarında bağlantı değerlerinin daha düşük olduğu vurgulanmıştır. Bu sonuçların Ekworapoj ve ark.'nın da belirttiği gibi yüksek lazer dozlarının dentin kollajen fibrillerini eritmesi ve dönüşümsüz olarak denatüre etmesinden kaynaklanabileceği vurgulanmıştır. Chou ve ark. (174), dentin yüzeylerini tedavi edebilen en düşük Er,Cr:YSGG lazer gücünün 1.5W'luk güç ayarı olduğunu öne sürmüştür. Literatürdeki en yüksek bağlanma dayanımı değerleri genelde 2W'luk lazer uygulamalarında görülmüştür ancak çalışmalardaki parametreler bu değerleri değiştirebilir. Bu literatür kaynaklarına dayanarak çalışmamızdaki lazer dozları 1.5W, 2W ve 3W olarak belirlenmiştir.

Tam seramik sistemlerin simantasyonunda self etch, etch and rinse ve self adeziv sistemler kullanılmaktadır. Bu adeziv sistemlerden self adeziv sistemler simantasyon öncesinde asit, primer ve bond uygulaması gibi aşamaları içermemektedir (124). Adeziv simanların uygulama prosedürleri çok aşamalı işlem içerdiğinde simantasyon sırasında hata yapma ihtimali ve restorasyon başarısızlığı ihtimali artacaktır (175). Self adeziv sistemler, dentin yüzeyinde uygulanma öncesinde ek bir işleme ihtiyaç duymadıkları için klinik kullanımları oldukça rahattır. Simantasyon tekniğinin basitleştirilmesi hekimler tarafından memnuniyetle karşılanacaktır. Self adezivlerin diş yapılarına bağlanma mekanizması içeriklerindeki asidik monomerin diş yapısını demineralize ederek infiltre olması ve bu sayede rezinin mikromekanik tutunmasına yol açmasıyla açıklanmaktadır (176).

Bazı çalışmalar, self adeziv simanların smear tabakasını geçebildiğini ve dentine bağlanabildiğini öne sürmüştür (128,179,180). İn vitro çalışmalarda, self adezivlerin çok aşamalı işlem içeren diğer rezin simanlara göre desimante olma oranının daha düşük, bağlanma özelliklerinin daha iyi olduğu belirtilmektedir (177,178). Self adeziv rezin simanın bağlantısı diğer sistemlerle benzer bulunmuştur. Bu sonuçlar diğer sistemlerin çeşitli basamaklar içermesinden dolayı daha hassas olup, uygulayıcı hatalarına neden olabileceğine bağlanmıştır (181).

Canatan ve ark. (182) çalışmalarında, hibrit seramik inley ve onley restorasyonların simantasyonunda kullanılan farklı rezin simanların adezyona etkisini 6., 12. ve 18.ay takipleriyle değerlendirmişlerdir. 18.ay sonunda RelyX U200 Automix self adeziv

rezin siman grubu için ağızda kalım oranını %94.3, G-Cem LinkForce etch and rinse adeziv resin siman grubu için ağızda kalım oranını %91.4 olarak bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızdaki resin siman tercihi de yukarıdaki literatür bilgilerinden ve literatürdeki çalışmaların sayısının az olmasından dolayı self adeziv bir sistemden yana olmuştur.

İki tabaka arasındaki bağlanma kuvvetini değerlendirmede, makaslama kuvvetlerine karşı direnç (SBS, shear bond strength), gerilim kuvvetlerine karşı direnç (MTBS, microtensile bond strength) ve üç/dört nokta bükülme (three/four point bending) testleri gibi test yöntemleri mevcuttur (183). Bu test yöntemlerinden en yaygın kullanılan, deneyin gerçekleştirilme protokolünün basit olması, örnek hazırlığının kolaylığı ve sonucun çabuk alınması gibi avantajlarından dolayı SBS test yöntemidir (184). Literatürde, örneklerin makaslama bağlanma testi altında değerlendirilmesinin diğer test düzeneklerine kıyasla çığneme anında meydana gelen kuvvetleri daha iyi taklit ettiği rapor edilmiştir (185). Bu avantajlar göz önüne alınarak çalışmamızda SBS deney yöntemi kullanılmıştır.

Adezyon konusunu değerlendirmede en etkili yöntem klinik çalışmalar olacaktır. Ancak, klinik araştırmalar uzun dönem almaları, maliyetlerinin yüksek olması, hasta takibinin araştırmayı zorlaştırması gibi araştırmacılar açısından güç durumlar yaratabilmektedir. Ayrıca klinik çalışmalarda ağız ortamındaki tükürük kontaminasyonu, değişken ağız içi ısıları gibi standardizasyonu sağlamayı zorlaştıran ve araştırma sonuçlarını etkileyecek faktörler de söz konusudur (113). Laboratuvar testlerinde istenilen değişkenleri, diğerlerini sabit tutarak değerlendirmek ise oldukça kolaydır (186).

İn vivo testlerdeki zorluklar nedeniyle in vitro şartlarda gerçekleştirilen çalışmalarda dikkat edilmesi gereken faktörler vardır ve bunlardan en önemlisi standardizasyondur (112). Test sonuçlarını etkileyebilecek birden çok değişkenin varlığından dolayı Uluslararası Standardizasyon Organizasyonu (ISO), 'Dental Materyaller-Dış Dokusuna Adezyon Testleri' isimli dökümanı yayınlamıştır (115). Çalışmamızda, standardizasyonu sağlayabilmek amacıyla in vitro bağlanma deneyleri ISO prosedürleri takip edilerek gerçekleştirilmiştir.

Çekilen dişlerin deney başlayana kadar geçecek olan sürede saklandığı solüsyon, in vitro gerçekleştirilen çalışmalarda sonucu etkileyebilecek en önemli faktörlerden biridir (187). Dişler dehidrate olmasını önlemek amacıyla kullanılacağı zamana kadar solüsyon içerisinde saklanmalıdır. Ancak kullanılacak solüsyonların kimyasal içeriklerinin dişin organik ve inorganik yapısını değiştirebileceği bildirilmiştir. İn vitro testlerde distile su ve salin gibi solüsyonlar kullanılmaktadır. Mikroorganizma üremesini engellemek amacıyla timol, kloramin T ve sodyum hipoklorit gibi antimikrobiyal maddeler bu solüsyonlara ilave edilebilmektedir. Ancak hangi solüsyonun kullanılması gerektiği bilgisi ne yazık ki kesinlik kazanmamıştır (187–189).

Literatürde, çekim sonrasında geçen zamanın mine ve dentin yüzeyine bağlanmada anlamlı bir etkisinin olmadığı bildirilmesine karşın, ortalama 6 aylık bir saklama süresinin çalışmalar arasında benzerlik sağlamak adına faydalı olacağı düşünülmektedir (188). ISO standartlarında ise çekim sonrası dentinde meydana gelen değişikliklerden dolayı bağlanma kuvvetlerinin etkileneceği ve ideal olanın, diş çekimi sonrasında bağlanma kuvvet ölçümlerinin hemen gerçekleştirilmesi olduğu belirtilmiştir. ISO standartlarına göre, çekimden hemen sonra dişler akan su altında yıkanmalı, kan ve yapışık dokular temizlenmeli, distile su veya % 0.5' lik kloramin T solüsyonu içerisinde en fazla 1 hafta bekletilmelidir. Ancak bu durum pratikte pek mümkün olmadığından çekim sonrasında dişlerin en fazla 6 aylık bir süre içerisinde kullanılması gerektiği bildirilmiştir (115). Çalışmamızda kullanılan dişlerin üzerindeki doku artıkları kretuvar yardımıyla temizlendikten sonra dişler en fazla 6 ay olmak üzere, deney düzeneği hazırlanana kadar distile su içerisinde saklanmıştır.

Ağız ortamında materyallerin maruz kaldığı hidrolitik yıkımı in vitro test örneklerine yansıtmak için laboratuvar ortamında örneklerle yaşlandırma testleri uygulanmaktadır. Uygulanan döngü sayıları kısa, orta ve uzun dönem klinik sonuçları yansıtacak şekilde belirlenmektedir. Genellikle 5°-55°C arasındaki sıcaklık değerlerine sahip banyolar kullanılmaktadır (190). Restoratif materyaller ile diş dokularının termal genleşme katsayısı farklıdır. Bu farka ve termal döngüdeki sıcaklık farkına bağlı olarak kollajenlerin hidrolitik yıkımı artmaktadır. Böylece termal döngü uygulamalarında ileride ağız içerisinde yaşanabilecek sorunlar taklit edilmiş olur (191).

CAD/CAM materyalleri ve kompozitler ile gerçekleştirilen bir çalışmada termal döngü ile yaşlandırma uygulamasının materyallerin kırılma dayanımını etkilediği bildirilmiştir (192).

Ağız ortamını taklit edebilmek amacı ile kullanılan yaşlandırma testlerinde farklı prosedürler önerilmiştir. Fakat araştırmacılar termal çevrim sayısı ve daldırma süresi konusunda ortak bir karara varamamıştır. Ağız ortamında en yüksek ve en düşük sıcaklıklar $65 \pm 1^{\circ}\text{C}$ ve $4 \pm 1^{\circ}\text{C}$ olarak ölçülmüştür. Ağız kapalı iken ölçülen sıcaklık ise $37 \pm 1^{\circ}\text{C}$ ' dir (193). Çalışmamızdaki simantasyon işlemi yapılan örnekler 24 saat boyunca 37°C distile suda bekletildi. Her gruptan 10 örnek 5°C - 55°C sıcaklığına sahip banyolar arasında, banyo sıvısında kalma süresi 25 sn, banyolar arası transfer zamanı 15 sn olmak üzere 6 aya denk gelecek termal döngü işlemine maruz bırakılmıştır.

Tüm bu bilgiler doğrultusunda tez çalışmamızda tam seramik restorasyonların uzun dönem başarısında en önemli kriterlerden biri olan iki materyal arasındaki adezyon konusunda farklı yöntemlerle hazırlanan dentin ve seramik yüzeylerinin restorasyonların başarısına etkisini değerlendirme düşüncesiyle yola çıkarak, farklı dozdaki Er,Cr:YSGG lazer uygulamalarının bağlanma kuvveti üzerine etkilerinin in vitro koşullarda karşılaştırılması hedeflenmiştir.

Tartışmanın bu bölümüne kadar test düzeneğimizdeki değişkenler üzerinde durulmuştur. Bu bölümden itibaren 'farklı lazer çıkış güçleri uygulanan dentin yüzeylerine, kumlama ve lazer uygulaması ile hazırlanmış nanoseramiklerin simantasyonu sonrası bağlanma etkinlikleri arasında bir farklılık bulunmayacağı' hipotezi üzerine kurulan çalışmamızın sonuçları değerlendirilmeye çalışılacaktır. Literatür taramalarında incelenen lazer çalışmaları arasında, seramiklerin dentin yüzeyine bağlantısında farklı rezin simanların, farklı seramik yüzey hazırlıklarının ve dentin yüzeyinin lazer ile pürüzlendirilmesinin bağlantı etkinlikleriyle ilgili çalışmalar olmasına rağmen, seramik ve dentin yüzeyinin lazer ile aynı anda hazırlığı üzerine bir çalışmaya rastlanmamıştır.

Yavuz ve ark. (146), IPS Empress II ve VITA VM 9 seramiklerini kullandıkları, Er-YAG lazer ve kumlama işlemlerinin makaslama bağlanma dayanımına etkinliklerini karşılaştırmalı olarak kıyasladıkları çalışmalarında, kumlama uygulanan gruplarda lazer ile yüzey hazırlığı yapılan gruplara göre anlamlı derecede daha yüksek bağlanma

dayanımı değerlerine ulaşmışlardır. Çalışmamızda Yavuz ve ark. (146)'nın sonuçlarına benzer şekilde kumlama uygulanan seramik gruplarında daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri elde edilmiştir. SEM görüntülerinin incelemesinde bu değerlere seramik yüzeyinde kumlama işleminin lazer işlemine kıyasla daha homojen yayılım gösteren krater alanları oluşturmasının neden olabileceği sonucuna varılmıştır. Ancak lazer uygulanan grupların kumlama uygulanan gruplardan istatistiksel olarak anlamlı derecede bir farkı bulunamamıştır; bu nedenle çalışmamızın sonuçları, Silva ve ark. ile Vohra ve ark.'nın (160,161) çalışmalarını destekler niteliktedir ve Er,Cr:YSGG lazer ile seramik yüzeylerinin pürüzlendirilmesinin kumlama işlemine alternatif bir uygulama olabileceği sonucuna ulaşılmıştır.

IPS Empress II seramiklerin pürüzlendirilmesi üzerine farklı yüzey işlemlerinin etkilerinin incelendiği bir çalışmada, numunelere yüzey işlemi olarak 50 mm boyutunda Al_2O_3 partikülleri ile air abrazyon ve Er-YAG lazer uygulaması (1 mm uzaklık, 500 m , 20 Hz, 10W) yapılmıştır. Yüzey pürüzlülüğü açısından air-abrazyon işleminin lityum disilikat bazlı seramiklerin yüzey pürüzlülüğünü arttırmada lazer uygulamasından daha etkili olduğu sonucuna varılmıştır (194). Çalışmamızda bu çalışmadan farklı olarak seramik örneklerle 2W Er,Cr:YSGG lazer uygulamasının pürüzlülüğü, alümina partikülleriyle yapılan uygulamadan daha fazla arttırdığı sonucuna ulaşılmıştır. Bu sonuçların farklılığına kullanılan lazer tipi, lazer parametreleri ve seramik türü neden olmuş olabilir.

Üşümez ve ark. (195), çalışmalarında mine yüzeyinin pürüzlendirilmesinde Er,Cr:YSGG lazer sistemi ile %37' lik ortofosforik asit ve %10'luk maleik asidi kullanarak, mine yüzeylerine uygulanan seramik laminate veneerlerin makaslama bağlanma kuvvetlerini karşılaştırmışlardır. Çalışmanın sonucunda lazer grupları ve %37' lik ortofosforik asit grupları arasındaki farkın istatistiksel olarak önemli olmadığını, %10' luk maleik asit ile pürüzlendirilen grubun makaslama bağlanma kuvvetinin ise, bu gruplara göre istatistiksel olarak önemli oranda daha düşük bulunduğunu belirtmişlerdir. Kolay ve daha az zaman alıcı bir uygulama olan lazer sistemi ile pürüzlendirmenin klinikte kullanılabileceğini bildirmişlerdir.

Ayar ve ark. (196), Er,Cr:YSGG lazer ile pürüzlendirilen dentin yüzeyine adeziv rezin kompozitin bağlanma dayanımını ve arayüz morfolojisini değerlendirdikleri çalışmalarında, 20 Hz yoğunluğunda 1.5W ve 3W lazer dozları uyguladıkları gruplar

arasındaki makaslama bağlanma dayanımı değerleri, 3W grubunda istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek elde edilmiştir. Bu çalışmanın aksine çalışmamızda 3W grubunda anlamlı olarak dayanım değerleri daha düşük olup; Çağlar ve ark (173)'nın, çalışmalarının sonuçlarına benzer şekilde en yüksek enerji seviyesinde (3W) dentin tübüllerinin denatüre olduğu ve yüzeyde erimeler ve çatlaklar oluştuğu görülmüştür. Bu gruplardaki bağlanma dayanım değerlerinin düşüklüğünün nedeni olarak yüksek doz lazer uygulamasının dentin yüzeyinde oluşturduğu bu değişiklikler öne sürülebilir.

Literatür incelemelerinde lazer ile dentin hazırlığı yapılan çalışmalarda en iyi makaslama bağlanma değerlerini gösteren koşullar self-etch sistemler kullanıldığında dentin yüzeyinin 20Hz, 2W Er,Cr:YSGG + % 40 fosforik asitle hazırlandığı Ramos ve ark. (197)'nin çalışmasında görülmüştür. Belirli bir tedavide kullanılan lazer parametreleri, yüzeyin tipine etki etmekle kalmayıp adeziv sistemin bağ gücünü de etkilemektedir. Çalışmamızda kullandığımız self adeziv sistem ile gerçekleştirdiğimiz simantasyon işleminden sonra da makaslama bağlanma değerleri, Ramos ve ark. (197)'nin gerçekleştirdiği çalışmanın sonuçlarına benzer şekilde 2W lazer ile hazırlanan gruplarda daha yüksek elde edilmiştir. Ancak lazer uygulamasının, dentin yüzeyine fosforik asit uygulaması ile karşılaştırılmamış olması bu çalışmanın limitasyonlarından biridir.

Üşümez ve ark. (195) ve Lin ve ark. (198)'nin çalışmalarında dentin yüzeyine asit uygulaması ve Er,Cr:YSGG lazer uygulaması yapılan gruplar arasında bağlanma dayanımı değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Visuri ve ark (78) çalışmalarında, Er:YAG lazer sonrası asit uygulaması yapıp yapılmamasının, kompozit rezinlerin makaslama bağlanma kuvvetlerine etkisini değerlendirmişlerdir. Çalışma sonucunda, dentin yüzeyinde sadece Er:YAG lazer uygulamasının, Er:YAG+asit uygulamasına göre daha yüksek bağlanma kuvveti değerleri gösterdiğini bildirmişlerdir. Er:YAG+asit uygulanan dentin yüzeyleri en düşük bağlanma kuvveti değerlerini göstermiştir. Asit uygulamasının, diş dokusunda demineralizasyon gerçekleştirerek etkinlik gösterdiğini ve yüzeyde organik yapıdan zengin bir tabaka bıraktığını ileri sürmüşlerdir. Adeziv sistemlerin, mineral yapı ile etkileşime girdiğini ve asit uygulamasının mineral doku miktarını azaltmasından dolayı dezavantaj oluşturduğunu bildirmişlerdir. Yalnızca lazer uygulamasının, dentin yüzeyinde, asit uygulamasına göre daha yüksek oranda mineral doku içeren bir yüzey oluşturduğu, bu nedenle daha yüksek bağlanma kuvveti değerleri ölçüldüğü rapor edilmiştir. Er:YAG

lazer uygulamasının açık dentin tübülleri oluşturmada özelliği sayesinde, kompozit rezin öncesi yapılan asit uygulamasının elimine edilebileceğini belirtmişlerdir (78). Çalışmamızda yukarıdaki çalışmaların da sonuçlarına benzer şekilde Er,Cr:YSGG lazer ile elde edilen sonuçlar klinik kullanıma uygun ve self adeziv sistemlerle beraber uygulamaya alınarak dentin yüzeyine asit uygulamasını ortadan kaldıracak bağlanma dayanımı değerlerine sahip bulunmuştur.

Tachibana ve ark. (199)'nın, dentin yüzeyine 2W Er,Cr:YSGG lazer uygulayarak rapor ettikleri SEM bulguları, çalışmamızdaki özellikle dentin yüzeyine 2W lazer uygulanan gruptaki bulgular ile paralellik göstermektedir. Er,Cr:YSGG lazer, dokuda bulunan su içeren organik komponentleri ve suyu buharlaştırarak inorganik dokunun yıkımına neden olur. İntertübüler dentin, peritübüler dentine göre yüksek su ve düşük mineral içeriği nedeni ile daha fazla yıkıma uğrar ve düzensiz bir yüzey oluşturur.

Ceballos ve ark. (200), dentin yüzeyine asit, Er:YAG lazer ve Er:YAG+asit uygulayarak, grupların makaslama bağlanma kuvvetlerini karşılaştırmışlar ve çalışmanın sonunda asit uygulanan gruptaki bağlanma kuvvetlerinin, sadece lazer ve lazer+asit grubu örneklerinin bağlanma kuvveti değerlerinden anlamlı derecede yüksek olduğunu bildirmişlerdir. Ayrıca lazer uygulanan dentin dokusunun üst yüzeyindeki tabakanın içerisindeki kollajen fibrillerin, tamamen eridiğini veya buharlaştığını ve geriye pullu bir yüzey tabakasının kaldığını gözlemlemişlerdir. Lazer uygulanmış yüzey boyunca, artık denatüre kollajen fibrillerin, alttaki dentin tabakasına zayıf bağlanma ile tutulduğunu ve rezin difüzyonunun bozulması sonucunda, düşük makaslama bağlanma kuvvetleri değerleri elde edildiğini belirtmişlerdir. Lazer uygulamasından sonra yüzeye asit uygulanarak su ile yıkandığında, lazerden etkilenen tabakanın da ortadan kalktığını belirtmişlerdir. Bununla birlikte, lazer uygulamasına bağlı oluşan termomekanik etkinin, dentinin derin tabakalarını da etkilediği ve rezin-dentin ara yüzeyindeki bütünlüğünü olumsuz etkilediğini belirtmişlerdir. Lazer uygulaması sonucu oluşan modifiye dentin yüzeyinin, bağlanma kuvveti değerlerini azalttığını ve lazer uygulamasının asit uygulamasına alternatif bir yöntem olamayacağını bildirmişlerdir.

Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazerlerin, kollajen ağı üzerindeki muhtemel etkileri henüz tam olarak açıklık kazanmamıştır. Bu lazerlerin dentinin organik komponentlerinin,

özellikle de, rezin materyallerin bağlanmasında en önemli rolü olan kollajen fibriller üzerindeki etkilerinin araştırıldığı daha pek çok çalışmaya ihtiyaç vardır.

Adezyon çalışmalarındaki en önemli parametrelerden biri kopma tiplerinin analizidir. Kopma tipinin belirlenmesi adeziv sistemlerin klinik performansı hakkında önemli bilgiler verecektir. Porselende kırık oluşturan kohesiv tipteki kopmalara kıyasla adeziv kopmalar tercih edilen bir kopma tipidir.

Triolo ve Swift (201), zayıf bağlayıcı sistemlerde adeziv tipte kopmaların daha çok görüldüğünü ve bu duruma düşük rezin penetrasyonunun kaynaklandığını bildirmişlerdir. Dentinde kohesiv tipte kopmaların sıklıkla güçlü bağlanan sistemlerde meydana geldiği ve bağlayıcı sistem ile dentin arasındaki bağın, dentinin kohesiv kuvvetinden daha yüksek olduğunun göstergesi sayılabileceği bildirilmiştir. Perdigao ve ark. (202), kohesiv kopmaların makaslama bağlanma dayanımının artışıyla pozitif bir korelasyon gösterdiğini bildirmişlerdir. Çalışmamızda, Triolo ve ark. (201) ile Perdigao ve ark. (202)'na benzer nitelikte, kohesiv kopmalar makaslama bağlanma kuvvetlerinin yüksek olduğu gruplarda meydana gelmiştir.

Versluis ve ark. (203), dentinin mekanik özelliklerinin, adeziv sistemlerin mekanik özelliklerinden daha yüksek olduğunu ve dentinde kohesiv tipte kopmaların görülmesinin anlamlı olmadığını bildirmişlerdir. Dentin yüzeyinde görülen kohesiv kopmada, kopan dentinin, hibrit tabakası veya dehidratasyon sonucu zayıflayan dentin bölgesi olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızda ve literatürdeki çalışmalarda görülen dentin yüzeyindeki kohesiv tipteki kopmaların nedeni olarak da çekilen dişlerin ağız ortamından uzakta, distile su veya benzeri solüsyonlarda bekletilmesi, deney düzeneği gerçekleştirilene kadar meydana gelebilecek dehidratasyon ve hibrit tabakası sonucu zayıflama gösterilebilir.

Al Qahtani ve ark. (204), adeziv tipteki kopmaların, bağlayıcı sistemin, dentin yüzeyini iyi ıslatamamasına, hibrit tabakanın oluşmamasına veya düzensiz ve ince bir hibrit tabaka oluşmasına bağlı olabileceğini bildirmişlerdir. Kohesiv tipteki kopmaların ise, bağlayıcı sistem ve dentin yüzeyi arasında oluşan düzenli hibrit tabakasına bağlı olabileceğini bildirmişlerdir.

Al Qahtani ve ark. (204)' na benzer şekilde tez çalışmamızda, kopma tiplerinin belirlenmesinin faydalı olduğu ve elde edilen sonuçların, makaslama bağlanma

kuvveti test sonuçlarını destekler nitelikte olduğu görüşünü benimsemiş bulunmaktayız.

Çalışmamızda, seramik yüzeyine kumlama işlemi, dentin yüzeyine 2W lazer uyguladığımız grupta (Grup SKD2), %70 oranında dentinde kohesiv kopma, %10 oranında seramikte kohesiv kopma ve %20 oranında adeziv kopma izlenmekle beraber, seramik yüzeyine 2W lazer, dentin yüzeyine 2W lazer uyguladığımız grupta (Grup S2D2), %40 oranında dentinde kohesiv kopma, %10 oranında seramikte kohesiv kopma, %30 oranında adeziv kopma ve %20 karışık tipte kopma izlenmiştir. Bu gruplarda, yüksek kohesiv kopma oranlarının elde edilmesi, makaslama bağlanma kuvveti testinde elde ettiğimiz sonuçlar ile uyumludur.

Botta ve ark. (205), Er:YAG lazer uygulanmış dentin yüzeyine, self-etch adeziv sistemlerin etkinliğini değerlendirdikleri çalışmalarında, tüm grupların genellikle adeziv kopma tipi gösterdiğini bildirmişlerdir.

Tez çalışmamızda Er,Cr:YSGG lazer ile hazırlanan ve self adeziv ajan uygulanan örneklerde de Botta ve ark. (205)' nın çalışmasına benzer şekilde, yüksek oranda adeziv kopma tipleri görülmüştür.

Çalışmamızda elde edilen sonuçların, yapılan diğer bazı çalışmalar ile farklılık göstermesinin, farklı yüzey hazırlıklarının kullanılmasına, değişkenlik gösteren lazer parametrelerine ve adeziv sistemlerdeki farklılıklara bağlı olabileceği düşüncesindeyiz. Test edilen materyallerin (kullanılan seramik) tipleri ve deney düzeneğindeki farklılıklar da bağlanma kuvvetlerini karşılaştırmayı zorlaştırmaktadır.

Lazer uygulamaları yapılan dentin yüzeylerine, kumlama ve lazer uygulamasıyla hazırlanan rezin nanoseramiklerin self adeziv bir sistem ile simantasyonu sonrası mikromakaslama bağlanma dayanımlarının değerlendirildiği çalışmamızın limitasyonları; dentin yüzeyine uygulanan lazer işleminin, fosforik asit uygulaması ile karşılaştırılmamış ya da beraber uygulanmamış olmasıdır.

Lazer teknolojisinin ümit vaatetmesi ve klinik kullanımdaki avantajları nedeni ile, en iyi adeziv protokolün belirlenebilmesi ve diş dokularındaki kullanım alanlarında en uygun parametrelerin belirlenebilmesi için daha çok çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır.

Farklı dozlarda ve parametrelerde lazer uygulaması ve farklı adeziv sistem kullanımlarıyla beraber bağlanma dayanımlarının karşılaştırılacağı çalışmalara ihtiyaç vardır. Bu çalışma seramik ve dentin yüzeyine yapılan işlemlere odaklanarak planlanmış ve klinik kullanımı kolaylaştıracak self adezivlerin kullanımını ön plana alarak planlanmış olup çalışmanın limitasyonları dahilinde farklı adeziv sistemlerin karşılaştırılmamış olması gösterilebilir.

Lazerler, diş hekimliğinde farklı alanlarda kullanılabilmekte ve klinik uygulamaları birçok noktada kolaylaştırabilmektedir. Ancak, lazer uygulamasına maruz tutulan dentin dokusunun morfolojik ve kimyasal özelliklerinin tam olarak anlaşılamadığını düşünmekteyiz. Dental dokulara adezyonun çok önemli olduğu günümüz diş hekimliği uygulamalarında, lazer uygulanmış diş dokularında da kullanılabilecek uygun yeni adeziv sistemlerin geliştirilmesine ve daha ileri in vivo ve in vitro çalışmalara ihtiyaç vardır.

SONUÇLAR

Farklı dozlarda Er,Cr:YSGG ile hazırlanan dentin yüzeylerine, kumlama ve Er,Cr:YSGG ile yüzey hazırlığı yapılan nanoseramiklerin, self adeziv rezin simanla (3M RelyX U200 Automix) uygulanması sonrası bağlanma kuvvetlerinin karşılaştırmalı olarak incelendiği çalışmanın sonuçları aşağıdaki gibidir:

1. Araştırmanın sıfır hipotezi olan ‘farklı lazer çıkış güçleri uygulanan dentin yüzeylerine, kumlama ve lazer uygulaması ile hazırlanmış nanoseramiklerin simantasyonu sonrası bağlanma etkinlikleri arasında bir farklılık bulunmayacağı’ hipotezi reddedilmiştir.
2. Araştırmada kullanılan Lava Ultimate blokların dentine olan en yüksek bağlanma kuvveti değerleri seramik yüzeyinin kumlandığı ve dentin yüzeyine 2W lazer uygulamasının yapıldığı grupta, en düşük bağlanma kuvveti değerleri ise, seramik yüzeyine 2W lazer uygulamasının yapıldığı ve dentin yüzeyine 3W lazer uygulanan grupta elde edilmiştir.
3. Seramik yüzeyinin kumlandığı gruplarda, kontrol grubu ile diğer gruplar arasında anlamlı bir farklılık bulunmuştur.
4. Seramik yüzeyinin kumlandığı gruplarda, dentin dokusunda herhangi bir işlemin yapılmadığı kontrol grubuna ait bağlanma dayanımı değerleri, dentin yüzeyine 1.5W ve 2W lazer uygulaması yapılan gruplardan düşük, 3W lazer uygulaması yapılan gruptan büyük bulunmuştur.
5. Seramik yüzeyinin kumlandığı gruplarda, dentin yüzeyine 2W lazer uygulaması yapılan gruptaki bağlanma dayanımı değerleri 1.5W lazer uygulanan gruba göre daha yüksek bulunmuştur.
6. Seramik yüzeyine 2W lazer uygulanan gruplar arasında anlamlı bir farklılık bulunmuştur.
7. Seramik yüzeyine 2W lazer uygulanan gruplar arasında, dentin yüzeyine 3W lazer uygulanan grubun bağlanma dayanımı değerleri, 1.5W ve 2W lazer uygulanan gruplardan daha düşük bulunmuştur.

8. Er,Cr:YSGG lazerler ile hazırlanan dentin yüzeylerine simante edilen seramiklerin bağlanma kuvvetleri, seramik yüzeyine uygulanan işleme bağlı olarak farklılıklar göstermektedir.
9. Test edilen tüm örnekler arasında, seramik yüzeyine kumlama yapılan grupların bağlama dayanımı, seramik yüzeyine lazer uygulaması yapılan gruplardan daha yüksek bulunmuştur.
10. Makaslama bağlanma kuvvetlerinin en yüksek olduğu gruplarda, en fazla dentinde kohesiv kopma gözlenirken, en düşük olduğu gruplarda adeziv kopma gözlenmiştir.
11. Çalışmada elde edilen örneklerin SEM incelemelerinde 1.5W lazer uygulanan dentin yüzeyindeki açık dentin tübülleri sayısının az ve şekilsiz olduğu bu lazer dozunun smear tabakasını kaldırmada yetersiz olabileceği ve dentin yüzeyinde değişiklik oluşturmak adına 2W lazer dozundan daha zayıf kaldığı bulgularına rastlanmıştır. Bu bulgular bağlanma dayanımı testi sonuçlarıyla da tutarlılık göstermektedir.
12. Çalışmada elde edilen örneklerin SEM incelemesinde 3W lazer uygulanan dentin yüzeyinde mikroçatlaklara rastlanmıştır. Bu dozdaki lazer uygulamasının dentin kollajen fibrillerini eritmesi ve dönüşümsüz olarak denatüre etmesi gibi bağlantıyı negatif yönde etkileyebilecek değişikliklere sebep olabileceği gözlemlenmiştir.
13. Çalışmada kullanılan seramik örneklerin SEM incelemesinde kumlama uygulanan seramik örneklerin yüzeylerinde daha homojen yayılım gösteren pürüzlü bir yapıya rastlanırken, lazer uygulamasında eriyip tekrar kaynaşmış gibi gözüken düzensiz krater alanlarına rastlanmıştır.
14. Çalışmada elde edilen veriler dahilinde yüzey pürüzlülüğü ile makaslama bağlanma değerleri arasında pozitif bir korelasyon gözlenmemiştir.

KAYNAKÇA

1. Gracis S, Thompson V, Ferencz J, Silva N, Bonfante E. A New Classification System for All-Ceramic and Ceramic-like Restorative Materials. *Int J Prosthodont.* 2016;28(3):227–35.
2. O’ Brien W.J. Dental Materials: Properties and Selection. In: Cuintessence Publishing Co Inc. Chicago; 1989.
3. Phillips RW. Skinner’s Science of Dental Materials. 9th ed. W.B. Saunders, editor. Philadelphia; 1991. 123–133 p.
4. Santos MJ, Pegoraro LF, Santos GC. Current All-Ceramic Systems in Dentistry: A Review. 2015;(March).
5. 4. Mc Lean J.W. No Title. In: Perspectives on dental ceramics In: Dental Ceramics Proceedings of the First International Symposium on Dental Ceramics. Chicago: Cuintessence; 1984. p. 13–40.
6. Kontonasaki, E., Kantiranis, N., Papadopoulou, L., Chatzistavrou, X., Kavouras, P., Zorba T. Microstructural characterization and comparative evaluation of physical, mechanical and biological properties of three ceramics for metal–ceramic restorations. *dental materials.* 2008;24(10):1362–73.
7. Mihali S, Bortun C, Bratu E. Nano-ceramic particle reinforced coposite -Lava Ultimate CAD/CAM Restorative. *Rev Chim.* 2013;64(4):435–7.
8. Blatz, M.B., Sadan, A., Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2003;89(3):268–74.
9. Heintze S. How to qualify and validate wear simulation devices and methods. *Dent Mater.* 2006;22(8):712–34.
10. Helvey G. Provide the Optimum in Strength and Esthetics. *Insid Dent.* 2013;(November).
11. Akin E. Diş hekimliğinde porselen. G.Ü Basım Evi ve Film Merkezi, İstanbul. 1990. p.7–10.
12. Sakaguchi RL PJ. Craig’s Restorative Dental Materials-E-Book. Elsevier Health Sciences; 2012.
13. Nayır E. Diş hekimliği maddeler bilgisi. İ.Ü. Yayınları; İstanbul. 2019. p. 50-120.
14. Otto T. Computer-aided direct all-ceramic crowns: preliminary 1-year results of a prospective clinical study. *Int J Periodontics Restorative Dent.*

2004;24(5).

15. Wynbrandt J. The excruciating history of dentistry: toothsome tales & oral oddities from Babylon to braces. Macmillan. 2000.
16. Yavuzylmaz H., Turhan B., Bavbek B., Kurt E. Tam porselen sistemleri I. Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Derg. 2005;22(1):41–8.
17. Kamposiora P, Papavasiliou G, Bayne SC, Felton DA. Stress concentration in all-ceramic posterior fixed partial dentures. Quintessence Int. 1996;27(10):6-701.
18. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E AL. Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. Ankara. A.Ü. Basımevi; 1993. p. 515.
19. Eissmann HF, Rudd KD MR. Dental Laboratory Procedures: Fixed Partial Dentures. Mosby Inc., 1985.
20. Babu PJ, Alla RK, Alluri VR, Datla SR KA. Dental ceramics: Part I—An overview of composition, structure and properties. Am J Mater Eng Technol. 2015;3(1):13–8.
21. Hasan O. Tüm seramik sistemler. E.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2003;24(11):6.
22. Shillingburg HT, Sather DA, Wilson EL, Cain J, Mitchell D, Blanco L et al. Fundamentals of fixed prosthodontics. Quintessence Publishing Co. 2012.
23. McLean J. The Science and Art of Dental Ceramic, Volume I: the Nature of Dental Ceramics and Their Clinical Use (c. 1). Quintessence Publishing Co. Chicago; 1979.
24. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Phillips’ science of dental materials. Elsevier Heal Sci. 2013.
25. Nagai T, Kawamoto Y, Kakehashi Y & MH. Adhesive bonding of a lithium disilicate ceramic material with resin-based luting agents. J Oral Rehabil. 2005;32(8):598–605.
26. Brentel AS, Ozcan M, Valandro LF, Alarca LG, Amaral R & BM. Microtensile bond strength of a resin cement to feldspathic ceramic after different etching and silanization regimens in dry and aged conditions. Dent Mater. 2007;23(11):1323–31.
27. Christensen GJ. Is the rush to all-ceramic crowns justified? J Am Dent Assoc. 2014;145(2):4–192.
28. Conrad J, Seong WJ PI. Current ceramic materials and systems with clinical

- recommendations: A systematic review. *J Prosthet Dent.* 2007;98:389–404.
29. Hondrum SO. A review of the strength properties of dental ceramics. *J Prosthet Dent.* 1992;67(6):65-859.
 30. Uludamar A, Akalin B. Zirkonyum esaslı tam seramik restorasyonlarda simantasyon öncesi yüzey hazırlıkları. *Cumhur Dent J.* 2011;14(2):53-140.
 31. Otto T DNS. Computer-manufactured, direct ceramic restorations: a prospective, clinical 10-year study of Cerec CAD-CAM inlays and onlays. *The International Journal of Prosthodontics.* 2002;15(2):122–128.
 32. Stefano G, Thompson P, Jonathan L, Silva NR, Bonfante A. New Classification System for All-Ceramic and Ceramic-like Restorative Materials. *Quintessence Publ Co.* 2015;28(3):227–35.
 33. Sailer I, Pjetursson BE, Zwahlen M HC. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal–ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: fixed dental prostheses. *Clin Oral Implants Res.* 2007;18:86–96.
 34. Ho GW, Matinlinna J. Insights on ceramics as dental materials. Part I: ceramic material types in dentistry. *Silicon.* 2011;3(3):15-109.
 35. Van Noort R. All-ceramic restorations: resin-bonded ceramics. *Introd to Dent Mater* 3rd ed, Philadelphia, PA Elsevier. 2007;9-261.
 36. McLaren EA GR. Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. *Compendium.* 2010;31(9).
 37. Fasbinder DJ. Chairside CAD/CAM: an overview of restorative material options. *Compend Contin Educ Dent.* 2012;33(1):2-50.
 38. Wolfart S, Thormann H, Freitag S KM. Assessment of dental appearance following changes in incisor proportions. *Eur J Oral Sci.* 2005;113(2):65-159.
 39. Fasbinder DJ. Materials for chairside CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent.* 2010;31(9):4-702.
 40. Fons Font A, Solá Ruiz MF, Granell Ruiz M, Labaig Rueda C MGA. Choice of ceramic for use in treatments with porcelain laminate veneers. 2006.
 41. Oh S-C, Dong J-K, Lüthy H SP. Strength and microstructure of IPS Empress 2 glass-ceramic after different treatments. *Int J Prosthodont.* 2000;13(6).
 42. Elsaka SE EA. Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dent Mater.* 2016;32(7):14-908.

43. Sen N UY. Mechanical and optical properties of monolithic CAD-CAM restorative materials. *J Prosthet Dent.* 2018;119(4):9-593.
44. Bajraktarova-Valjakova E, Korunoska-Stevkovska V, Kapusevska B, Gigovski N, Bajraktarova-Misevska C GA. Contemporary dental ceramic materials, a review: chemical composition, physical and mechanical properties, indications for use. *Open access Maced J Med Sci.* 2018;6(9):1742.
45. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP SM. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater.* 2004;20(5):56-449.
46. Guazzato M, Albakry M, Swain MV IJ. Mechanical properties of In- Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *Int J Prosthodont.* 2002;15(4).
47. Denry I KJ. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater.* 2008;24(3):299–307.
48. Bultan Ö, Öngül D TP. Zirkonyanın mikro yapılarına ve üretim şekillerine göre sınıflandırılması. *J Istanbul Univ Fac Dent.* 2010;44(3):197–204.
49. Leung BT, Tsoi JK, Matinlinna JP PE. Comparison of mechanical properties of three machinable ceramics with an experimental fluorophlogopite glass ceramic. *J Prosthet Dent.* 2015;114(3):6-440.
50. Petrini M, Ferrante M SB. Fabrication and characterization of biomimetic ceramic/polymer composite materials for dental restoration. *Dent Mater.* 2013;29(4):81-375.
51. Sevmez H, Bankoğlu Güngör M YH. Rezin Matriks Seramikler. *Türkiye Klinikleri Dişhekimliği Bilimleri Derg.* 2019;25(3).
52. Koller M, Arnetzl G, Holly L AG. Lava ultimate resin nano ceramic for CAD/CAM: customization case study. *Int J Comput Dent.* 2012;15(2):64-159.
53. Matinlinna J, Vallittu P. Bonding of resin composites to etchable ceramic surfaces—an insight review of the chemical aspects on surface conditioning. *J Oral Rehabil.* 2007;34(8):30-622.
54. Ana Catarina Silva PM, Ferreira JC, Teresa Oliveira NG. Adhesion in Dentin Prepared with Er,Cr:YSGG Laser: Systematic Review. *Contemp Clin Dent.* 2019;34-129.
55. Nağış I, Ergün G, Heikkinen T LL. Lityum disilikat seramik yüzey yapısı üzerine farklı pürüzlendirme sürelerinin etkisinin tarama elektron mikroskobu ile değerlendirilmesi. *G.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Derg.* 2009;26(2):8-73.

56. Matinlinna JP, Lassila LV, Özcan M, Yli-Urpo A VP. An introduction to silanes and their clinical applications in dentistry. *Int J Prosthodont*. 2004;17(2):64-155.
57. Da Silveira BL, Paglia A, Burnett LH, Shinkai RS, Eduardo CP SA. Micro-tensile bond strength between a resin cement and an aluminous ceramic treated with Nd:YAG laser, Rocatec System, or aluminum oxide sandblasting. *Photomed Laser Surg*. 2005;23(6):8-543.
58. Summitt JB, Robbins WJ, Hilton TJ SR. *Fundamentals of Operative Dentistry: A Contemporary Approach*. 3rd ed, Quintessence Pub Co Inc Chicago.
59. Zogheib LV, Bona AD, Kimpara ET, McCabe J. Effect of hydrofluoric acid etching duration on the roughness and flexural strength of a lithium disilicate-based glass ceramic. *Braz Dent J*. 2011;22(1):45–50.
60. Estafan D, Dussetschleger F, Estafan A JW. Effect of prebonding procedures on shear bond strength of resin composite to pressable ceramic. *Gen Dent*. 2000;48:6-412.
61. Bertolini JC. Hydrofluoric acid: A review of toxicity. *J Emerg Med*. 1992;10:8-163.
62. Özcan M VP. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dent Mater*. 2003;19:31-725.
63. Pospiech P. All-ceramic crowns: bonding or cementing? *Clin Oral Invest*. 2002;6:97-189.
64. Dérand P, Dérand T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *Int J Prosthodont*. 2000;13(2).
65. Jain S, Parkash H, Gupta S, Bhargava A. To evaluate the effect of various surface treatments on the shear bond strength of three different intraoral ceramic repair systems: an in vitro study. *J Indian Prosthodont Soc*. 2013;13(3):20-315.
66. Thompson JY, Stoner BR, Piascik JR, Smith R. Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: where are we now? *Dent Mater*. 2011;27(1):71–82.
67. Özcan M, Niedermeier W. Clinical study on the reasons for and location of failures of metal-ceramic restorations and survival of repairs. *Int J Prosthodont*. 2002;15(3).

68. Amaral R, Özcan M, Bottino MA, Valandro L. Microtensile bond strength of a resin cement to glass infiltrated zirconia-reinforced ceramic: the effect of surface conditioning. *Dent Mater.* 2006;22(3):90-283.
69. Albakry M, Guazzato M, Swain M. Effect of sandblasting, grinding, polishing and glazing on the flexural strength of two pressable all-ceramic dental materials. *J Dent.* 2004;32(2):9-91.
70. Madani M, Chu FC, McDonald AV, Smales R. Effects of surface treatments on shear bond strengths between a resin cement and an alumina core. *J Prosthet Dent.* 2000;83(6):7-644.
71. Wolf DM, Powers JM. Bond strength of composite to etched and sandblasted porcelain. *Am J Dent.* 1993;6:8-155.
72. Oh W SC. Effect of surface topography on the bond strength of a composite to three different types of ceramic. *J Prosthet Dent.* 2003;90:6-242.
73. Piwowarczyk A, Lauer H SJ. In vitro shear bond strength of cementing agent to fixed prosthodontic restorative materials. *J Prosthet Dent.* 2004;92:73-265.
74. Oygür R, Monticelli F, Toledano M, Osorio E, Ferrari M OR. Influence of surface treatments and resin cement selection on bonding to densely-sintered zirconium-oxide ceramic. *Dent Mater.* 2009;25:9-172.
75. Proano P, Pfeiffer P, Nergiz NW. Shear bond strength of repair resin using an intraoral tribochemical coating on ceramometal, ceramic, and resin surfaces. *J Adhes Sci&Tech.* 1998;12(10):35-121.
76. Lin J, Shinya A GH. Effect of self-adhesive resin cement and tribochemical treatment on bond strength to zirconia. *Int J Oral Sci.* 2010;2(1):28-34.
77. Çömlekoglu E, Dünder M, Uzel G, Güngör M OB. Farklı yüzey pürüzlendirme işlemlerinin yapıştırıcı simanların seramiğe olan bağ dayanımı üzerine etkisi. *Hacettepe Diş Hek Fak Derg.* 2009;33(3):14-22.
78. Visuri SR, Gilber JL, Wright DD, Wigdor HA WJ. Shear strength of composite bonded to Er:YAG laser-prepared dentin. *J Dent Res.* 1996;75:599-605.
79. Sulewski JG. Einstein's "Splendid Light": Origins and Dental Applications. *Princ Pract Laser Dent.* 2011;1-11.
80. Aoki A, Sasaki KM, Watanabe H II. Lasers in nonsurgical periodontal therapy. *Periodontol 2000.* 2004;36:59-97.
81. Dunn WJ, Davis JT, Bush AC. Shear bond strength and SEM evaluation of

- composite bonded to Er: YAG laser-prepared dentin and enamel. *Dent Mater.* 2005;21(7):24-616.
82. Paranhos MPG, Burnett Jr LH, Magne P. Effect of Nd: YAG laser and CO₂ laser treatment on the resin bond strength to zirconia ceramic. *Quintessence Int (Berl)*. 2011;42(1).
83. Parker S. The use of lasers in fixed prosthodontics. *Dent Clin North Am.* 2004;48(4):98-971.
84. Akhavan ZV, Ahmadi H, Nateghifard A, Ghasemi A, Torabzadeh H, Abdoh Tabrizi M ve diğerleri. Effect of different laser surface treatment on microshear bond strength between zirconia ceramic and resin cement. *J Investig Clin Dent.* 2015;6(4):294–300.
85. Foxton RM, Cavalcanti AN, Nakajima M, Pilecki P, Sherriff M, Melo L ve diğerleri. Durability of resin cement bond to aluminium oxide and zirconia ceramics after air abrasion and laser treatment. *J Prosthodont Implant Esthet Reconstr Dent.* 2011;20(2):84–92.
86. Gökçe B, Özpınar B, Dündar M, Çömlekoglu E, Şen BH GM. Bond strengths of all-ceramics: asid vs laser etching. *Oper Dent.* 2007;32(2):8-173.
87. Kara H, Dilber E, Koç O, Ozturk N BM. Effect of different surface treatments on roughness of IPS Empress 2 ceramic. *Lasers Med Sci, Online FirstTM.* 2010;
88. Shiu P, De Souza-Zaroni WC, De Eduardo CP YM. Effect of feldspathic ceramic surface treatments on bond strength to resin cement. *Photomed Laser Surg.* 2007;25(4):6-291.
89. Akyl MS, Uzun IH BF. Bond strength of resin cement to yttrium- stabilized tetragonal zirconia ceramic treated with air abrasion, silica coating, and laser irradiation. *Photomed Laser Surg.* 2010;28(6):8-801.
90. De Oliveira OAS, Torres CP, Gomes-Silva JM, de Menezes-Oliveira MA, Pecora JD, Palma-Dibb RG BM. Effect of erbium-doped yttrium aluminium garnet laser parameters on ablation capacity and morphology of primary dentin. *Photomed Laser Surg.* 2009;27(6):90-885.
91. Mercer C. Lasers in dentistry: A review. Part 1. *Dent Updat.* 1996;23(2):74–80.
92. DJ. C. An overview of laser wavelengths used in dentistry. *Dent Clin North Am.* 2000;44(4):65-753.

93. Büyükakyüz N TB. Diş hekimliği ve lazer. 1998;28:5-82.
94. Stern RH SR. Laser Effect on Dental Hard Tissues. A Preliminary Report. J South Calif Dent Assoc. 1965;33:9–27.
95. Karlovic Z, Pezelj-Ribaric S, Miletic I., Jukic S., Grgurevic J AI. Erbium: YAG laser versus ultrasonic in preparation of root-end cavities. J Endod. 2005;31:3–821.
96. Yamamoto H SK. Prevention of dental caries by acoustooptically Q-switched Nd: YAG laser irradiation. J Dent Res. 1980;59–137.
97. Kimura Y, Wilder-Smith P MK. Lasers in endodontics: A review. Int Endod J. 2000;33(3):85–173.
98. Coluzzi DJ. Fundamentals of dental lasers: Science and instruments. Dent Clin North Am. 2004;48(4):70–751.
99. Miserandino LJ, Levy G, Miserandino CA. Laser interaction with biologic tissues. In: Miserandino LJ, Pick RM, eds. Lasers in Dentistry. 1st ed. Hanover Park, IL: Quintessence Publishing Co Inc; 1995. p.39-55.
100. Dederich DN, Bushick RD. Lasers in dentistry: Separating science from hype. J Am Dent Assoc. 2004;135(2):12-204.
101. Moritz A, Beer F, Goharkhay K, Schoop U, Strassl M, Verheyen P, Walsh LJ, Wernisch J WE. Oral Laser Application. Quintessence Publ Co Inc Berlin, Ger. 2006.
102. Eversole LR RI. Preliminary investigations on the utility of an erbium, chromium YSGG laser. J Calif Dent Assoc. 1995;23(12):7–41.
103. Reyto R. Lasers and air abrasion: New modalities for tooth preparation. Dent Clin North Am. 2001;45(1):189–206.
104. Rizioiu I, Kohanghadosh F, Kimmel AI EL. Pulpal thermal responses to an erbium, chromium: YSGG pulsed laser hydrokinetic system. Oral Surg, Oral Med, Oral Pathol, Oral Radiol, Endod. 1998;86:3–220.
105. Carpenter W, Eversole R HJ. Human pulp responses to cavity preparation with a laser powdered hydrokinetic system. J Dent Res. 1999;78–386.
106. Hossain M, Nakamura Y, Yamada Y, Murakami Y M, K. Compositional and structural changes of human dentin following caries removal by Er, Cr:YSGG laser irradiation in primary teeth. J Clin Pediatr Dent. 2002;26:82–377.
107. Tanumiharja M, Burrow MF TM. Microtensile bond strengths of seven dentin adhesive systems. Dent Mater. 2000;16(3):7-180.

108. Eliades G. Clinical relevance of the formulation and testing of dentin bonding systems. *J Dent.* 1994;22(2):73–81.
109. Roberson TM, Heymann HO SE. Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry. 5th ed, Mosby Elsevier. 2006.
110. Altay N AT. In vitro bağlantı kuvveti ölçme testlerinin değerlendirilmesi. *Hacettepe Diş Hek Fak Derg.* 2002;26:8-32.
111. Al-Salehi SK BF. Methods used in dentin bonding tests : an analysis of 50 investigations on bond strengt. *Quintessence Int.* 1997;28:23-717.
112. Leinfelder KF. Dentin adhesives for the twenty-first century. *Dent Clin North Am.* 2001;45(1):1–6.
113. Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M CR. Adhesion testing of dentin bonding agents: A review. *Dent Mater.* 1995;11(2):25-117.
114. G. O. Bond strength testing-what does it mean? *Int Dent J.* 1993;43(5):6-492.
115. Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R PD. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength-Evaluation of a micro-tensile bond test. *Dent Mater.* 1994;10(4):40-236.
116. Spesification I 11405 T. Dental materials-Testing of adhesion to tooth structure. 2nd ed, Geneva, Swithzerl. 2003.
117. Shimada Y TJ. Effects of regional enamel and prism orientation on resin bonding. *Oper Dent.* 2003;28(1):7-20.
118. Nakabayashi N, Kojima K ME. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res.* 1982;16(3):73-265.
119. Strub JR BS. Fracture strength of 5 different all-ceramic crown systems. *Int J Prosthodont.* 1998;11:9–602.
120. Burke FJ. Trends in indirect dentistry: 3. Luting materials. *Dent Updat.* 2005;32(5):60-251.
121. Kılınç E, Antonson SA, Hardigan PC KA. Resin cement colour stability and its influence on the final shade of all-ceramics. *J Dent.* 2011;39(1):6-30.
122. Zaimoglu A CG. Sabit protezler. Ankara Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Yayınları, Ankara. 2004.
123. Phillips RW. Skinner's Science of dental materials. 9th ed, WB Saunders Co, Philedenphia. 1991.
124. Chang JC, Nguyen T DJ. Tensile bond strengths of dual-cured cements between a glass-ceramic and enamel. *J Prosthet Dent.* 1998;79:7-503.

125. Burgess JO, Ghuman T CD. Self-adhesive resin cements. *J Esthet Restor Dent*. 2010;22(6):9–412.
126. John MP. Self-adhesive resin cements: characteristics, properties and manipulation. *Funct Esthet Restor Dent*. 2008;1:34–40.
127. Al-Assaf K, Chakmakchi M, Palaghias G, Karanika-Kouma A EG. Interfacial characteristics of adhesive luting resins and composites with dentine. *Dent Mater*. 2007;23(7):39–829.
128. Gerth HU, Dammaschke T, Zuchner H SE. Chemical analysis and bonding reaction of RelyX Unicem and Bifix composites--a comparative study. *Dent Mater*. 2006;22(10):41–934.
129. De Munck J, Vargas M, Van Landuyt K, Hikita K, Lambrechts P VMB. Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin. *Dent Mater*. 2004;20(10):71–963.
130. Gale MS DB. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent*. 1999;27(2):89–99.
131. Amaral FL, Colucci V, Palma-Dibb RG CS. Assessment of in vitro methods used to promote adhesive interface degradation: a critical review. *J Esthet Restor Dent*. 2007;19(6):53-340.
132. Cengiz T, Mısırlıgil A AM. Tıp ve diş hekimliğinde genel ve özel mikrobiyoloji. Güneş Kitabevi Ltd Şti, Ankara. 2004.
133. Poticny DJ KJ. CAD/CAM in-office technology: innovations after 25 years for predictable, esthetic outcomes. *J Am Dent Assoc*. 2010;141:5–9.
134. Ruse N SM. Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. *J Dent Res*. 2014;93(12):4-1232.
135. Guess PC, Selz CF, Steinhart Y-N, Stampf S SJ. Prospective Clinical Split-Mouth Study of Pressed and CAD/CAM All-Ceramic Partial-Coverage Restorations: 7-Year Results. *Int J Prosthodont*. 2013;26(1).
136. Horvath S. Key Parameters of Hybrid Materials for CAD/CAM-Based Restorative Dentistry. *Compend Contin Educ Dent* (Jamesburg, NJ 1995). 2016;37(9):43–638.
137. El Zhawi H, Kaizer MR, Chughtai A, Moraes RR ZY. Polymer infiltrated ceramic network structures for resistance to fatigue fracture and wear. *Dent Mater*. 2016;32(11):61–1352.
138. He L-H SM. A novel polymer infiltrated ceramic dental material. *Dent Mater*.

2011;27(6):34–527.

139. He L-H, Purton D SM. A novel polymer infiltrated ceramic for dental simulation. *J Mater Sci Mater Med*. 2011;22(7):43–1639.
140. I. T. Mechanical properties of dental resin composite CAD/CAM blocks. UBC Theses Diss. 2014.
141. Sorensen JA, Kang SK AS. Porcelain-composite interface microleakage with various porcelain surface treatments. *Dent Mater* 1991; 7:118-23. 1991;7:23–118.
142. Keski-Nikkola MS, Alander PM, Lassila LV VP. Bond strength of gradia veneering composite to bre- reinforced composite. *J Oral Rehabil* 2004; 31:1178-83. 2004;31:83–1178.
143. Kruth JP, Levy G, Klocke F CT. Consolidation phenomena in laser and powder-bed based layered manufacturing. *CIRP Ann*. 2007;56:59–730.
144. Ozcan M, Barbosa SH, Melo RM, Galhano GA BM. Effect of surface conditioning methods on the microtensile bond strength of resin composite to composite after aging conditions. *Dent Mater* 2007; 23:1276-82. 2007;23:82–1276.
145. Swift EJ J. New adhesive resins. A status Rep *Am J Dent Am J Dent*. 1989;2:60–258.
146. Schneider W, Powers JM PH. Bond strength of composites to etched and silica-coated porcelain fusing alloys. *Dent Mater*. 1992;8:5–211.
147. Yavuz T, Dilber E, Kara HB. Effects of different surface treatments on shear bond strength in two different ceramic systems. *Lasers Med Sci*. 2013;28(5):1233-1239.
148. Wolf DM, Powers JM. Bond strength of composite to porcelain treated with new porcelain repair agents. *Dent Mater*. 1992;8:61–158.
149. Spohr AM, Sobrinho LC, Consani S, Sinhoreti MA KJ. Influence of surface conditions and silane agent on the bond of resin to IPS Empress 2 ceramic. *Int J Prosthodont*. 2003;16(3):277–282.
150. Ozcan M, Valandro LF, Pereira SM, Amaral R, Bottino MA PG. Effect of surface conditioning modalities on the repair bond strength of resin composite to the zirconia core / veneering ceramic complex. *J Adhes Dent*. 2013;15:10–207.
151. Turp V, Sen D, Tuncelli B, Goller G OM. Evaluation of air-particle abrasion of

- Y-TZP with different particles using microstructural analysis. *Aus Dent J*. 2013;58:91–183.
152. Nejat AH, Lee J, Shah S, Lin CP, Kulkarni P, Chavali R et al. Retention of CAD/CAM resin composite crowns following different bonding protocols. *Am J Dent*. 2018;31:97–102.
 153. Kursoglu P, Motro PF YH. Shear bond strength of resin cement to an acid etched and a laser irradiated ceramic surface. *J Adv Prosthodont*. 2013;5:98–103.
 154. Ustun O, Akar T, Kirmali O. A Comparative study of laser irradiation versus sandblasting in improving the bond strength of titanium abutments. *Photobiomodul Photomed Laser Surg*. 2019;37:72–465.
 155. Hossain M, Nakamura Y, Yamada Y, Suzuki N, Murakami Y M. Analysis of surface roughness of enamel and dentin after Er,Cr: YSGG laser irradiation. *J Clin Laser Med Surg*. 2001;19:297–303.
 156. Barutcigil K, Barutcigil Ç, Kul E, Özarslan MM. Effect of different surface treatments on bond strength of resin cement to a CAD/CAM restorative material. *J Prosthodont*. 2019;28:8–71.
 157. Sari F, Ustun O, Kirmali O. Efficacy of various pretreatments on the bond strength of denture teeth to denture base resins. *Photomed Laser Surg*. 2018;36:20–214.
 158. Visuri SR, Walsh JT WH. Erbium laser ablation of dental hard tissue: effect of water colling. *Lasers Surg Med*. 1996;18:294–300.
 159. Barutcigil K, Kul E, Barutcigil Ç, Özarslan MM. Effect of Laser Treatments on Bond Strength of Resin Cement to Hybrid Ceramic. 2020;6(3):7-412.
 160. Mirzaei M, Yasini E, Tavakoli A CN. Effect of different powers of Er,Cr: YSGG laser treatment on surface morphology of microhybride composite resin: scanning electron microscope (SEM) Evaluation. *J Lasers Med Sci*. 2015;6:6–62.
 161. da Silva Ferreira S, Hanashiro FS, de Souza-Zaroni WC, Turbino ML YM. Influence of aluminum oxide sandblasting associated with Nd:YAG or Er:YAG lasers on shear bond strength of a feldspathic ceramic to resin cements. *Photomed Laser Surg*. 2010;28:5–471.
 162. Vohra F, Labban N, Al-Hussaini A, Al-Jarboua M, Zawawi R, Alrahlah A NM. Influence of Er,Cr: YSGG laser on shear bond strength and color stability of

- lithium disilicate ceramics: An in vitro study. *Photobiomodul Photomed Laser Surg.* 2019;37:8–483.
163. Kimyai S, Mohammadi N, Navimipour EJ RS. Comparison of the effect of three mechanical surface treatments on the repair bond strength of a laboratory composite. *Photomed Laser Surg.* 2010;28:25–30.
 164. Martinez-Insua A, Da Silva Dominguez L, Rivera FG S-PU. Differences in bonding to acid-etched or Er:YAG laser treated enamel and dentin surfaces. *J Prosthet Dent.* 2000;84(3):8–280.
 165. Al-Omari Wael M. PJE. The effect of Nd:YAG and Er,Cr:YSGG lasers on the microhardness of human dentin. *Lasers Med Sci.* 2013;28:6-151.
 166. Hossain M, Nakamura Y, Tamaki Y, Yamada Y, Murakami Y MK. Atomic analysis and knoop hardness measurement of the cavity floor prepared by Er, Cr:YSGG laser irradiation in vitro. *J Oral Rehabil.* 2003;30:21–515.
 167. Takada M, Shinkai K, Kato C SM. Bond strength of composite resin to enamel and dentin prepared with Er,Cr:YSGG laser. *Dent Mater J.* 2015;34:71–863.
 168. Beer F, Buchmair A, Körpert W, Marvastian L, Wernisch J MA. Morphology of resin–dentin interfaces after Er,Cr:YSGGlaser and acid etching preparation and application of different bonding systems. 2012;27:41-835.
 169. Fowler BO KS. Changes in heated and in laser-irradiated human tooth enamel and their probable effects on solubility. *Calcif Tissue Int.* 1986;38:197–208.
 170. Oho T MT. A possible mechanism of acquired acid resistance of human dental enamel by laser irradiation. *Caries Res.* 1990;24:86–92.
 171. Ceballos L, Osorio R, Toledano M MG. Microleakage of composite restorations after acid or Er-YAG laser cavity treatments. 2001. 17(4):6-340.
 172. Bakry AS, Nakajima M, Otsuki M TJ. Effect of Er:YAG laser on dentin bonding durability under simulated pulpal pressure. *J Adhes Dent.* 2009;11:8–361.
 173. Ekworapoj P, Sidhu SK MJ. Effect of different power parameters of Er,Cr:YSGG laser on human dentine. *Lasers Med Sci.* 2007;22:82–175.
 174. Çağlar İ, Ateş SM, Öztürk I. Farklı enerji yoğunluğundaki Er:YAG lazer ile pürüzlendirilen denin yüzeyine kor kompozitinin bağlanma dayanımının incelenmesi. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2019;29(4):7-611.
 175. Chou JC, Chen CC DS. Effect of Er, Cr: YSGG laser parameters on shear bond strength and microstructure of dentine. *Photomed Laser Surgery.*

2009;27(3):481-486.

176. Taschner M, Kramer N, Lohbauer U, Pelka M, Breschi L, Petschelt A et al. Leucite-reinforced glass ceramic inlays luted with self-adhesive resin cement: a 2- year in vivo study. *Dent Mater* 2012;28(5):40-535.
177. Makishi P, Shimada Y, Sadr A, Wei S, Ichinose S TJ. Nanoleakage expression and microshear bond strength in the resin cement/dentin interface. *J Adhes Dent*. 2010;12(5):393–401.
178. Simon JF DL. Considerations for proper selection of dental cements. *Compend Contin Educ Dent*. 2012;33(1):28–30.
179. Hikita K, Van Meerbeek B, De Munck J, Ikeda T, Van Landuyt K, Maida T et al. Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. *Dent Mater*. 2007;23(1):71–80.
180. Ferracane JL, Stansbury JW BF. Self-adhesive resin cements - chemistry, properties and clinical considerations. *J Oral Rehabil*. 2011;38(4):295–314.
181. Radovic I, Monticelli F, Goracci C, Vulicevic ZR & F, M. Self-adhesive resin cements: A literature review. *J Adhes Dent*. 2008;14(4):8-251.
182. Sarkis-Onofre R, Skupien JA, Cenci MS, Moraes RR &, TP. C. The role of resin cement on bond strength of glass-fiber posts (GFPs) luted into root canals: A systematic review and meta-analysis of in vitro studies. *Oper Dent*. 2013;39(1):1–14.
183. Canatan S. CAD/CAM Sistemi ile Üretilen Hibrit Seramik İnley ve Onley Restorasyonların Adezyonunda Farklı Rezin Simanların Etkisinin Klinik Olarak Karşılaştırılması. Hacettepe Üni., Ankara; 2010.
184. Aboushelib MN, de Jager N, Kleverlaan CJ FA. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dent Mater*. 2005;21:91–984.
185. McDonough WG, Antonucci JM, He J, Shimada Y CM, Schumacher GE et al. A microshear test to measure bond strengths of dentin-polymer interfaces. *Biomaterials*. 2002;23:8–360.
186. Shahdad SA KJ. Bond strength of repaired anterior composite resins: an in vitro study. *J Dent*. 1998;26:94–685.
187. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Landuyt KV, Lambrechts P VG. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: Current status and future challenges. *Oper Dent*. 2003;28(3):35-215.

188. Lee JJ, Netley-Marbell A, Cook A Jr, Pimenta LA, Leonard R RA. Using extracted teeth for research: The effect of storage medium and sterilization on dentin bond strength. *J Am Dent Assoc.* 2007;138(12):603-1599.
189. Rueggeberg FA. Substrate for adhesion testing to tooth structure- review of the literature. *Dent Mater.* 1991;7(1):2–10.
190. Tosun G, Şener Y SA. Kompozit rezinin mineye bağlanma dayanımı üzerine farklı saklama solüsyonlarının etkisi. *Hacettepe Diş Hekim Fakültesi Dergisi.* 2005;29(3):2–6.
191. Şengün A, Öztürk B, Ülker M, Dişçioğlu F, Özer F. Farklı sayıda termal siklus uygulamasının bir kompozit rezinin marjinal sızıntısı üzerine etkisi. *Gazi Üniversitesi Diş Hek Fak Dergisi.* 2005;22(3):8-163.
192. Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Endo K, Sano H, Oguchi H. In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years. *J Dent Res.* 2000;79(6):91-1385.
193. Attia A, Abdelaziz KM, Freitag S, Kern M. Fracture load of composite resin and feldspathic all-ceramic CAD/CAM crowns. *J Prosthet Dent.* 2006;95(2):23-117.
194. Palmer DS, Barco MT BE. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *J Prosthet Dent.* 1992;67(3):7-325.
195. Kara H, Dilber E, Koç O, Ozturk N BM. Effect of different surface treatments on roughness of IPS Empress 2 ceramic. *Lasers Med Sci, Online FirstTM,* 25 Novemb 2010.
196. Usumez A AF. Bond strengths of porcelain laminate veneers to tooth surfaces prepared with acid and Er,Cr:YSGG laser etching. *J Prosthet Dent.* 2003;90(1):24-30.
197. Ayar MK, Yıldırım T YC. Effects of Er,Cr:YSGG Laser Parameters on Dentin Bond Strength and Interface Morphology. *Microsc Res Tech.* 2015.
198. Ramos TM, Ramos-Oliveira TM, de Freitas PM, Azambuja N Jr., Esteves-Oliveira M, Gutknecht N et al. Effects of Er:YAG and Er,Cr:YSGG laser irradiation on the adhesion to eroded dentin. *Lasers Med Sci.* 2015;30:17-26.
199. Lin S, Caputo AA, Eversole LR, Rizioiu I. Topographical characteristics and shear bond strength of tooth surfaces cut with a laser-powered hydrokinetic system. *J Prosthet Dent.* 1999;82(4):5-451.
200. Tachibana A, Marques MM, Soler JM MA. Erbium, chromium:yttrium

- scandium gallium garnet laser for caries removal: influence on bonding of a self-etching adhesive system. *Lasers Med Sci.* 2008;23(4):435-441.
201. Ceballos M, Toledano R, Osorio R, Tay FR MG. Bonding to Er-YAG-laser treated dentin. *J Dent Res.* 2002;81(2):22-119.
 202. Triolo PT Jr SEJ. Shear bond strengths of ten dentin adhesive systems. *Dent Mater.* 1992;8(6):4-370.
 203. Perdigão J HH., Swift EJ Jr. Bonding to enamel and dentin: A brief history and state of the art. *Quintessence Int.* 1995;26(2):95–110.
 204. Versluis A, Tantbirojn D DW. Why do shear bond tests pull out dentin? *J Dent Res.* 1997;76(6):1298-1307.
 205. Al Qahtani MQ, Platt JA, Moore BK CM. The effect on shear bond strength of rewetting dry dentin with two desensitizers. *Oper Dent.* 2003;28(3):96-287.
 206. Botta SB, Vieira SN, Cordon R, Marques MM MA. Can the method of primer application influence adhesion to Er:YAG-laser irradiated dentin? *J Contemp Dent Pr.* 2009;10(1):49-57.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Özden	Uyruğu	T.C.
Soyadı	ÖZER	Tel no	
Doğum tarihi		e-posta	

Eğitim Bilgileri

Mezun olduğu kurum		Mezuniyet yılı
Lise	Dede Korkut Anadolu Lisesi	2010
Lisans/Yüksek Lisans	Bülent Ecevit Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2017
Doktora		

İş Deneyimi

Görevi	Kurum	Süre (yıl-yıl)
Diş Hekimi	Özel Esnan Ağız ve Diş Sağlığı Merkezi	2018-2018
Arş.Gör.	Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2019-2022

Yabancı Dilleri	Sınav türü	Puanı
İngilizce	Tıp-Dil	66,25

Proje Deneyimi

Proje Adı	Destekleyen kurum	Süre (Yıl-Yıl)

Burslar-Ödüller:

Yayınlar ve Bildiriler:



T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
Klinik Araştırmalar Etik Kurulu

Sayı : 70904504/
Konu :

gbl

21.12/2021

Sayın

Doç.Dr.Mehmet Mustafa ÖZARSLAN
Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Öğretim Üyesi

Değerlendirilmek üzere Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'na başvuruda bulunduğunuz,
"Er. Cr: YSGG Lazer ile Yüzey Hazırlığı Yapılmış Hibrid Seramiklerin Dişe Bağlantısının İn-
Vitro Yöntemler ile İncelenmesi" adlı çalışmaya ait Kurul Kararı ekte sunulmuştur.

Bilgilerinizi ve gereğini rica ederim.

Prof.Dr.Arda TAŞATARGİL
Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkanı

Eki: Etik Kurul Kararı

Adres : Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlığı 1. Kat ANTALYA
Tel : (0242) 239 90 00
Faks : (0242) 239 90 00
e-posta : c1@akdeniz.edu.tr

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

2021

ETİK KURUL BİLGİLERİ	ETİK KURULUN ADI	Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu
	AÇIK ADRESİ:	
	TELEFON	
	FAKS	
	E-POSTA	
	ETİK KURUL KODU	
PROJE YÜRÜTÜCÜSÜ UNVANI/ADI/SOYADI		Doç.Dr.Mehmet Mustafa ÖZARSLAN
ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI		Er, Cr: YSGG Lazer ile Yüzey Hazırlığı Yapılmış Hibrid Seramiklerin Diş Bağlantısının In-Vitro Yöntemler ile İncelenmesi
KARAR BİLGİLERİ	Karar No:KAEK- 861	Tarih: 01.12.2021
	Yukarıda bilgileri verilen çalışmanın yapılmasında bilimsel ve etik açılarından sakınca olmadığına oy birliği ile karar verilmiştir.	