

T.C
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**METAL VE SERAMİK BRAKETLERİN REZİN
NANOSERAMİK CAD/CAM MATERYALİ ÜZERİNDE
YAPILAN FARKLI YÜZEY PÜRÜZLENDİRME
İŞLEMLERİNDE MAKASLAMA DİRENÇLERİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

UZMANLIK TEZİ

ARŞ. GÖR. DT. MEHMET KARA

DANIŞMAN
YRD. DOÇ. DR. MEHMET DOĞRU

ORTODONTİ ANABİLİM DALI

DİYARBAKIR 2018

T.C
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**METAL VE SERAMİK BRAKETLERİN REZİN
NANOSERAMİK CAD/CAM MATERYALİ ÜZERİNDE
YAPILAN FARKLI YÜZEY PÜRÜZLENDİRME
İŞLEMLERİNDE MAKASLAMA DİRENÇLERİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

ARŞ. GÖR. DT. MEHMET KARA

DANIŞMAN
YRD. DOÇ. DR. MEHMET DOĞRU

ORTODONTİ ANABİLİM DALI

DİYARBAKIR 2018

**Bu çalışma Dicle Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu tarafından
DİŞ.17.010 proje numarası ile desteklenmiştir.**



T.C
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
DEKANLIK

“Metal ve Seramik Braketlerin Rezin Nanoseramik CAD/CAM Materyali Üzerinde
Yapılan Farklı Yüzey Pürüzlendirme İşlemlerinde Makaslama Dirençlerinin
Değerlendirilmesi”

Yukarıda Belirtilen Uzmanlık Tezi 28.02.2018 Tarihinde Değerlendirilerek Başarılı /
~~Başarısız~~ Bulunmuştur.

Tez Danışmanı : Yrd. Doç. Dr. Mehmet DOĞRU
Tezi Teslim Eden : Dt. Mehmet KARA

JURİ ÜYESİNİN

Ünvanı

Adı Soyadı

Başkan : Prof. Dr. A. Ö. Alev ÇİNSAR

Üye : Prof. Dr. Seher GÜNDÜZ ARSLAN

Üye : Doç. Dr. Güvenç BAŞARAN

Üye : Yrd. Doç. Dr. Mehmet DOĞRU

Üye : Yrd. Doç. Dr. Atılım AKKURT

Yukarıdaki imzalar tasdik olunur.

..28.. / ..2.. / ..2018..

Prof. Dr. Remzi NİGİZ
Dicle Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi Dekan V.

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam süresince yardımlarını ve ilgisini benden esirgemeyen, her zaman yanımda olup değerli tecrübe ve önerileri ile bana yol gösteren, hoşgörü ve sabrıyla aldığım kararlarda beni olumlu yönde etkileyen ve ufkumu açan değerli tez danışmanım Yrd. Doç. Dr. Mehmet Doğru'ya,

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgilerini samimiyetle sunan tüm Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı öğretim üyelerine ve her konuda yanımda olup beni destekleyen araştırma görevlisi ve doktora öğrencisi arkadaşlarıma,

İçtenlikle ve tüm kalbimle teşekkürlerimi sunarım...

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını ve tezimi Dicle Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü tez yazım kılavuzu standartlarına uygun bir şekilde hazırladığımı beyan ederim.

...../...../2018

Mehmet KARA

İmza

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	I
BEYAN.....	II
RESİMLER DİZİNİ	VIII
ŞEKİLLER DİZİNİ	XIII
TABLolar DİZİNİ	XIV
GRAFİKLER DİZİNİ	XV
SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ	XVI
ÖZET.....	1
ABSTRACT	3
1. GİRİŞ	5
1.1 Amaç ve Kapsam	5
2. GENEL BİLGİLER.....	8
2.1. Lazer.....	8
2.1.1. Lazerin tarihçesi	8
2.1.2. Lazer ışının özellikleri.....	8
2.1.2.1. Monokromatisite	8
2.1.2.2. Koherentlik.....	8
2.1.2.3. Paralellik ve dağılım	8
2.1.3. Lazer sisteminin bileşenleri	9
2.1.3.1. Lazer materyali.....	9
2.1.3.2. Enerji kaynağı	9
2.1.3.3. Mekanik yapı.....	9
2.1.4. Lazerin çalışma prensibi	9
2.1.5. Lazer ışığının dokuya etkileri	10
2.1.5.1. Geçme(Transmission)	10

2.1.5.2. Yayılma(Scattering)	10
2.1.5.3. Yansıma(Reflection)	10
2.1.5.4. Soğurulma(Absorption).....	11
2.1.6. Lazerin kullanım parametreleri	11
2.1.6.1. Güç yoğunluğu(Power density)	11
2.1.6.2. Enerji yoğunluğu(Energy density)	11
2.1.6.3. Frekans(Hz).....	11
2.1.7. Diş hekimliğinde kullanılan lazerler	11
2.1.7.1. Argon lazerler.....	11
2.1.7.2.Nd:Yag lazerler	11
2.1.7.3. Potasyum, titanyum fosfat lazerleri(Ktp lazerler)	12
2.1.7.4. Holmiyum:Yitriyum, alüminyum, garnet lazerleri (Ho:Yag lazerler)	12
2.1.7.5. Er:Yag lazerler	12
2.1.7.6. Erbiyum, kromyum: Yitriyum, skandiyum, galyum, garnet lazerler (Er,Cr:Ysgg lazerler).....	12
2.1.7.7. CO ₂ lazerler.....	13
2.1.7.8. Eksimer lazerler	13
2.1.7.9. Helyum neon lazerler	13
2.1.7.10. Ruby ve aleksandrit lazerler.....	13
2.1.7.11. Ti:safir lazerler	14
2.1.8. Ortodontide lazer uygulamaları.....	15
2.1.8.1.Bonding işlemlerinde mine yüzeyi pürüzlendirme	15
2.1.8.2.Mine dekalsifikasyonunun azaltılması	16
2.1.8.3.Seramik braketlerin sökülmesi	16
2.1.8.4.Ortodontik tedavi ile ilgili yumuşak doku işlemleri	16
2.2. Tüm Seramik ve Seramik Benzeri Restoratif Materyaller	16

2.2.1.	Cam-Matriks seramikler.....	18
2.2.1.1.	Feldispatik seramikler:.....	18
2.2.1.2.	Sentetik seramikler:	18
2.2.1.3.	Cam infiltre seramikler:	18
2.2.2.	Polikristalin seramikler:	19
2.2.2.1.	Alümina:	19
2.2.2.2.	Stabilize zirkonya	19
2.2.2.3.	Zirkonya ile sertleştirilmiş alümina ve alümina ile sertleştirilmiş zirkonya:.....	20
2.2.3.	Rezin-Matriks Seramikler	20
2.2.3.1.	Rezin nanoseraamik:	21
2.3.	Ortodontide Bonding	24
2.3.1.	Mine yüzeyi pürüzlendirme	24
2.3.1.1.	Ortofosforik asit.....	24
2.3.1.2.	Self-Etching Primer Sistemleri	25
2.3.1.3.	Kumlama.....	25
2.3.1.4.	Lazer uygulama.....	25
2.3.2.	Seramik yüzeyi pürüzlendirme	25
2.3.2.1.	Hidroflorik asit.....	25
2.3.2.2.	Mekanik yöntem.....	26
2.3.2.3.	Tribokimyasal silika kaplama yöntemi	26
2.3.2.4.	Lazer uygulama	28
2.4.	Silanlar	29
2.4.1.	Silan kaplama ajanlarının kimyasal içeriği	29
2.4.2.	Silanizasyon	29
2.4.3.	Önceden aktive edilmiş ticari silanlar	31

3.MATERYAL METOT	32
3.1. Materyal Preparasyonu.....	32
3.2. Deney Gruplarının Hazırlanması	33
3.3. Bondlama Prosedürü	36
3.4. Termal Siklus	37
3.5. Koparma Testi	37
3.6. Stereomikroskop İnceleme.....	38
3.7. Profilometre ile İnceleme.....	41
3.8. Taramalı Elektron Mikroskop(TEM) İncelemesi.....	42
3.9. İstatistiksel Analiz.....	43
4.BULGULAR	44
4.1. Koparma Testi Bulgular.....	44
4.1.1. Metal braket ve porselen braket gruplarının karşılaştırılması.....	45
4.1.2. Metal braket gruplarının karşılaştırılması	46
4.1.3. Porselen braket gruplarının karşılaştırılması.....	47
4.1.4. Total ortalama değerleri karşılaştırma	47
4.2. Adeziv Artık İndeksi Bulgular	47
4.3. Porselen Kırılma İndeksi Bulgular	49
4.4. TEM Bulgular.....	51
4.4.1.Yüzey pürüzlendirme işlemi uygulanmayan rezin nanoseramik örnek	51
4.4.2. OFA ile pürüzlendirme uygulanan rezin nanoseramik örnek	52
4.4.3. HFA ile pürüzlendirme uygulanan rezin nanoseramik örnek	53
4.4.4. Silika kaplı Al ₂ O ₃ ile kumlama uygulanan rezin nanoseramik örnek	54
4.4.5. Nd:Yag lazer ile pürüzlendirme uygulanan rezin nanoseramik örnek.....	55
4.4.6. Fs lazer ile pürüzlendirme uygulanan rezin nanoseramik örnek.....	56
4.5. 3D Profilometre Bulguları	58

4.5.1. Yüzey pürüzlendirmesi yapılmayan rezin nanoseramik örnek	58
4.5.2. OFA ile pürüzlendirme yapılan rezin nanoseramik örnek	59
4.5.3. HFA ile pürüzlendirme yapılan rezin nanoseramik örnek	60
4.5.4. Silika kaplı Al_2O_3 ile pürüzlendirme yapılan rezin nanoseramik örnek ..	61
4.5.4. Nd:Yag lazer ile pürüzlendirme yapılan rezin nanoseramik örnek.....	62
4.5.5. Fs lazer ile pürüzlendirme yapılan rezin nanoseramik örnek.....	63
4.6. Pürüzlülük Değeri.....	64
5. TARTIŞMA	67
6. SONUÇ.....	74
7. KAYNAKLAR	75
8. ÖZGEÇMİŞ.....	90

RESİMLER DİZİNİ

Resim 2.1. : Lazer oluşum mekanizması

Resim 2.2. : Dört enerji düzeyi olan bir atomik sistemde, uyarılı ışıma ile optik kazanç

Resim 2.3. : Sıkça kullanılan lazer dalga boyları (300 nm-10 000 nm)

Resim 2.4. : GC Cerasmart TEM görüntüsü

Resim 2.5. : 30 saniye %35'lik ortofosforik asitle pürüzlendirilmiş minenin TEM görüntüsü

Resim 2.6. : Mekanik yöntem ile pürüzlendirme

Resim 2.7. : Tribokimyasal silika kaplama yöntemi ile pürüzlendirme

Resim 2.8. : Silan moleküllerinin hidroksil ve su kaplı yüzeye yaklaşması

Resim 2.9. : Silan moleküllerinin yüzeydeki SiO₂ ile oluşturduğu kimyasal bağların şematize edilmesi

Resim 3.1.a. : Cerasmart™ rezin nanoseramik bloklar yandan görünüm

Resim 3.1.b. : Cerasmart™ rezin nanoseramik bloklar yukarıdan görünüm

Resim 3.2. : Metkon™ Micracut 201 kesme cihazı

Resim 3.3. : Kojet ile kumlama işlemi öncesi basıncın ayarlanması

Resim 3.4. : Nd:Yag Lazer dozu

Resim 3.5.a. : Amplifikatör (Ti:safir Fs lazer bileşenleri görülmektedir.)

Resim 3.5.b. : Lazer ışınının aynalar aracılığı ile taşındığı düzenek (Ti:safir Fs lazer bileşenleri görülmektedir.)

Resim 3.5.c. : Mikro işleme ünitesi (Ti:safir Fs lazer bileşenleri görülmektedir.)

Resim 3.6. : 50 µm aralıkla 0.15 W doz ile pürüzlendirme yapılmış örnek

Resim 3.7. : 50 µm aralıkla 0.05 W doz ile pürüzlendirme yapılmış örnek

Resim 3.8. : 30 µm aralıkla 0.05 W doz ile pürüzlendirme yapılmış örnek

Resim 3.9.a. : Bilgisayarda paralel düz çizgiler şeklinde lazer deseninin ayarlanması (Lazerin uygulanma şekli)

Resim 3.9.b. : 6x5 mm lazer uygulanmış örneğin görünümü (Lazerin uygulanma şekli)

Resim 3.10. : Termal siklus cihazı

Resim 3.11.a. : Silindir blok içerisindeki örnek (Örneklerin akril bloklara gömülmesi)

Resim 3.11.b. : Makaslama testine hazır hale getirilmiş örnek (Örneklerin akril bloklara gömülmesi)

Resim 3.12.a. : Üniversal test cihazı

Resim 3.12.b. : Koparma işlemi için cihaza yerleştirilmiş örnek

Resim 3.13. : AAİ 0 skoru verilen örnek

Resim 3.14.a. : Metal braket (AAİ 1 skoru verilen örnekler)

Resim 3.14.b. : Porselen braket (AAİ 1 skoru verilen örnekler)

Resim 3.15.a. : Metal braket (AAİ 2 skoru verilen örnekler)

Resim 3.15.b. : Porselen braket (AAİ 2 skoru verilen örnekler)

Resim 3.16.a. : Metal braket (AAİ 3 skoru verilen örnekler)

Resim 3.16.b. : Porselen braket (AAİ 3 skoru verilen örnekler)

Resim 3.17. : PKİ 0 skoru verilen örnek

Resim 3.18. : PKİ 1 skoru verilen örnek

Resim 3.19. : PKİ 2 skoru verilen örnek

Resim 3.20. : Profilometre cihazı

Resim 3.21. : İnceleme için hazırlanmış örneğin cihaz üzerindeki görüntüsü

Resim 3.22. : TEM cihazı

Resim 4.1. : Pürüzlendirme işlemi yapılmamış rezin nanoseramik örnek 500

büyütme

Resim 4.2. : Pürüzlendirme işlemi yapılmamış rezin nanoseramik örnek 1000 büyütme

Resim 4.3. : Pürüzlendirme işlemi yapılmamış rezin nanoseramik örnek 2000 büyütme

Resim 4.4. : OFA ile pürüzlendirme işlemi yapılmış rezin nanoseramik örnek 500 büyütme

Resim 4.5. : OFA ile pürüzlendirme işlemi yapılmış rezin nanoseramik örnek 1000 büyütme

Resim 4.6. : OFA ile pürüzlendirme işlemi yapılmış rezin nanoseramik örnek 2000 büyütme

Resim 4.7. : HFA ile pürüzlendirme işlemi yapılmış rezin nanoseramik örnek 500 büyütme

Resim 4.8. : HFA ile pürüzlendirme işlemi yapılmış rezin nanoseramik örnek 1000 büyütme

Resim 4.9. : HFA ile pürüzlendirme işlemi yapılmış rezin nanoseramik örnek 2000 büyütme

Resim 4.10. : Silika kaplı Al_2O_3 ile kumlama işlemi yapılmış rezin nanoseramik örnek 500 büyütme

Resim 4.11. : Silika kaplı Al_2O_3 ile kumlama işlemi yapılmış rezin nanoseramik örnek 1000 büyütme

Resim 4.12. : Silika kaplı Al_2O_3 ile kumlama işlemi yapılmış rezin nanoseramik örnek 2000 büyütme

Resim 4.13. : Nd:Yag lazer ile pürüzlendirme işlemi yapılmış rezin nanoseramik örnek 500 büyütme

Resim 4.14. : Nd:Yag lazer ile pürüzlendirme işlemi yapılmış rezin nanoseramik örnek 1000 büyütme

Resim 4.15. : Nd:Yag lazer ile pürüzlendirme işlemi yapılmış rezin nanoseramik örnek 2000 büyütme

Resim 4.16. : Fs lazer ile pürüzlendirme işlemi yapılmış rezin nanoseramik örnek 250 büyütme. Lazer uygulanan ve uygulanmayan alan arası görünüm

Resim 4.17. : Fs lazer ile pürüzlendirme işlemi yapılmış rezin nanoseramik örnek 500 büyütme

Resim 4.18. : Fs lazer ile pürüzlendirme işlemi yapılmış rezin nanoseramik örnek 1000 büyütme

Resim 4.19. : Fs lazer ile pürüzlendirme işlemi yapılmış rezin nanoseramik örnek 2000 büyütme

Resim 4.20.a. : Pürüzlendirme işlemi yapılmayan rezin nanoseramik örneğin 3D profilometre görüntüsü. Yandan görünüm

Resim 4.20.b. : Pürüzlendirme işlemi yapılmayan rezin nanoseramik örneğin 3D profilometre görüntüsü. Farklı açıdan görünüm

Resim 4.21.a. : OFA ile pürüzlendirme yapılan rezin nanoseramik örneğin 3D profilometre görüntüsü. Yukarıdan görünüm

Resim 4.21.b. : OFA ile pürüzlendirme yapılan rezin nanoseramik örneğin 3D profilometre görüntüsü. Farklı açıdan görünüm

Resim 4.22.a. : HFA ile pürüzlendirme yapılan rezin nanoseramik örneğin 3D profilometre görüntüsü. Yukarıdan görünüm

Resim 4.22.b. : HFA ile pürüzlendirme yapılan rezin nanoseramik örneğin 3D profilometre görüntüsü. Farklı açıdan görünüm

Resim 4.23.a. : Silika kaplı Al_2O_3 ile pürüzlendirme yapılan rezin nanoseramik örneğin 3D profilometre görüntüsü. Yandan görünüm

Resim 4.23.b. : Silika kaplı Al_2O_3 ile pürüzlendirme yapılan rezin nanoseramik örneğin 3D profilometre görüntüsü. Farklı açıdan görünüm

Resim 4.24.a. : Nd:Yag lazer ile pürüzlendirme yapılan rezin nanoseramik örneğin 3D profilometre görüntüsü. Yukarıdan görünüm

Resim 4.24.b. : Nd:Yag lazer ile pürüzlendirme yapılan rezin nanoseramik örneğin 3D profilometre görüntüsü. Yandan görünüm

Resim 4.25.a. : Fs lazer ile pürüzlendirme yapılan rezin nanoseramik örneğin lazer

uygulanan orta kısımdan alınan 3D profilometre görüntüsü.Yukarıdan görünüm

Resim 4.25.b. : Fs lazer ile pürüzlendirme yapılan rezin nanoseramik örneğin lazer uygulanan orta kısımdan alınan 3D profilometre görüntüsü. Farklı açıdan görünüm

Resim 4.26.a. : Fs lazer ile pürüzlendirme yapılan rezin nanoseramik örneğin lazer uygulanan ve uygulanmayan alan sınırındaki 3D profilometre görüntüsü

Resim 4.26.b. : Fs lazer ile pürüzlendirme yapılan rezin nanoseramik örnek lazer uygulanan ve uygulanmayan alan sınırındaki 3D profilometre görüntüsü(farklı açıdan görünüm)



ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. : Tam seramik ve seramik benzeri materyallerin sınıflandırılması

Şekil 4.1. : Grupların koparma testi dayanımı ortalama değerler grafiği



TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 4.1. : Çift yönlü varyans analizi ile braket türü, yüzey pürüzlendirme işlemi uygulamalarının ayrı ayrı ve birlikte koparma testi sonuçları üzerine etkisinin değerlendirilmesi

Tablo 4.2. : Grupların koparma testi dayanımı ortalama ve SS MPa değerleri

Tablo 4.3. : AAİ değerlerinin gruplara göre dağılımı

Tablo 4.4. : Gruplar arası AAİ verilerinin ki kare testi ile karşılaştırılması

Tablo 4.5. : PKİ değerlerinin gruplara göre dağılımı

Tablo 4.6. : Gruplar arası PKİ verilerinin ki kare testi ile karşılaştırılması

Tablo 4.7. : Gruplar arası ortalama pürüzlülük değerleri

GRAFİKLER DİZİNİ

Grafik 4.1. : Gruplar arası pürüzlülük değerlerinin minimum, maksimum, %25, %75 ve medyan değerlerinin grafik üzerinde gösterilmesi



SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

Cad/Cam	Bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim
HFA	Hidroflorik asit
OFA	Ortofosforik asit
CO ₂	Karbondioksit
Er:Yag	Erbiyum yitrium alüminyum garnet
Nd:Yag	Neodymiyum yitrium alüminyum garnet
UKAL	Ultra kısa atımlı lazer
Ti:safir	Titanyum safir
Fs	Femtosaniye
TEM	Taramalı Elektron Mikroskobu
3D	3 boyutlu
Ar	Argon
He:Ne	Helyum-neon
W	Watt
cm ²	Santimetrekare
J	Joule
Hz	Hertz
nm	Nanometre
Ktp	Potasyum-titanyum-fosfat
Ho:Yag	Holmiyum yitrium alüminyum garnet
µm	Mikrometre
Er,Cr:Ysgg	Erbiyum, kromiyum yitrium skandiyum galyum garnet
UV	Ultraviole
K ₂ Al ₂ Si ₆ O ₁₆	Potasyum Feldspat
SiO ₂	Silan dioksit
K ₂ O	Potasyum oksit
Na ₂ O	Sodyum oksit
Al ₂ O ₃	Alüminyum oksit
GPa	Gigapaskal
Y ₂ O	Yttrium oksit
%	Yüzde

Bis-MEPP	2,2-Bis(4-methacryloxypolyethoxyphenyl) propan
UDMA	Üretan dimetakrilat
DMA	Dimetakrilat
TEGDMA	Trietilen glikol dimetakrilat
Bis-GMA	Bisfenol-A-glisidilmetakrilat
OH ⁻	Hidroksil
SiF ₄	Silikon tetraflorid
SiF ₆	Heksaflorosilikat
H ₂ SiF ₆	Heksaflorosilisilik asit
N ₂	Nitrojen
O ₂	Oksijen
MPS	3-methacryloxypropyltri-methoxysilane
mW	miliwatt
MPa	Megapaskal
AAİ	Adeziv artık indeksi
PKİ	Porselen kırılma indeksi
SS	Standart sapma
M	Metal
P	Porselen

ÖZET

Metal ve Seramik Braketlerin Rezin Nanoseramik Cad/Cam Materyali Üzerinde Yapılan Farklı Yüzey Pürüzlendirmelerinde Makaslama Dirençlerinin Değerlendirilmesi

Amaç: Gün geçtikçe artan sayıda yetişkin bireyin ortodontik tedavi görmek istemesiyle birlikte ortodontistler, seramik yüzeylere braketlerin optimal şekilde yapıştırılabilmesini sağlayan metotlarla ilgili arayışa girmişlerdir. Bizim çalışmamızda *in vitro* metal ve porselen braketler kullanılarak rezin nanoseramik (Cerasmart, GC Europe) materyal üzerinde Ti:safir femtosaniye lazer (Fs), Nd:Yag lazer, Kojet ile kumlama, hidroflorik asit (HFA) ve ortofosforik asiti (OFA) içeren 5 farklı pürüzlendirme yönteminin makaslama testi ile braketlerin kopma dirençleri üzerine etkisi ölçülmüştür.

Materyal ve Metot: 170 seramik örnek metal ve porselen braket grupları olmak üzere 2 ana gruba ayrıldı. Bu gruplar yapılan yüzey pürüzlendirme işlemine göre OFA, HFA, Kojet, Nd:Yag lazer ve Fs lazer olmak üzere 5 alt gruba ayrıldı. Pürüzlendirme işlemini takiben maksiller santral diş braketleri ışıkla sertleşen adeziv materyal kullanılarak seramik örneklere yapıştırıldı. Örnekler en az 24 saat oda sıcaklığında distile suda bekletildikten sonra 1000 kez termal siklus işlemine tabi tutuldu. Hazırlanan ekstra örnekler taramalı elektron mikroskobu (TEM) ve 3 boyutlu profilometre incelemesinde kullanıldı. Makaslama testi gerçekleştirildikten sonra kopma değerleri kayıt edildi. Braketlerin materyal yüzeyinden kopma ve porselen kırılma şekilleri incelendi. İstatistiksel değerlendirme için çift yönlü varyans analizi, Tukey'in HSD testi, ki kare testi ve Wilcoxon signed-rank testi kullanıldı ($p<0.05$).

Bulgular: Tüm pürüzlendirme yöntemleri ile klinik kabul edilebilir seviyede veya üzerinde kopma değerleri elde edildi. Metal braketler porselen braketlere göre daha yüksek kopma direnci gösterdiler. Metal braketlerin bu yüksek kopma direnci sadece Fs lazer grubunda porselen braketlerden anlamlı derecede yüksek seviyeye ulaştı (13.013 ± 2.425 & 9.68 ± 1.946 , $p<0.05$). Tüm yüzey pürüzlendirme metotları

pürüzlendirme uygulanmayan örneğe kıyasla anlamlı derecede fazla yüzey pürüzlülüğü oluşturmıştır($p<0.05$). Rezin nanoseramik materyalin polimer bileşiminden ötürü her iki asitle pürüzlendirme metodu da başarılı olmuş, Fs lazer ile homojen ve düzenli pürüzlenme görünümü elde edilmiştir.

Sonuç: Bu *in vitro* çalışmanın sonuçları dahilinde Fs lazerin ortodontik amaçlı seramik yüzeylerin pürüzlendirilmesinde etkili bir yöntem olduğu saptanmıştır. Ancak rutin kullanım için yüksek maliyet probleminin aşılması gerekmektedir. Ek olarak resin nanoseramik materyallerin yüzeylerinin kimyasal pürüzlendirilmesinde HFA ve OFA'nın etkili olduğu tespit edilmiştir.

Anahtar kelimeler: Ortodontik braketler; seramik bonding; makaslama testi; femtosaniye lazer

ABSTRACT

Evaluation of Bond Strength of Metal and Ceramic Brackets on Resin Nanoceramic Cad/Cam Material With Different Surface Treatments

Aim: With increasing number of adults seeking orthodontic treatments, orthodontists continue to debate the optimal method for bonding brackets to ceramic surfaces. This study evaluated the effects of different surface conditioning methods including Ti:sapphire femtosecond (Fs) and Nd:Yag lasers, silica coating with Cojet, etching with hydrofluoric acid (HFA) and orthophosphoric acid (OPA) on the shear bond strength (SBS) of metal and ceramic brackets bonded to resin nanoceramic (Cerasmart, GC Europe) material.

Materials and Methods: In total, 170 ceramic specimens were prepared and divided into two groups, according to brackets used. In each group, the following five subgroups were prepared; OPA, HFA, Cojet, Nd:Yag laser, Ti:sapphire laser. Maxillary central brackets were bonded using a light-cured adhesive. The samples were stored in distilled water at least 24 hours at room temperature and then thermocycled 1000 times. Extra samples were prepared and examined using scanning electron microscopy (SEM) and 3D profilometer. SBS testing was performed, failure and fracture modes were classified. Two way ANOVA, Tukey's HSD tests were used to compare SBS among the five subgroups. Chi-Square test was used to determine differences between ordinal failure and fracture modes data. Wilcoxon signed rank test was used to determine surface roughness differences ($P < 0.05$).

Results: All conditioning methods caused acceptable SBS, metal brackets had higher SBS than porcelain brackets, but this difference reached statistical significance only in Fs laser group (13.013 ± 2.425 & 9.68 ± 1.946 , $p < 0.05$). All surface conditioning methods caused significantly higher surface roughness compared to non-conditioned specimen ($p < 0.05$). Both acid treatment, caused surface modification due to polymer content of resin nanoceramic. Homogeneous and regular surfaces were observed in the ablation pattern with the Fs.

Conclusion: Within the limitations of this *in vitro* study, Fs laser can be an alternative method for surface conditioning in orthodontics after overcoming high cost. In addition to HFA, OPA can be used as a chemical conditioning agent in resin nanoceramic materials.

Key Words: orthodontic brackets; ceramic bonding; shear bond strength; femtosecond laser

Supported by Dicle University Scientific Research Projects Coordination. Project Number: DİŞ.17.010



1. GİRİŞ

1.1 Amaç ve Kapsam

Gün geçtikçe artan sayıda yetişkin bireyin ortodontik tedavi için arayışa girmesiyle ortodontistler ortodontik ataçmanları altın, amalgam, kompozit ve seramik gibi restorasyon içeren dişlerin üzerine yapıştırmak durumunda kalmaktadırlar(1). Biyomateryal ve bilgisayar teknolojisinde gerçekleşen baş döndürücü gelişmeler sonucu diş hekimliğinin protetik ve restoratif tedavi dalında Bilgisayar destekli tasarım/Bilgisayar destekli üretim (Cad/Cam) teknolojisi kullanılarak üretilen indirekt restorasyonlar kullanıma sunulmuştur(2). Bu teknoloji ile dijital ölçüler(3), dijital modeller ve sanal artikülatörler(4) oluşturularak diş hekimliği uygulaması ve eğitiminde gelecekte köklü değişikliklerin gerçekleşmesi beklenmektedir. Ağız içi taranarak dijital olarak elde edilen modeller üzerinde, kapanış verilerine göre hastaya uygun restorasyon materyali kullanılarak bilgisayar destekli üretim süreci ile konvansiyonel laboratuvar safhalarına gerek kalmadan indirekt restorasyonlar üretilmektedir(3).

Buna bağlı olarak birçok üretici farklı türde materyal bileşenlerine sahip Cad/Cam bloklarını daimi restorasyonların yapımı için piyasaya sürmüştür. Kompozit rezin içerikli Cad/Cam blokları da piyasaya sürülen materyallerden bir tanesidir. Bu blokların ağız içinde direkt olarak polimerize edilen kompozitlere göre avantajları; endüstriyel koşullarda standardize yüksek basınç ve ısıda gerçekleştirilen polimerizasyonları sayesinde yüksek homojenizasyona sahip olmaları ile birlikte uzun dönem stabiliteleri, biyouyumlulukları ve yüksek aşınma dirençleri olarak gösterilmektedir(5).

Günümüzde bu tür restorasyonların kullanımının yaygınlaşması ile birlikte, bu materyaller ile restore edilmiş dişlerin braketlenmesi zorunluluğunu ortaya çıkarmıştır. Bu yüzden hem ortodontik tedavi esnasında uygulanacak kuvvetlere dayanacak, hem de zamanı geldiğinde tedavi bitiminde materyal yüzeyine zarar vermeden uzaklaştırılmasını sağlayacak uygun yöntemin kullanılması, üzerinde çalışılması gereken konuların başında gelmektedir.

Kompozit rezinlerin seramik restorasyonlara gösterdiği düşük yapışma kuvveti uzun süredir araştırmacıları meşgul etmekte olan bir konudur(6,7). Yapışma kuvvetini arttırabilmek için bu zamana kadar uygulanan yöntemler arasında; elmas frezle pürüzlendirme, kumlama, hidroflorik asit (HFA) veya ortofosforik asit (OFA) ile asitleme ve tribokimyasal silika kaplama yöntemleri sayılabilir(8–11).

Seramik restorasyonların ortodontik tedavi bitiminde yine ağızda kalmaya devam edeceklerini düşünecek olursak, aşırı pürüzlendirme ile bu restorasyonlara zarar vermeyen ve estetik görünümelerini bozmayan basit bir yöntemin kullanılması gerekmektedir(7,8). HFA braketlerin seramik yüzeylere adezyonunu arttırmaktadır(1,7,12). Bu özelliğinin yanında HFA'nin zararlı olduğu ve yumuşak doku irritasyonuna sebep olabileceği bildirilmiştir(8,13,14). Sonuç olarak klinisyenlerin oral kavitede HFA kullanırken dikkatli olmaları gerekmektedir(1). Elmas frezle pürüzlendirme veya kumlama işlemlerinin seramik yüzeyde çatlak oluşumu ve bu çatlağın zamanla yayılmasına sebep olabileceği bildirilmiştir(8,15,16).

Bu sayılan dezavantajlar sebebiyle araştırmacılar yakın dönemde kimyasal kullanımına gerek olmaması ve kontaminasyon riskini elimine etmesi sebebiyle lazer kullanımına yönelmişlerdir(17). Ortodontide yüzey pürüzlendirme için karbon dioksit (CO₂), erbium-doped yttrium aluminium garnet (Er:Yag), neodymium doped yttrium aluminum garnet (Nd:Yag) lazerler kullanılarak çalışmalar gerçekleştirilmiştir(18–20). Li ve ark. 0.6 W, 0.9 W ve 1.2 W'lık güçteki Nd:Yag lazer dozlarıyla porselen yüzey pürüzlendirildiğinde, üzerine yapıştırılan kompozit rezin materyalin yeterli dirençte bağlanma dayanımı gösterdiğini belirtmişlerdir(21). Hosseini ve ark. 0.75 W, 1 W, 1.25 W, 1.5 W ve 2 W'lık Nd:Yag lazer dozları kullanılarak pürüzlendirilen feldispatik porselenler üzerine yapıştırılan metal braketlerin debonding dayanımını Zwick test makinasıyla ölçmüşlerdir. Araştırmacılar 1.5 W ve 2 W'lık Nd:Yag lazer dozlarının yeterli dayanımı sağladığını belirtmişlerdir(20).

Ultra kısa atımlı lazerler (UKAL) daha yeni bir teknoloji ürünü olup, değişik tıbbi alanlarda kullanılmaya başlanmıştır. UKAL bir materyalin yüzeyine odaklanacak olursa, yüzeyden ince kesitler halinde hassas ve tekrarlanabilir şekilde

ablasyon (yüzel erime) gerçekleştirmek mümkündür. Bu yapılırken herhangi bir kimyasal, mekanik veya termal işleme göre, komşuluğunda bulunan sahalara çok daha az hasar vermektedir(17,22). titanyum safir (Ti:safir) femtosaniye (Fs) lazer ile bir atım saniyenin 10^{-15} 'lik diliminde farklı enerji seviyelerinde gerçekleştirilebilmektedir(23). Literatürde rezin nanoseramikler üzerinde Ti:safir Fs lazer uygulamasının metal ve porselen braketlerin makaslama direnci üzerine etkisini kimyasal pürüzlendirme, silika kaplama yöntemleri ve Nd:Yag lazer uygulaması ile karşılaştıran bir çalışma bulunmamaktadır.

Bizim çalışmamızda amacımız rezin nanoseramikler üzerinde Fs ve Nd:Yag lazer uygulamalarını, OFA, HFA ve tribokimyasal kaplama yöntemleriyle makaslama testi, taramalı elektron mikroskobu (TEM) ve 3 boyutlu (3D) profilometre analizlerini kullanarak karşılaştırmak ve optimum yapışma kuvveti sağlayan yöntemi tespit etmektir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Lazer

2.1.1. Lazerin tarihçesi

Lazer sözcüğü İngilizce “Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation” kelimelerinin baş harflerinden oluşturulmuştur. Türkçe manası “uyarılmış salınım ile ışığın güçlendirilmesi” ’dir(24,25). 1960’da Maiman ve ark. kromyumoksit ile kaplı alüminyum oksitten yapılmış sentetik bir “yakut barı” kullanarak, laboratuvarında deneysel olarak ilk lazer ışığını üretmiştir. Bunu 1961 yılında Javan ve ark.’nın gaz kaynaklı Helyum-Neon (He:Ne) lazeri, 1963’te Patel ve ark.’nın CO₂ lazeri, 1964’te Geusic ve ark. Nd:Yag lazeri, Bridges’in argon (Ar) lazeri bulmaları izlemiştir.

İlk lazer 1960 yılında bulunmuş olsa da diş hekimliğinde kullanımı 1989 yılında başlamıştır. Amerikalı bir diş hekimi olan Dr. Terry Myers’in American Dental Lazer’i (Nd:Yag) üretmesiyle, lazer, diş hekimliğinde kendine yer edinmeye başlamıştır. 1989 yılında Keller ve Hibst tarafından vurumlu(pulsasyonlu) Er:Yag lazer kullanılarak yürütülen deneysel çalışmalar, bu lazerlerin mineyi, dentini ve kemiği kesmekte oldukça etkili olduğunu göstermiştir(24).

2.1.2. Lazer ışının özellikleri

2.1.2.1. Monokromatisite

Lazer ışını tek dalga boyuna sahip olduğu için tek renge sahiptir ve bu renk, dalga boyu ile birlikte her lazerde farklılık gösterir(26,27).

2.1.2.2. Koherentlik

İki farklı fazdaki ışınların birbirine karışmasına koherens denir. Lazer ışınında koherensliği, boyuna ve enine giden ışınlar sağlar(26,27).

2.1.2.3. Paralellik ve dağılım

Diğer ışık türlerinde görülen yayılma lazer ışınında görülmez, lazer ışını yüksek derecede paralellik gösterir. Lazer ışınının dağılıma açıları ise 3-10° arasında değişir. Yüksek derecede paralellik gösteren lazerlerin ışınının çapı küçük ve verimi yüksektir. Dağılımı yüksek lazer ışınları ise hedef çapı büyüyeceğinden daha az

etkiye sahip olur, düşük yoğunluklu lazer tedavisinde kullanılan lazerler dağılımı yüksek lazerlerdir(26,27).

2.1.3. Lazer sisteminin bileşenleri

2.1.3.1. Lazer materyali

Farklı bir kaynaktan yayılan enerjiyi, yapısındaki atomlar ya da moleküller yoluyla absorbe edip, sonrasında bu enerjiyi ışık fotonları olarak yayabilen materyaldir. Sıvı, gaz, katı, kristal veya yarı iletken olabilirler. Bir lazer ışının adı ışın elde etmek için kullanılan materyal adı ile anılır. Örn: Argon lazer(28,29).

2.1.3.2. Enerji kaynağı

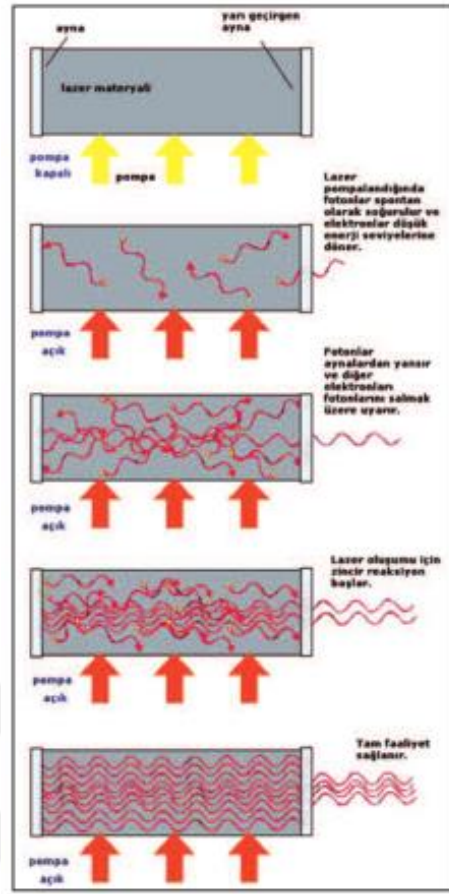
Lazer ışını üretebilmek için kullanılan materyalin düşük enerji seviyesindeki molekül ve/veya atomlarını uyararak daha üst enerji seviyesine çıkartmak için kullanılır. Genellikle elektrik enerjisi kullanılmaktadır(27).

2.1.3.3. Mekanik yapı

İçerisinde lazer materyalini bulunduran iki ucunda aynaların bulunduğu kapalı kutudur. Uç kısımdaki aynalardan biri gelen ışını %100 yansıtırken diğeri lazer çıkışına müsaade etmek için kısmı geçirgendir(27).

2.1.4. Lazerin çalışma prensibi

Aynalardan birine rastlantısal olarak dik bir açıyla çarpan ışık dalgası, karşıdaki aynaya yansıtılır ve ardından ışık sürekli iki ayna arasında gidip gelir, dışarı çıkamaz. Işık parçacıkları, lazerin yapımında kullanılan malzemenin içinden geçerken, yolunun üzerinde enerji dolu diğeri atomlarla karşılaşır ve onları da, depolamış oldukları enerjiyi ışık olarak açığa çıkarmaları için zorlarlar. Uyarılan atom sayısının artmasıyla birlikte ışık miktarı artar. Işığın bir bölümü geçirgen ayna tarafından dışarı verilir ve lazer ışını elde edilmiş olur(Resim 2.1.)(30).



Resim 2.1. Lazer oluşum mekanizması(25).

2.1.5. Lazer ışığının dokuya etkileri

2.1.5.1. Geçme (Transmission)

Işık hiçbir etki göstermeden ilerleyip dokuyu terk edebilir.

2.1.5.2. Yayılma (Scattering)

Işık dokü içinde molekülden moleküle geçerek dağılmasıdır. Enerji dokuda daha geniş alana yayılır, bu sayede termal hasar etkisi de azaltılmış olur.

2.1.5.3. Yansıma (Reflection)

Uygulanan ışınların bir kısmı uygulama yüzeyinden yansıyarak uzaklaşır. Uygulama yüzeyinde istenilen enerji miktarına ulaşılamaz. Mineden yansıma, dentin ve diş etine göre daha fazladır.

2.1.5.4. Soğurulma (Absorption)

Enerji dokuda bir miktar dağıldıktan sonra soğurulma meydana gelir. Geçme, yayılma ve yansıma ile dokuda herhangi bir değişiklik meydana gelmezken soğurulan ışık ani ısı oluşumu olarak kabul edilen fototermal etkiyi oluşturabilir(31–35).

2.1.6. Lazerin kullanım parametreleri

2.1.6.1. Güç yoğunluğu (Power density)

W/Cm^2 formülüyle hesaplanır. Birim alanda bulunan foton konsantrasyonudur(36–39).

2.1.6.2. Enerji yoğunluğu (Energy density)

J/Cm^2 formülüyle hesaplanır. Çok kısa atımlı lazerlerde güç yerine atım başına düşen enerji miktarını belirtir. Birim alandaki enerji miktarıdır(36,39).

2.1.6.3. Frekans (Hz)

Dalgayı oluşturan titreşimin saniyede kaç defa olduğudur. Bir dalganın boyu artarsa, frekansı azalır. Frekans aralığı geniş olan bir lazer, kullanım açısından kolaylık teşkil eder(29,36,38,39).

2.1.7. Diş hekimliğinde kullanılan lazerler

2.1.7.1. Argon lazerler

Dalga boyu 487-514 nanometre(nm) aralığındadır. 488 nm dalga boyunda mavi renkte ve 514 nm dalga boyunda mavi-yeşil renkte iki emisyonu bulunmaktadır. Dental sert dokularda fazla absorbe olmaz. Rezin polimerizasyonu, yumuşak doku insizyonu, pigmente lezyonların uzaklaştırılması, vasküler anomalilerin giderilmesi, diş beyazlatması, çürüğün teşhisi, çürüğe karşı direncin arttırılması, dentin hassasiyetinin giderilmesinde kullanılmaktadır(27,31,32,40,41).

2.1.7.2.Nd:Yag lazerler

Dalga boyu 1064 nm olan kristal bir lazerdir. Penetrasyon derinliği yüksektir. Çalışılan sahanın komşuluğundaki bölgelere zarar verebilir. Dişeti işlemleri, oral ülserlerin tedavisi, frenektomi, yumuşak doku cerrahisi, periodontal tedavi, çürüğe direncin arttırılması, dentin hassasiyetinin giderilmesi, mine veya dentinin

pürüzlendirilmesi, kavite ve kök kanalı sterilizasyonu, pulpa kaplamasında kullanılırlar(32,41–44).

2.1.7.3. Potasyum, titanyum fosfat lazerleri (Ktp lazerler)

Aslen Nd:Yag lazerdir. Nd:Yag lazerden farkı kristalin önüne konulan filtre ile dalga boyu 532 nm'ye indirilmiştir. Yeşil ışık yayar. Beyazlatmada kullanılmaktadır(27,39).

2.1.7.4. Holmiyum:Yitriyum, alüminyum, garnet lazerleri (Ho:Yag lazerler)

Dalga boyu 2120 nm'dir. Kristal bir lazerdir. Nd:YAG ve CO₂ lazerlerin bir karışımı olarak düşünülebilir. Yumuşak doku insizyonu ve aşındırması, periodontal tedavi, dentin hassasiyetinin giderilmesi, kavite sterilizasyonu, kemik ve kırıkta şekillendirilmesi, artroskopik cerrahi ve TME cerrahisinde kullanılmaktadır(28,32,43,44).

2.1.7.5. Er:Yag lazerler

Dalga boyu 2,94 mikrometre(μm)'dir. Tüm biyolojik dokularda iyi emilirler. Hem suda hem de hidroksiapatitte iyi emildiği için diğer lazer sistemlerine göre diş preparasyonunda daha etkilidir. Işınlama sırasında meydana gelen ısı değişimini engellemek için su soğutma kullanılır. Çürük kaldırma, 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 kullanılmaktadır(32,44,45).

2.1.7.6. Erbium, kromyum: Yitriyum, skandiyum, galyum, garnet lazerler

(Er,Cr:Ysgg lazerler)

Dalga boyu 2,78 μm 'dir. Hem su, hem de hidroksiapatit üzerinde etkili olması sebebiyle mine ve dentin üzerinde çalışılabilir. Yavaş kesme hızı klinik pratikte kullanımının önündeki engeldir. Soğutma için bu lazerde de su kullanılır. Etki mekanizması hidrokinetik sistem ile kavitasyon oluşturarak gerçekleşir. Lazerin uygulandığı dokuda su moleküllerinin kinetik enerjisi artar ve ilgili alanda mikropatlamalar meydana gelir(44,46,47). Mine üzerinde dağlama yapıldığında etkisi sınırlıdır. Tekrardan asitle pürüzlendirilmelidir(44,48). Kavite preparasyonu, mine

veya dentinin pürüzlendirilmesi, çürüğün uzaklaştırılması, in vivo olarak yakmadan kemikte kesim işlemleri, sert ve yumuşak doku cerrahisi, periodontal tedavi, çürüğe direncin arttırılması, dentin aşırı duyarlılığının giderilmesi, organik içerikli restorasyonların uzaklaştırılması, kavite ve kök kanalı sterilizasyonu, kök kanalının şekillendirilmesi, pulpa kaplamasında kullanılmaktadır(44,46,48–50).

2.1.7.7. CO₂ lazerler

Dalga boyu 10,6 µm'dir. Gaz lazerdir. Yumuşak doku lazeridir. Buharlaştırma alanının etrafındaki 500 µm'lik sahada nekrotik bölge oluşur ve kapiller damarlarda koagülasyon meydana gelir. Bu sebeple kanama eğilimi oldukça azdır(32,44). Dokunma hissi olmadığı için yumuşak dokuda istenilen alanın ötesine geçilerek istenmeyen yaralanmalara sebebiyet verilebilir(24). Yumuşak doku insizyonu ve şekillendirmesi, 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 kullanılmaktadır(32,44,51).

2.1.7.8. Eksimer lazerler

Dalga boyu 193-308 nm'dir. Lazer aktif maddesi olarak asalgaz (xenon) ve halojengaz (klor) içerir. 248 nm kısa ultraviyole (UV) dalga boyu hücre çekirdeğindeki kromozomlarda ayrılmaya sebep olarak kanserojen etki gösterebilir. Kavite ve kök kanalı sterilizasyonu, mine veya dentinin pürüzlendirilmesinde kullanılmaktadır(27,39).

2.1.7.9. Helyum neon lazerler

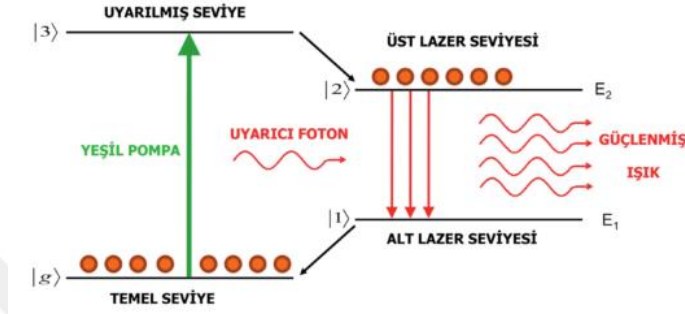
Dalga boyu 632 nm'dir. En eski lazer sistemlerinden biridir. Noktasal bölgelerin ısıtılmasında kullanılır. Pigmente lezyonların uzaklaştırılması, dentin aşırı duyarlılığının giderilmesi, kavite sterilizasyonunda kullanılmaktadır(27,39).

2.1.7.10. Ruby ve aleksandrit lazerler

Dalga boyu 720-780 nm'dir. Bilinen en eski lazerdir. Kök yüzeyinden plak ve debris uzaklaştırılmasında kullanılmaktadır(27,39).

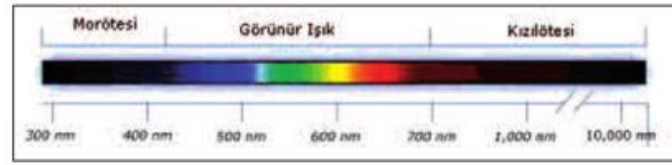
2.1.7.11. Ti:safir lazerler

Saf safir kristali içerisinde hiçbir katkı maddesi bulunmadığı zaman saydamken, içerisine az miktarda Ti iyonu katkılандığı zaman pembemsi bir renk alır. Serbest titanyum iyonunda üst üste örtüşen enerji seviyeleri, kristal içerisine girdikten sonra komşu iyonlarla etkileşime girdikten sonra ayrılmakta, bu enerji seviyeleri arasında da optik geçişler (lazer ışını üretimi) ortaya çıkmaktadır (Resim 2.2.).



Resim 2.2. Dört enerji düzeyi olan bir atomik sistemde, uyarılı ışıma ile optik kazanç(52).

Safir içindeki Ti iyonları üst enerji seviyesine mavi yeşil dalga boyundaki fotonları soğurarak çıkar (Resim 2.3.).



Resim 2.3. Sıkça kullanılan lazer dalga boyları (300 nm-10 000 nm)(25).

Görünür bölgedeki tayfın sadece kırmızı kısmı kristal tarafından soğurulmadığından, Ti iyonları safir kristaline pembe kırmızı renk kazandırmış olur. Optik kazanç elde etmek için titanyum safir kristalinde mavi-yeşil ışık üreten flaş lambası veya bir başka lazer kullanılabilir. Buna optik pompalama denir. Optik pompalama sonucunda temel enerji düzeyindeki titanyum iyonları önce üst enerji seviyelerine çıkarılır. Üst enerji seviyesindeki iyonlar, ortamdan geçmekte olan fotonlar tarafından uyarılarak alt enerji seviyesine geçebilir. Böylece foton salınımı gerçekleşmiş olur. Bu etkiye uyarılı ışıma denir. Uyarılı ışımının gerçekleşebilmesi için uyarıcı fotonun enerjisinin üst ve alt seviyeler arasındaki enerji farkına(E_2-E_1) yakın olması gerekir.

Lazer geçişinden elde edilen ve daha dűşűk bir enerjiye sahip olan fotonlar, kırmızı veya yakın kızılaltı bölgesinde (690-1050 nm) yer alır(Resim 2.2.)(52).

Ti:safir lazer ile geniş dalga boyunda lazer ışını üretmek mümkündür. Bu düzenekle Fs (ultra hızlı) darbe üretimi de mümkündür. Fs lazerleri uzunluğu, fs (1 fs=10⁻¹⁵ saniye) mertebesinde olan optik darbe üretiminde kullanılır. Bu tür lazerlerin kullanım alanları arasında biyomedikal görüntüleme, çok hızlı fotokimyasal olayların ölçümü, hassas malzeme işleme, faz uyumlu x-ışını üretimi ve metrolojik uygulamalar (örneğin hassas frekans ve zaman ölçümü) yer almaktadır(52).

Ultra hızlı ablasyon çok kısa ve yoğun atımların irradyasyonu sonucu oluşan doğru orantı göstermeyen ışık yayılımı ve iyonizasyon etkisi ile gerçekleşmektedir.(53) Atım esnasında, doku üzerindeki ince bir tabaka neredeyse tamamen iyonize olur, kuvvetli elektrik alanı varlığına bağlı iyonlar ve molekűller arasındaki bağları kırabilen yoğun bir elektronik plazmanın artışına sebep olur. Bu türler yüzeyi elektronları ile birlikte terk ederek, tamamiyle ısı olmayan Coulomb patlaması olarak bilinen süreci gerçekleştirirler.(54) Çevre dokularda termal yükten kaynaklı etki oluşmaz. Eğer yoğunluk çok yüksek gerçekleşirse, elektronik plazma enerji emmeye devam eder, buna bağlı olarak dış kısma doğru bir saçılma gerçekleşir. Bu saçılma derindeki tabakada ani ısı artışına sebep olur, takibinde dengeleme için buhar ve sıvı damlacıkları şiddetli şekilde dışarı verilir. Bu süreç faz patlaması olarak isimlendirilir, termal bir fenomendir. Ancak, çok hızlı şekilde gerçekleştiğı için gerçekleştiğı dokunun çok az µm'luk bir kısmına difűze olabilir.(55,56) Bu mekanizma sayesinde canlı dokularda geri dönüşűmsűz hasar oluşturma riski azalır.

2.1.8. Ortodontide lazer uygulamaları

2.1.8.1.Bonding işlemlerinde mine yüzeyi pűrűzlendirme

Lazer uygulanan mine yüzeyinde meydana gelen erime ve rekristalizasyonla birlikte çok sayıda porlar ve balon benzeri girintiler oluşur(57–59). Bu, OFA ile elde edilen tip III şekil karakteristiğini gösterir(59).

Literatűrde bazı araştırmacılar lazer ile mine yüzeyi pűrűzlendirmenin, asitle pűrűzlendirmeye göre daha düşük bond direnci elde edilmesine yol açtığını

savunurken(60–63), başka bir grup araştırmacı ise lazer ile pürüzlendirmenin asitle pürüzlendirme ile kıyaslanabilir veya daha üstün bond direnci elde edilmesine imkan sağladığını savunmaktadır(57,64,65). Bu çalışmalarda farklı lazer parametrelerinin kullanımının bu çelişkili sonuçlara yol açtığı düşünülmektedir.

2.1.8.2.Mine dekalsifikasyonunun azaltılması

Lazer uygulaması ile minenin kristal yapısı değiştirilerek asit ataklara karşı mineyi daha dirençli hale getirmek mümkündür. Bu işlem için özellikle Ar lazer üzerinde durulmuştur(66–69). Lazer uygulaması minedeki kalsiyum/fosfor oranını değiştirir. Karbonat/fosfat oranını azaltır, su ve organik bileşen oranlarını azaltarak daha stabil, asit ataklarına dirençli bir yapı oluşmasını sağlar(70).

2.1.8.3.Seramik braketlerin sökülmesi

Ortodontik tedavi sonunda seramik braketlerin sökülmesi sırasında minede çatlak ve kırıklar görülebilir. Lazer uygulaması, ısı etki ile adeziv rezinin yapışma gücünü azaltarak söküm esnasında daha az kuvvet kullanarak braketlerin ağızdan uzaklaştırılmasını ve sonuç olarak, minede meydana gelebilecek hasar oluşum riskini azaltmaktadır. Bu işlem için Nd:Yag lazer kullanılabilir(71,72).

2.1.8.4.Ortodontik tedavi ile ilgili yumuşak doku işlemleri

Ortodontik tedavi esnasında ihtiyaç duyulabilecek gingivoplasti, tam veya yarı gömük dişlerin üzerinin açılması, gingivektomi, frenektomi işlemleri ve aftöz lezyonların tedavisi için lazerlerden faydalanılabilir(73). Gingivektomi, frenektomi ve gingivoplasti işlemleri için Nd:Yag lazer kullanılabilir(74).

Yukarıda sayılan başlıklara ek olarak lazer, ortodontide düşük doz lazer uygulaması ile ağrı azaltılması(75,76), ortodontik tedavi esnasında diş hareketinin hızlandırılması(77,78) ve kemik rejenerasyonunun hızlandırılması(79,80) gibi başlıklarda araştırmalara konu olmuştur.

2.2. Tüm Seramik ve Seramik Benzeri Restoratif Materyaller

Seramikler 100 yılı aşkın bir süreden beri estetik diş hekimliğinde kullanılmaktadır. Orijinal olarak doğada feldispatik formda bulunan porselenler diş hekimliğinde jaket kuronlarda, protez dişlerde ve bölümlü kuronlarda kullanılmıştır. 1960'lı yılların ortasında John Mclean'ın alüminöz porselenleri tanıtmasıyla porselenlerin direnç,

estetik ve fabrikasyon metodunda süregelen ilerlemelerle klinisyenlerin kullanımına düzinelerce materyal sunulmuştur (81). Piyasada çok sayıda ürün bulunması, ek olarak devamlı şekilde yeni ürünlerin piyasaya sürülmesi belli bir endikasyon için seçim yapmak zorunda olan hekimler için akıl karıştırıcı olabilmektedir(82).

Materyal teknolojisindeki gelişim ve değişim ile birlikte geçmiş dönemde yapılan birçok sınıflama geçerliliğini yitirmiştir. Piyasada bulunan materyallerin içeriklerinde bulunan spesifik özelliklere bakılarak yapılabilecek en güncel sınıflama;

1. **Cam-Matriks seramikler:** Bir cam faz içeren metal olmayan inorganik seramik materyallerdir.
2. **Polikristalin seramikler:** Herhangi bir cam faz içermeyen metal olmayan inorganik seramik materyallerdir.
3. **Rezin-Matriks seramikler:** Ağırlıklı olarak porselenler, camlar, seramikler ve seramik-camlar gibi ısıya dayanıklı inorganik bileşenler içeren polimer matriks materyallerdir.Şekil.(2.1)



Şekil 2.1. Tam seramik ve seramik benzeri materyallerin sınıflandırılması

2.2.1. Cam-Matriks seramikler

2.2.1.1.Feldispatik seramikler:

(IPS Empress Esthetic, IPS Empress CAD, IPS Classsic, Ivoclar Vivadent; Vitadur, Vita VMK68, Vitablocs, Vident)

Bu geleneksel porselen materyali kil/kaolin (hidrate alüminosilikat), kuartz (silika) ve doğal olarak bulunan feldispattan (potasyum ve sodyum alüminosilikatların karışımı) oluşan üçlü materyal sistemidir. Potasyum feldispat ($K_2Al_2Si_6O_{16}$) lōsit kristalleri oluşturur (kristalin safa). Miktarı göre restorasyonun mevcut dayanıklılığını arttırmakla kalmaz, metal altyapılı veneer kuronlar için uygun materyal haline getirir (Termal ekspansiyon katsayısı kor metalden ~%10 daha düşüktür).

2.2.1.2.Sentetik seramikler:

lōsit bazlı seramikler;

(IPS d.Sign, Ivoclar Vivadent; Vita VM7, VM9, VM13, Vident; Noritake EX-3, Cerabien, Cerabien ZR, Noritake)

lityum disilikat ve türevleri;

(3G HS, Pentron Ceramics; IPS e.max CAD, IPS e.max PRESS, Ivoclar Vivadent; Obsidian, Glidewell Laboratories; Suprinity, Vita; Celtra Duo, Dentsply)

Florapatit bazlı seramikler;

(IPS e.max Ceram, ZirPress, Ivoclar Vivadent)

İçerikleri üreticiden üreticiye değişmekle birlikte sıklıkla silikon dioksit (SiO_2), potasyum oksit (K_2O), sodyum oksit (Na_2O) ve alüminyum oksit (Al_2O_3) içermektedirler. Metalin termal genleşmesi ile uyum ve materyal direncinin artırılması için lōsite ek olarak cam safhaları apatit kristalleri ile kombine edilebilir.

2.2.1.3.Cam infiltre seramikler:

alümina;

(In-Ceram Alumina, Vita)

alümina ve magnezyum;

(In-Ceram Spinell, Vita)

alümina ve zirkonia

(In-Ceram Zirconia, Vita)

Cam partiküllerinin ısı ortamda oluşturulmuş poröz kor materyaline infiltre edilmesi ile oluşurlar. Lityum disilikat ve zirkonyanın artan popülaritesi bu materyallerin kullanımdan kalkmasına yol açmıştır.

2.2.2. Polikristalin seramikler:

Bu gruptaki seramiklerin temel özelliği ince taneli kristal yapının materyale dayanıklılık ve kırılma direnci katmasıdır. Bu özelliklere sahip olurken translusensi (ışık geçirme) özelliği sınırlanmaktadır. Ek olarak cam safhanın olmaması polikristalin seramiklerin HFA ile pürüzlendirilmelerini zorlaştırmakta ve uzun asitleme süreleri veya yüksek ısı ortamlara gereksinim duyulmaktadır(83).

2.2.2.1. Alümina:

(Procera AllCeram, Nobel Biocare; In-Ceram AL)

Bu materyal yüksek saflıkta Al_2O_3 (%99.5) içerir. CAD/CAM' lerle birlikte kullanılmak üzere 90'lı yılların başında piyasaya sürülmüştür. Oldukça yüksek sertliği (17-20 gigapaskal[GPa]) ve dayanıklılığı vardır. Elastik modülü ($E = 300$ GPa) tüm seramikler içerisinde en yükseğidir(84). Yüksek elastik modülü aynı zamanda dezavantaj oluşturarak materyali kütle kırığına yatkın hale getirmektedir(85,86). Kor yapısının kırılmaya yatkınlığı ve yeni çıkan materyallerin arttırılmış mekanik özellikleri alümina porselenlerin kullanımını azaltmıştır.

2.2.2.2.Stabilize zirkonya:

(NobelProcera Zirconia, Nobel Biocare; Lava/Lava Plus, 3M ESPE; In-Ceram YZ, Vita; Zirkon, DCS; Katana Zirconia ML, Noritake; Cercon ht, Dentsply; Prettau Zirconia, Zirkonzahn; IPS e.max ZirCAD, Ivoclar Vivadent; Zenostar, Wieland)

Saf Zirkonya 3 allotropik formda bulunur. Monoklinik form, 1170 °C'ye kadar stabildir. Sıcaklık 2370 °C'yi geçtiğinde tetragonal formdan kübik forma transforme olur(87). Tetragonal formdan monoklinik forma dönüşüme makaslama gerilimi ve %4'lere ulaşan büyük hacim değişiklikleri eşlik eder. Bu hacim artışı sayesinde var olan çatlaklar kapanarak materyalin kırılma sertliği artar. Bu dönüşüm sertleşmesinin klinik pratikte kullanılabilmesi için tetragonal veya kübik fazların oda sıcaklığında

stabil kalabilmesini sağlamak için saf zirkonyanın yttrium, magnezyum, kalsiyum ve seryum oksitleri ile alaşımlandırılması gerekmektedir. Bu elementler belirtilen fazlardan birini tam veya kısmi olarak stabilize edecektir(88). Zirkonya seramikler mikro-yapılarına göre üçe ayrılmaktadır(89). Tam stabilize zirkonya; kübik formdadır ve %8 mol' den fazla yttrium oksit (Y_2O_3) içerir. Kısmi stabilize zirkonya; kübik matriks içerisinde nano boyutta tetragonal veya monoklinik partiküller içerir. Tetragonal zirkonya polikristalleri; Yttrium veya seryum ile stabilize edilmiş tetragonal faz içeren monolitik materyallerdir(89). Dental amaçlı kullanılan zirkonyaların tümü tetragonal zirkonya polikristalleri içeren gruptandır.

2.2.2.3.Zirkonya ile sertleştirilmiş alümina ve alümina ile sertleştirilmiş zirkonya:

İlk olarak 1976 yılında Claussen alümina içine stabilize olmayan zirkonyanın eklenmesinin alüminanın kırılma direncini zirkonyanın tetragonal fazdan monoklinik faza transformasyonu esnasında gerçekleşen çatlak yüzü-ikinci faz etkileşimlerinin çatlak yüzü ve var olan mikro çatlaklarla birlikte etkileşimi sonucu arttırdığını tespit etmiştir(90,91). Sınıflamada bu materyallerden zirkonya ile güçlendirilmiş alümina oransal olarak > %50 alümina içerirken, alümina ile güçlendirilmiş zirkonya ise oransal olarak > %50 zirkonya içerir. Bu eklenen partiküllerin boyutları mikro ve nano boyutta ayarlanıp artroplasti uygulamalarında kullanılabilmektedir(90).

2.2.3. Rezin-Matriks Seramikler:

Yüksek oranda seramik partikülleri ile doldurulan organik matriks içeren materyaller bu grupta yer almaktadır. 2013 yılında Amerikan Diş Hekimliği Akademisi'nin diş hekimliği prosedürleri ve adlandırma çalıştayında porselen/seramik tanımlaması; preslenmiş, fırınlanmış, parlatılmış veya tesfiye yapılmış, ağırlıklı olarak ısıya dayanıklı porselenler, camlar, seramikler ve cam-seramikler gibi inorganik materyal içeren bileşenler olarak tanımlanmışlardır(92). Bu sebeple ağırlığının > %50 oranındaki kısmını inorganik ısıya dayanıklı bileşenlerin oluşturduğu rezin-matriks seramiklerde sınıflamaya dahil edilmişlerdir(82). Rezin-matriks seramiklerin piyasaya sürülmesindeki amaç;

- Geleneksel seramikler ile karşılaştırıldığında elastik modülü dentininkine daha yakın bir materyal elde etmek.
- Cam-matriks seramikler (örn:lityum disilikat ailesinin sentetik seramikleri)

veya polikristalin seramiklere göre işlenmesi ve uyumlandırması daha kolay bir materyal elde etmek.

- Kompozit rezin materyallerle tamir ve modifikasyonuna imkan tanımak olarak sıralanabilir.

Rezin-matriks seramiklerin formülasyonları farklılık göstermekle birlikte, bu materyaller özellikle CAD/CAM sistemleri ile kullanılmak üzere üretilmişlerdir(82).

2.2.3.1.Rezin nanoseramik:

(Lava Ultimate, 3M ESPE; Cerasmart, GC Europe)

Ağırlığının ~%80'nini nanoseramik partiküllerinin oluşturduğu yüksek oranda sertleştirilmiş rezin matriks ile güçlendirilmiş materyaldir. Ayrı silika nanopartiküllerinin (20 nm çapında), zirkonya nanopartiküllerinin (4-11 nm çapında) ve zirkonya-silika nanopartikül kümelerinin (nano partiküllerinin birbirine bağlanmış çökeltisi) kombinasyonu ile doldurucu partiküllerin intersitisyel boşluğunun azaltıldığı bu sayede yüksek nanoseramik bileşene ulaşılabilirdi belirtilmiştir (3M ESPE firması).

2.2.3.1.1. Cerasmart, GC Europe:

Ağırlığının % 71'ini doldurucu olarak silika (20 nm) ve baryum cam (300 nm) nanohibrit partiküllerinin oluşturduğu, organik matriks olarakta 2,2-bis(4-methacryloxypolyethoxyphenyl)propan (Bis-MEPP), ürethan dimethacrylate (UDMA) ve dimetakrilat (DMA) içermektedir(93).

Endikasyonları;

1. *İnley,*
2. *Onley,*
3. *Veneer kuron,*
4. *Kuron*
5. *İmplant üstü kuronlar'dır.*

Avantajları;

- *Çabuk işlenebilmesi*
- *Kron kenarlarında inceltme esnasında kırılma oluşumuna sebebiyet vermemesi*
- *Sinterizasyon veya kristalleşme için fırınlama işlemine ihtiyaç duyulmaması*
- *Ağız içerisinde tamir edilebilmesi*

- *Sert bir materyal olmadığı için frezleme işlemi esnasında frezin aşınmasını azaltmasıdır(94).*

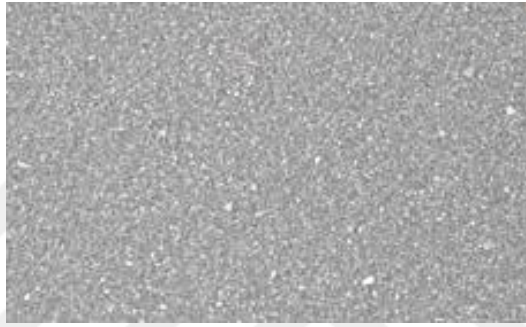
- *Karşıt dişte aşınmaya sebep olmaması(95).*

Dezavantajları;

- *Düşük aşınma direnci*

- *Uzun kron-köprü restorasyonlarında kullanılamamaları*

- *Düşük elastik modüle sahip olmaları sebebiyle kron kenarlarında mikro sızıntıya sebep olabilirler(95).*



Resim 2.4. GC Cerasmart TEM görüntüsü(94).

2.2.3.1.2.Rezinin içine penetre olduğu matriks içindeki cam seramik:

(Enamic, Vita)

Tipik olarak çift ağdan oluşur; Hacim olarak materyalin %75'ini, ağırlık olarak materyalin %86'sını oluşturan feldispatik seramik ağ ve hacim olarak materyalin %25'ini ağırlık olarak materyalin %14'ünü oluşturan polimer ağdan meydana gelir. Seramik kısmın spesifik bileşenleri %58-63 SiO₂, %20-23 Al₂O₃, %9-11 Na₂O, %4-6 K₂O, %0.5-2 B₂O₃, <%1 Zr₂O ve CaO içermektedir. Polimer ağ UDMA ve trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) içermektedir.

2.2.3.1.3.Rezinin içine penetre olduğu matriks içindeki zirkonya-silika seramik:

İnorganik bileşeni ağırlığının %60'tan fazlasını oluşturur. UDMA, TEGDMA, silika tozu, mikro-füme silika ve pigmentler gibi farklı organik matriksler ve değişik varyasyon oranlarındaki seramik içerik materyal bileşenlerinde bulunabilir (Shofu Block HC, Shofu). Bir diğer örnek ise içeriğinin %85'ini ultra ince zirkonya-silika seramik partiküllerinin (küresel 0,6 µm) oluşturduğu bis fenol A glisidil metakrilattır (BİSGMA) ve TEGDMA'dır (MZ100 Block, Paradigm MZ-100 Blocks, 3M ESPE)(82).

Polimer bazlı materyaller rezin içeriği dolayısıyla bükülme testlerine seramik materyallerden daha iyi yanıt verirler. Bu test işlemi esnasında polimer bazlı materyallerin yüksek bükülme direnci ve düşük bükülme modülüsü göstermesinden anlaşılmaktadır. Bu kombinasyon materyalin kalıcı deformasyona uğramadan önce kuvvet altında daha fazla elastik deformasyon göstermesi demektir. Bu tür materyallerin kırılabilirliği daha az ve daha esneklerdir. Kırılabilirliğin azalması restorasyon marjınlarının istenilen incelikte ve yeterli uyumda üretilebilmesini sağlar.

Bunun tersine, seramik materyaller yüksek bükülme direnci ve yüksek elastik modülüsü gösterirler. Bu kombinasyon kuvvet altında materyalin elastik deformasyona uğrayarak stres absorpsiyonu yapma yeteneğinin az olduğunu göstermesi demektir. Porselen materyallerin esneklikleri daha az, kırılabilirlikleri daha fazladır.

Bükülme direnci ve bükülme modülüsü değerleri, reziliyans modülü (birim hacimdeki materyalin elastik limit değerinde depoladığı elastik enerji) olarak tek değer altında birleştirilip yorumlanırsa; yüksek reziliyans modülüsüne sahip bir materyal kalıcı olarak deformasyona uğramadan önce daha fazla enerji depolayabilmektedir. Yüksek reziliyans sahip bir materyalin avantajları yukarıda belirtilmiş olsa da tekrarlayan şekilde elastik deformasyona maruz kalan reziliyent bir restorasyonun marjın kenarları mikro sızıntı ve akabinde tekrarlayan çürüklerle beraber restorasyonun başarısızlığına yol açabilir.

Awada ve ark. rezin-seramik CAD/CAM materyallerinin mekanik özelliklerini inceledikleri çalışmalarında Lava Ultimate, GC Cerasmart ve Vita Enamic'in bükülme testlerine verdiği yanıtın insan dentinininkine benzediğini, dolayısıyla tek ünite restorasyonlarda kullanılabileceğini, ancak sertliklerinin düşük olması dolayısıyla marjinal kenarların örtümünün zamanla başarısızlığa uğrayabileceğini belirtmişlerdir (95).

Goujat ve ark. GC Cerasmart'ında dahil olduğu rezin-seramik CAD/CAM materyallerinden elde edilen inley restorasyonların lityum disilikat cam seramik bloklardan elde edilen inleyler ile karşılaştırdıkları çalışmalarında, GC Cerasmart'ın Vickers sertliğinin düşük olduğunu belirtmekle birlikte, bükülme direncinin ve inley

kavitesine internal uyumun lityum disilikat bloklarla kıyaslanabilir olduğunu belirtmişlerdir(93).

3M firması Lava Ultimate'in kron endikasyonunu tekrarlayan yüksek oranlı debonding'e bağlı olarak kaldırmıştır(96,97).

2.3. Ortodontide Bonding

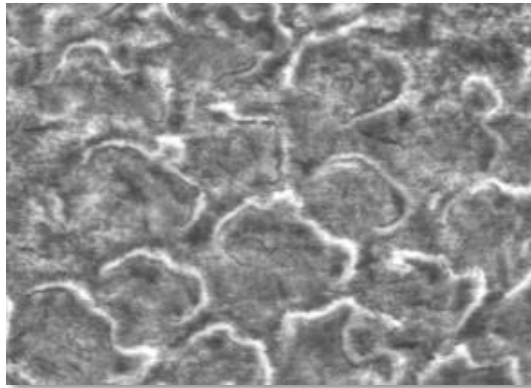
Restoratif diş hekimliğinde adeziv materyaller diş dokusuna genellikle kalıcı olarak yapıştırılırlar. Ortodontide ise ataçmanlar belirli bir periyodu kapsayacak süre kadar yapıştırılırlar. Yapıştırıcı ajanın yeterli yapışma kuvveti sağlaması, tedavi bittiğinde yapıştırılan ataçmanların kolaylıkla uzaklaştırılabilmesi ve mine dokusunda sınırlı oranda hasar oluşturması ortodontide kullanılacak yapıştırıcı ajanda aranan şartlardır.

Rezin bazlı modern bonding sistemleri mikro mekanik retansiyon prensibine dayanır. Bonding ajan uygulanmadan evvel pürüzlendirme ile yüzey enerjisi artırılarak yapıştırıcı ajanın penetrasyonu sağlanır(98). Yüzey enerjisi materyalin pürüzlülüğüne ve kimyasal kompozisyonuna bağlıdır(99).

2.3.1. Mine yüzeyi pürüzlendirme

2.3.1.1.Ortofosforik asit

10'larca yıldır ortodontide kullanılan en popüler yapıştırma tekniği 1955 yılında Buonocore'un önerdiği asitle pürüzlendirme yöntemidir(100). Bu yöntem ortodontik amaçlar doğrultusunda 1960'lı yıllarda Newman ve Retief tarafından modifiye edilmiştir(101–103). Bu teknikte esas amaç %37'lik OFA 30 saniye uygulanarak mine yüzeyindeki minerallerin çözünmesini sağlamaktır. Asit uygulamasını takiben su ile yıkama primer uygulama ve adeziv kullanarak ataçmanın yapıştırılması gelir.



Resim 2.5. 30 saniye %35'lik ortofosforik asitle pürüzlendirilmiş minenin S.E.M. görüntüsü(98).

2.3.1.2.Self-Etching Primer Sistemleri

Gelişen teknoloji ile birlikte self etching primer sistemler piyasaya sürülmüştür. Bu sayede asitleme ve primer safhası birleştirilerek zaman tasarrufu sağlanmıştır(98). OFA (PH<1)'ya göre daha yüksek PH'a sahip (PH~2) bu sistemlerin mine yüzeyinde daha konservatif çalışmaya olanak sunduğu belirtilmiştir(104).

2.3.1.3.Kumlama

Değişen boyut ve uygulama sürelerinde Al_2O_3 taneciklerinin belirli bir basınç ve mesafeden diş yüzeyine uygulanması ile gerçekleştirilir. Resiner ve ark. 2-3 saniye süre ile 50 μm partikül boyutundaki Al_2O_3 ile kumlama standart asitle pürüzlendirme yöntemleri ile karşılaştırdıkları çalışmalarında kumlama işlemi sonrasında asit uygulanmadan yapılan bondlama işleminde yetersiz yapıştırma direnci elde edildiğini belirtmişlerdir(105).

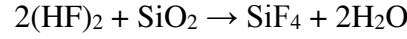
2.3.1.4.Lazer uygulama

Bondlama öncesi mine yüzeyi pürüzlendirmesinde lazer kullanımı ile ilgili çelişkili sonuçlar bildirilmiştir. Bunun sebebi büyük olasılıkla farklı güç değerlerinde lazer kullanımı ve farklı çalışma dizaynıdır(98). Nd:Yag lazer ile aynı asitle pürüzlendirmedeki gibi mine yüzeyinde bal peteği görünümü elde edilebilir(106). Lazer ile pürüzlendirmenin bir avantajı da uygun güç, frekans ve zaman ayarlaması yapıldığında mine yüzeyindeki pürüzlendirme biçiminin planlanabilmesidir. Fakat pulpa dokusunda meydana gelebilecek ısı artışı lazer kullanımı esnasında dikkatle çalışmayı gerektirmektedir(106–108).

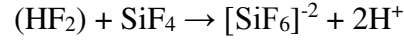
2.3.2. Seramik yüzeyi pürüzlendirme

2.3.2.1.Hidroflorik asit

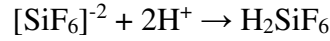
Birçok dental seramik fırınlanma ısısına göre farklı kristal ve amorföz formda SiO_2 içerir. Asitleme işleminde kimyasal ajanlar cam matrikste selektif olarak çözünme meydana getirerek yüzeyin fiziksel yapısında değişim meydana getirirler(109,110). Seramik yüzeylerin pürüzlendirilmesinde %5-9,5 arası değişen konsantrasyonlarda HFA kullanılır. Asitleme işlemi ile sadece mikro mekanik retantif yüzey elde edilmez, ayrıca seramik yüzeyinde hidroksil (OH^-) grubu oluşumuna da sebep olur(111,112). Birincil olarak, volatil silikon tetraflorid (SiF_4 , tetraflorosilan) oluşur(113).



SF_4 HFA ile çözünabilir kompleks bir iyon olan heksaflorosilikatı (SiF_6) oluşturur.



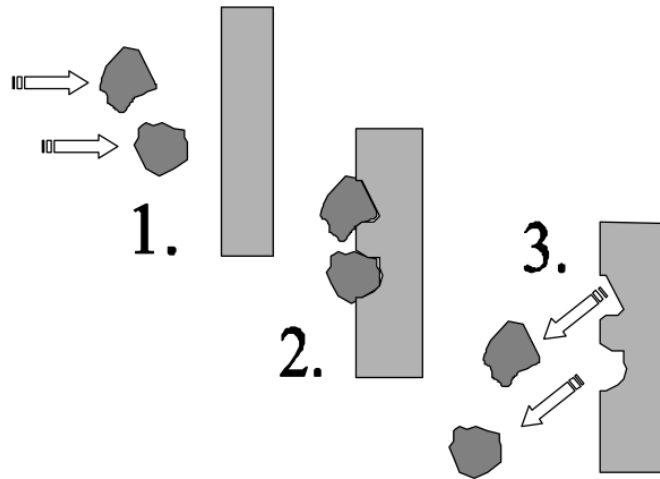
Bu bileşik ortamdaki protonlarla daha ileri bir reaksiyona girerek suyla yıkamayla uzaklaştırılabilen tetraflorosilik asiti (H_2SiF_6) oluşturur.



Yıkama işlemi sonrası seramik yüzeyi ileri yapıştırma işlemleri için hazır hale gelir(114).

2.3.2.2.Mekanik yöntem

Mikro mekanik yöntem olarak da bilinen bu yöntem, farklı boyutlardaki Al_2O_3 partiküllerinin belirli bir basınç ve mesafeden ($\sim 10\text{mm}$) pürüzlendirilecek olan seramik yüzeyine uygulanmasıyla gerçekleştirilir. Cam infiltre seramiklerin pürüzlendirilmesi için $50\text{-}110\ \mu\text{m}$ partikül boyutu ve $2,5\ \text{bar}$ basınç önerilmektedir (Resim 2.6.)(115).



Resim 2.6. Mekanik yöntem ile pürüzlendirme. 1. Al_2O_3 partiküllerinin yüzeye püskürtülmesi 2. Yüzeyde mikroretantif pürüzlülüğün elde edilmesi 3. Al_2O_3 'in yüzeyden ayrılması(116).

2.3.2.3.Tribokimyasal silika kaplama yöntemi

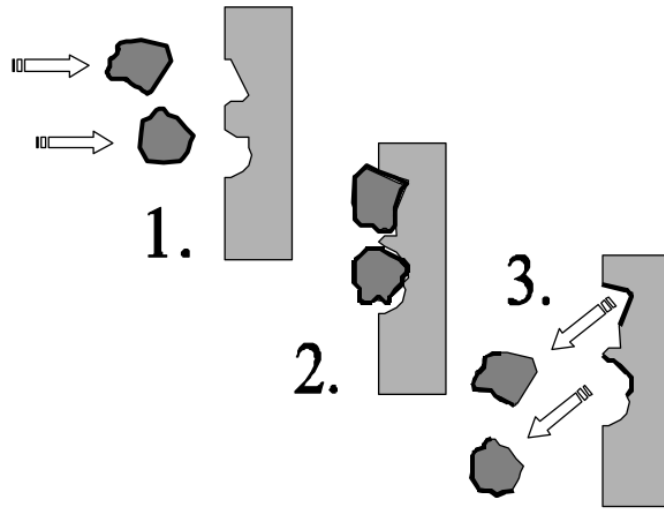
Seramik bir yüzeyin yapıştırma işlemi öncesi yüzey enerjisi uygun yüksek enerjili

materyalle kaplanarak arttırılabilir. Seramik yüzey silika kaplı Al_2O_3 ile pürüzlendirilir. Standart asitleme prosedürleri uygulanamayan alümina ve zirkonya seramiklerde de kullanılabilir. Uygulanan yüzeydeki silika bileşenlerini arttırarak uygulanacak olan silan için kimyasal alt yapı teşkil ederek yapıştırma direncini arttırır(117–119).

Silika kaplı Al_2O_3 parçacıkları basınçlı hava ile hızlandırılarak yüzeye uygulandıklarında kinetik enerji transferi ile uygulandıkları bölgede $1200\text{ }^{\circ}C$ 'ye varan sıcaklık artışı yaparlar. Yeni SiO_2 parçacıkları yüzeye penetre olur, akabinde uygulanacak silan ile silika kaplı yüzey ile rezin kompozit arasında kovalent bağ oluşur. Silika kaplama metodu rezin için mikro mekanik retansiyon da sağlamaktadır (Resim 2.7.).

Piyasada bulunan tribokimyasal silika kaplama sistemleri arasında CoJet© ve Rocatector© (3M ESPE, Seefeld, Almanya), Dento-Prep© (Rönvig, Daugaard, Danimarka), ve Microetcher© (Danville Engineering, San Ramon, CA, A.B.D.) sayılabilir(114).

Silika kaplı yüzeye rezin kompozit yapıştırıcı uygulanmadan evvel 2-3 damla silan fırça ile uygulanıp hava spreyi ile hafifçe kurutulmalıdır(118,120,121).



Resim 2.7. Tribokimyasal silika kaplama yöntemi ile pürüzlendirme. 1. Silika kaplı Al_2O_3 ile yüzey kumlanır 2. Yüzeyde mikroskobik düzeyde triboplazma oluşturulur. 3. Al_2O_3

yüzeyindeki SiO₂'nin bir kısmını uygulandığı bölgeye bırakarak yüzeyden uzaklaşır(116).

2.3.2.4.Lazer uygulama

Asitleme işlemine dirençli porselenlerin varlığı, yüzeyde hasar oluşturmada pürüzlendirme yapacak pratik bir yöntem arayışı, araştırmacıların porselen yüzeylerde lazer kullanımına yönelmesine sebep olmuştur.

Akova ve ark. metal destekli porselen test materyallerini CO₂ lazerle pürüzlendirerek elde edilen çekme germe direncini konvansiyonel yöntemlerle karşılaştırdıkları çalışmalarında; yüzey pürüzlendirmesinden bağımsız olarak silan uygulamasının çekme germe direncini arttırdığını, deglaze yapılmış porselen yüzeye uygulanan CO₂ lazerle elde edilen pürüzlendirmenin HFA'ya göre anlamlı derecede düşük SBS direnci sağlasa da, klinik açıdan tatminkar değerler sağladığını, ek olarak daha kuvvetli bağlanma için CO₂ lazer uygulamasını takiben silan uygulanabileceğini belirtmişlerdir(122). An ve ark. yine feldispatik porselen örnekleri üzerinde deglaze yapılmadan CO₂ lazerle pürüzlendirme ile elde edilen çekme germe direncini konvansiyonel yöntemlerle karşılaştırdıkları çalışmalarında lazer ile pürüzlendirmenin tatminkar SBS sağladığını belirtmişlerdir(123).

Ahrari ve ark. , Akova ve An'dan farklı olarak çalışmalarında glazeli ve deglazeli feldispatik porselenler üzerinde farklı dozlarda fraksiyonel CO₂ lazer (seçilen hedef bölgede lazer uygulamasının homojen şekilde yapılması bir aparat yardımı ile otomatik gerçekleştirilir. Bu sayede çevre dokulardaki ısı artışına bağlı görülen komplikasyonlar elimine edilmiş olur.) uygulamasını HFA ile karşılaştırdıkları çalışmalarında lazer grupları için deglaze yapılan grupta, yapılmayan gruba göre anlamlı yüksek SBS sağlandığını belirtmişlerdir. Deglaze yapılan tüm lazer gruplarındaki SBS HFA uygulanan grupta elde edilen değerlerden anlamlı olarak fazla bulunmuştur(18).

Yassaei ve ark., deglaze yapılmış feldispatik porselenler üzerinde farklı dozlarda Er:Yag lazer uygulamasını HFA uygulaması ile karşılaştırdıkları çalışmalarında, HFA uygulaması ile Er:Yag lazer uygulaması yapılan gruplar arasında SBS değerleri açısından anlamlı fark bulunmadığını belirtmişlerdir. Ayrıca uygulanan lazer doz artışı ile SBS değişimi arasında doğru orantı saptanamadığını belirtmişlerdir(19).

Hosseini ve ark. glazeli feldispatik porselenler üzerinde farklı dozlarda Nd:Yag

lazer uygulamasını HFA uygulaması ile karşılaştırdıkları çalışmalarında; uygun dozda uygulanan Nd:Yag lazerin SBS açısından HFA ile kıyaslanabilir olduğunu belirtmişlerdir(20).

Lazer uygulamalarında uygun doz seçiminin önemi çalışmalarda vurgulanmıştır. Porselen yüzeyinde düşük dozlarda yüzeyde etki oluşturmayıp yetersiz pürüzlendirme sonucu düşük çekme germe direnci elde edilebileceği(20), veya yüksek doz uygulanması sonucu yüzeyde karbonizasyon alanları ve çatlaklar(122) oluşturarak, materyalin estetik görünümünün bozulabileceği ve/veya kırılma direncinin azalacağı belirtilmiştir.

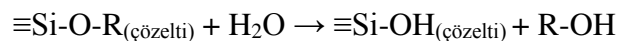
2.4. Silanlar

2.4.1.Silan kaplama ajanlarının kimyasal içeriği

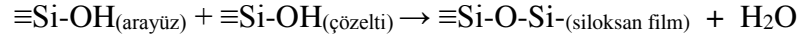
Silanlar organik ve inorganik matriksler arasında reaktivite sağlayarak adezyonun gerçekleşmesini sağlarlar. Genellikle organofonksiyonel trialkoksil silanlar ve silan esterleri yüzey preparasyonunda kullanılan silanlardır. Formülü R-Y-SiX₃'tür. R Hidrolize olmayan organik grubu, Y bağlayıcı grubu (genellikle propilen zincir) ve X'te hidrolize olabilen grubu temsil eder. Karbon-karbon çift bağı ile hidrolize olamayan grup yine çift bağ içeren rezin kompozit monomerler ile polimerize olabilirler. Hidrolize olabilen alkoksi grubu ise (örn: metoksi, -O-CH₃, etoksi -O-CH₂-CH₃), seramik yüzeyinde bolca bulunan OH⁻ grubu ile reaksiyona girer(114).

2.4.2. Silanizasyon

Genel kabul hidrofobik silanların öncelikli olarak hidrolize olmaları (aktive olurlar) gerektiğidir. Sonrasında kendiliğinden inorganik substratın üzerinde yoğunlaşır ve birikirler(124–126). Alkol-su çözeltisindeki labil alkoksi grupları, -O-R, asidik bir katalizör aracılığı ile, su ile reaksiyona girerek reaktif, hidrofilik, asidik silanol gruplarını(≡Si-OH) oluşturur(126). Silanolun dönüşümü (hidroliz) için su gereklidir. Silanlar alkolde çözünebilirler (Resim 2.8.). Denklemlerle ifade edilecek olunursa;

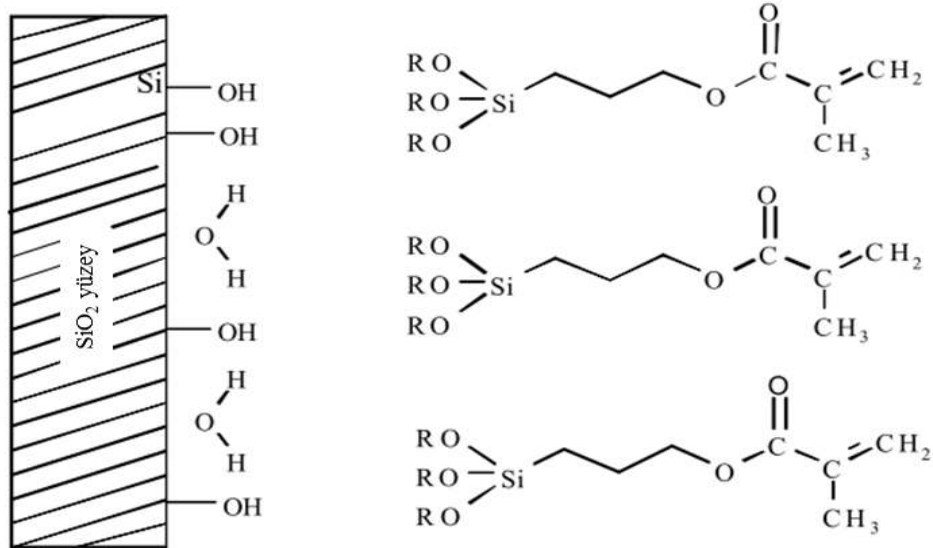


Silanoller substrat yüzeyinde absorbe olup, birikir ve polimerize olurlar. Bu esnada hidrojen bağları ve kovalent Si-O-Si bağları oluşur. Bu sürece silanizasyon denir (Resim 2.9.)(127).

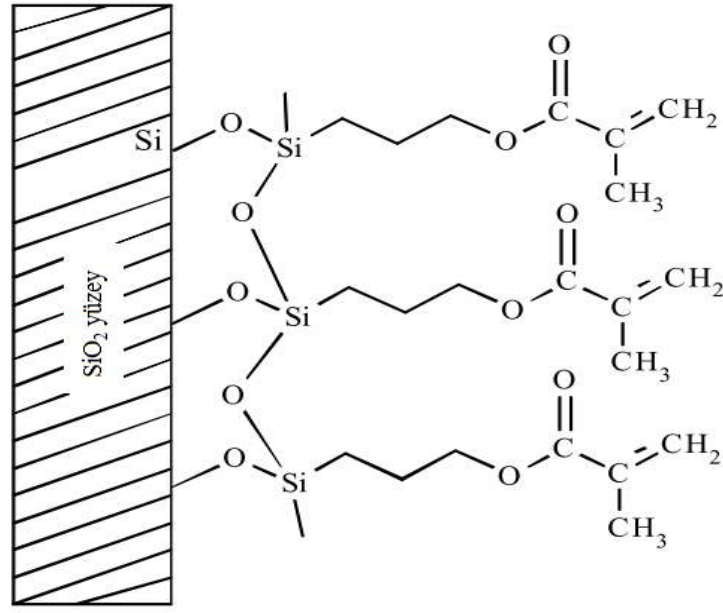


İnorganik yüzeyde biriktikten sonra silanol oligomerleri birbiri ile reaksiyona girerek, dallanmış hidrofobik siloksan (-Si-O-Si-) bağlarını oluştururlar. Silika içeren bir yüzey ile birlikte, geri dönüşümlü olarak bağlanan hidroksil grupları (-OH) siloksan bağlarını oluştururlar. Silanlar ince film halinde birikirler. Serbest su molekülleri, iyonlar ve gazlar (O₂, N₂, CO₂) film içerisinde bulunabilirler(125,128). Yüzeyin ıslanabilirliğinin adeziv bonding için önemli şartlardan biri olduğu hatırdan çıkarılmamalıdır. Düşük viskozitedeki silan solüsyonu yüzeyin ıslanabilirliğine yardımcı olur. Silika kaplı substrat ile yakın temasa geçtiği zaman Van Der Waals bağları etkin hale gelir(124).

Pürüzlendirilmiş veya silika kaplı yüzeyde reaksiyon ve kuruma periyodu sırasında silanlar dallanmış ince siloksan film tabakası (20-100 nm) oluştururlar. Siloksan film tabakasının kalınlığının belirlenmesinde esas rol silanın substrat yüzeyi ile reaksiyon zamanına değil, silan solüsyonunun konsantrasyonuna bağlıdır. Siloksan film tabakası eğer çok kalın ise koheziv başarısızlığa sebep olabilirken, çok ince film tabakası ise seramik yüzeyin silan ile eksik kaplanmasına sebep olarak yapıştırma esnasında silanize seramik yüzey ile rezin kompozit matriksin yetersiz kontak kurmasına yol açar(129–131).



Resim 2.8. Silan moleküllerinin hidroksil ve su kaplı yüzeye yaklaşması(116).



Resim 2.9. Silan moleküllerinin yüzeydeki SiO_2 ile oluşturduğu kimyasal bağların şematize edilmesi(116).

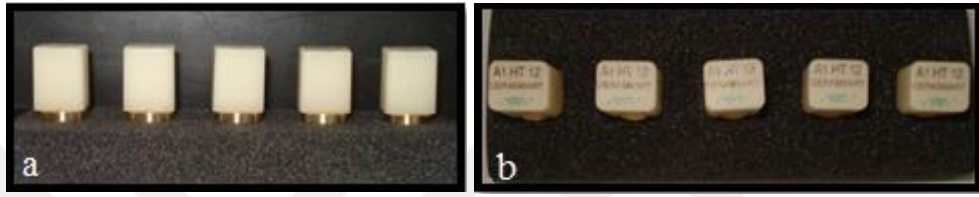
2.4.3. Önceden aktive edilmiş ticari silanlar

Silan bağlayıcı ajanlar porselen tamir sistemlerinin, rezin kompozitlerin ve rezin ile yapıştırılan restorasyonların geliştirilmesinde kullanılmaktadır. Diş hekimliğinde en çok kullanılan silan 3-methacryloxypropyltri-methoxysilane (MPS)'dir. Genellikle önceden hidrolize edilmiştir (önceden aktive). %1-2'lik konsantrasyonda, etanol-su solüsyonunda dilüe edilmiştir. Asetik asit PH 4-5'i sağlamak için kullanılır. Düşük konsantrasyondaki silan solüsyonu kullanılarak raf ömrü 2-3 yıla kadar çıkarılır. MPS kullanılarak metal-kompozit, seramik-kompozit, kompozit-kompozit arası adezyonun optimum seviyede elde edilmesi sağlanır. Klinik ortamda kullanım anında hidrolizi sağlayan adeziv veya dimetakrilat monomer içeren 2 şiseli sistemlerde mevcuttur(132). MPS'nin seçilmesinin sebebi içeriğindeki fonksiyonel metakrilat grubunun kompozitlerde kullanılan dimetakrilat ile uyumlu olmasıdır. MPS molekülleri silika yüzeyine paralel oryantasyon gösterme eğilimindedirler. MPS konsantrasyonu arttıkça moleküllerin oryantasyon şekli daha rastgele formda olmaya başlar. Bu davranış günümüzde seramik yüzeylerin silanizasyonu ve bond optimizasyonu için gerekli silan miktarının anlaşılmasında kritik önem arz eder(133).

3.MATERYAL METOT

3.1. Materyal Preparasyonu

A1 HT 12(15 mm x 12 mm x 10 mm) Cerasmart™ (GC,Tokyo-Japonya) rezin nanoseramik bloklar Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi laboratuvarında Metkon™ Micracut 201 (Metkon, Bursa-Türkiye) kesme cihazı kullanılarak ~2 mm kalınlığında kesilmiştir(Resim 3.1.)(Resim 3.2.).



Resim 3.1. Cerasmart™ rezin nanoseramik bloklar. **a)** Yandan görünüm **b)** Yukarıdan görünüm



Resim 3.2. Metkon™ Micracut 201 kesme cihazı

Hazırlanan örneklerin bondlama yapılacak yüzeyleri su altında 600, 800, 1000 silikon karbit zımparalarla parlatılmıştır.

3.2. Deney Gruplarının Hazırlanması

Benzer dizayn kullandığımız Erdur ve ark. 0.95 güçte bir çalışma dizaynının oluşturulabilmesi için her bir alt grupta en az 15 örneğin bulunması gerektiğini belirtmişlerdir.(134)

Bu sebeple hazırlanan 170 örnek 85 seramik braket ve 85 metal braket olmak üzere 2 ana gruba ayrıldı. Daha sonra her bir alt grupta 17 örnek olacak şekilde ana gruplardan 5'er adet alt gruplar oluşturuldu. Yüzey pürüzlendirme işlemi öncesi bütün örnekler içinde distile su bulunan ultrasonik cihazda 10 dakika bekletildiler.

Ortofosforik asit grubu(OFA): %37'lik ortofosforik asit (Best Blue Gel, Spot Diş Deposu, İzmir; Türkiye) 1 dakika boyunca örnek yüzeyine uygulandı. Bu süre sonunda 1 dakika su spreyi ile yıkanıp ardından kurutuldu. Metal ve seramik braket grupları olmak üzere toplam 34 örneğe uygulandı.

Hidroflorik asit grubu(HFA): %9'luk HFA (Porch-Etch™[Reliance Orthodontic Products Inc.- A.B.D.]) 1 dakika boyunca örnek yüzeyine uygulandı. . Bu süre sonunda 1 dakika su spreyi ile yıkanıp ardından kurutuldu. Metal ve seramik braket grupları olmak üzere toplam 34 örneğe uygulandı.

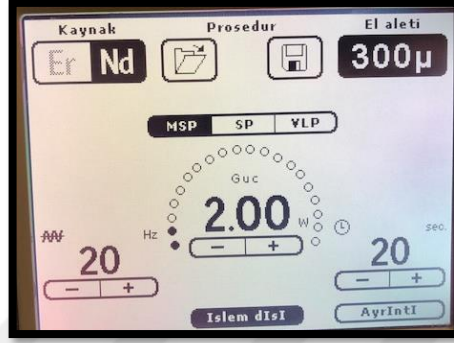
Kojet grubu: 30 µm partikül boyutuna sahip silika kaplı Al₂O₃ parçacıkları Cojet sistem kullanılarak (3 M ESPE, St. Paul, MN, A.B.D.) ~10 mm mesafeden dik şekilde 2.8 bar basınçla 5 saniye uygulandı (Resim 3.3). Örnek üzerinde kalan parçacıklar hava spreyi ile uzaklaştırıldı. Metal ve seramik braket grupları olmak üzere toplam 34 örneğe uygulandı.



Resim 3.3. Kojet ile kumlama işlemi öncesi basıncın ayarlanması

Nd:Yag lazer grubu: Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde İleri Teknoloji ve Araştırma Merkezine (İLTEK) bağlı hizmet veren fotona lazer ünitesi kullanıldı. Nd:Yag lazer ($\lambda=1064$ nm; Fotona, Horse Fidelis, Ljubljana, Slovenya)

MSP modda (Maxi short pulse) yaklaşık braket tabanının geleceği alana 300 µm fiber el aleti ile 20 saniye boyunca 1 mm mesafeden non-kontakt uç ile 100 milijul (mj) atım enerjisi, 150 mikrosaniye (µs) atım genişliği olan, 2 watt (W), 20 Hertz(Hz) lazer uygulaması yapıldı (Resim 3.4.). Metal ve seramik braket grupları olmak üzere toplam 34 örneğe uygulandı.



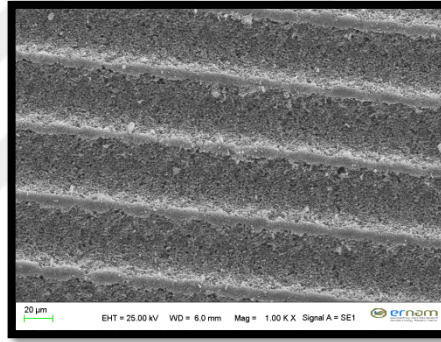
Resim 3.4. Nd:Yag lazer dozu

Femtosaniye (Fs) lazer grubu: Selçuk Üniversitesi İLTEK'te bulunan Ti:safir Fs lazer kullanıldı. Ti:safir Fs lazer(Quantronix, Integra-C-3.5, NY, A.B.D.) 90 fs puls süresine, 1 kHz tekrarlama oranına ve çıkışında $\lambda = 800$ nm dalga boyunda lazer demeti üreten bir sistemdir. Fs lazer, 85.5 MHz tekrarlama oranında, 90 fs puls genişliğine sahip, Kerr lensli, mod-kilitli Ti:safir lazer (Quantronix, Ti:light, NY, A.B.D.) ile pompalanarak amplifikasyon lazer için gerekli alt yapı oluşturulmaktadır (Resim 3.5.a.). Bu aşamadan sonra lazer demeti bilgisayar kontrollü mikro işleme sistemine (Quantronix, Qmark, A.B.D.) aynalar ile taşınarak numunelerin tarama işlemi gerçekleştirilmiştir (Resim 3.5.b.). Mikro işleme ünitesi 11 cm odak uzaklığına, f-theta lense sahip üzerinde 5x5 cm² tarama alanı sunan oldukça kullanışlı bir sistemdir (Resim 3.5.c.). Uygun lazer parametrelerinin belirlenebilmesi için pilot çalışma gerçekleştirilmiştir. Bunun için 0.05 W-0.75 W aralığında değişen güç değerlerinde lazer 10-30-50 µm aralıklarla numune üzerine lazer işleme çalışmaları gerçekleştirilmiştir. Pilot çalışma uygulanan örnekler TEM ile değerlendirilmiştir (Resim 3.6.-3.7.-3.8.).

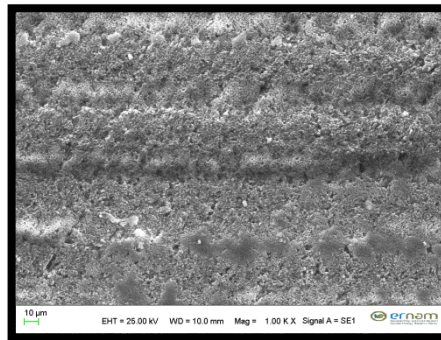


Resim 3.5. Ti:safir Fs lazer bileşenleri görülmektedir. **a)** amplifikatör **b)** lazer ışığını taşıyan aynaların bulunduğu düzenek **c)** mikro işleme ünitesi

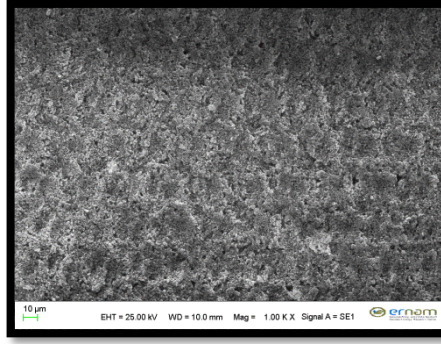
Fs lazer gücü kontrol edilebilen ve istenilen lazer gücünün ayarlanmasına olanak sağlayan yuvarlak nötral yoğunluk filtresi ile kontrol edilerek optimum lazer gücü belirlenmiştir. Belirtilen tarama parametreleri örneklere 30mm/sn. işaretleme hızı, 125 mm/sn. atlama hızı ile uygulanmıştır. Lazer ile tarama işlemi her bir örnek için 5 kez olacak şekilde gerçekleştirilmiştir.



Resim 3.6. 50 µm aralıkla 0.15 W doz ile pürüzlendirilme yapılmış örnek. İnce çizgi şeklinde pürüzlendirilemeyen alanlar açıkça seçilebilmekte

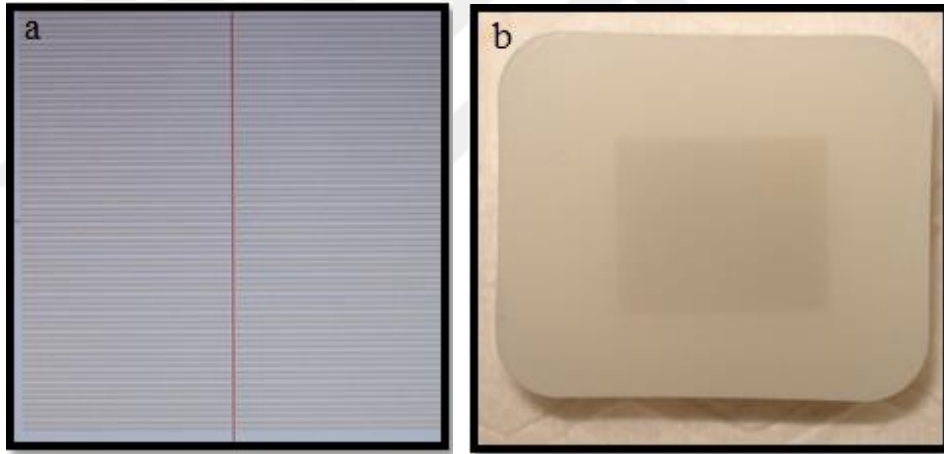


Resim 3.7. 50 µm aralıkla 0.05 W doz ile pürüzlendirme yapılmış örnek. Pürüzlendirilemeyen alanlarda artış açıkça seçilebilmekte



Resim 3.8. 30 µm aralıkla 0.05 W doz ile pürüzlendirme yapılmış örnek. Pürüzlendirme homojen şekilde ve bal peteği görünümünde

Yüzeyde minimal ablasyon, maksimum pürüzlendirme yapan doz ve aralık; 0.05 W- 30 µm aralıkla 6x5 mm²'lik alana paralel çizgiler şeklinde uygulandı (Resim 3.9.). Metal ve seramik braket grupları olmak üzere toplam 34 örneğe uygulandı.



Resim 3.9. Lazerin uygulanma şekli **a)** Bilgisayarda paralel düz çizgiler şeklinde lazer deseninin ayarlanması **b)** 6x5 mm lazer uygulanmış örneğin görünümü

3.3. Bondlama Prosedürü

Yüzey pürüzlendirme işlemi tamamlandıktan sonra tüm örneklere silan (Reliance™ porcelain conditioner, Reliance Orthodontic Products Inc.- A.B.D.) uygulanıp kuruyana kadar beklendi. Metal braket grupları için 85 adet American Orthodontics mini-master series™ (Wisconsin, A.B.D.) sol üst santral braket, porselen braket grupları için ise 85 adet American Orthodontics 20/40™ (Wisconsin, A.B.D.) sol üst santral braket kullanıldı. Bondlama işlemi tek bir araştırmacı tarafından (M.K.) adeziv

rezin (Transbond XT, 3M Unitek, Monrovia, CA) kullanılarak gerçekleştirildi. Kenar kısımlardan taşan artık rezin uzaklaştırıldı. Işık şiddeti 1000 mW/cm^2 'ye ayarlanan cihaz (Valo cordless, Ultradent Products Inc., A.B.D.) ile 10 saniye ışıklandırılarak polimerizasyon işlemi gerçekleştirildi. Braketleme işlemi gerçekleştirilen örnekler termal siklus işlemi uygulanana kadar distile su içerisinde en az 24 saat oda sıcaklığında bekletildi.

3.4. Termal Siklus

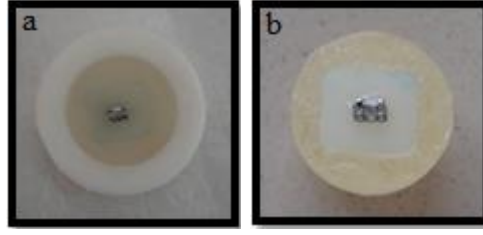
Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi araştırma laboratuvarında termal siklus işlemi (Julabo GmbH, Seelbach/Almanya) gerçekleştirildi. Örneklere 1000 siklus uygulandı. 1 siklus; örneklerin 25 sn. 55°C havuzunda daldırılmasının ardından 10 sn. dışarıda bekletilmesi, sonrasında 5°C havuzunda 25 sn. bekletilip tekrardan 10 sn. dışarıda bekletilmesi ile tamamlanmaktadır (Resim 3.10.).



Resim 3.10. Termal siklus cihazı

3.5. Koparma Testi

Braketleme işlemi tamamlanan örnekler soğuk akril kullanılarak (Imicryl, Konya/Türkiye) önceden hazırlanmış 20 mm çaplı silindirlerin içine braketli yüzey dışarıda kalacak şekilde gömüldü (Resim 3.11.).



Resim 3.11. Örneklerin akril bloklara gömülmesi **a)** Silindirik blok içerisindeki örnek **b)** Makaslama testi için hazır hale getirilmiş örnek

Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi araştırma laboratuvarında koparma testi universal test cihazı (Instron 3345, A.B.D.) kullanılarak gerçekleştirildi. Koparıcı uç hızı 0.5 mm/sn'ye ayarlandı (Resim 3.12.). Braketlerde kopmanın meydana geldiği değerler Newton (N) olarak kaydedildi. Bu değerler metal ve porselen braketlerin taban alanlarına bölünerek megapaskala (MPa) çevrildi.



Resim 3.12. **a)** Universal Test Cihazı **b)** Koparma işlemi için yerleştirilen örnek

3.6. Stereomikroskop İnceleme

Koparma testi sonunda stereomikroskop (Leica, Wetzlar/Germany) ile adeziv kopma şekilleri, adeziv artık indeksi (AAİ)(135) (Resim 3.13.-3.14.-3.15.-3.16.) ve porselen kırılmalarındaki farklılıklar, porselen kırılma indeksi (PKİ)(14) (Resim 3.17.-3.18.-3.19.) kullanılarak değerlendirildi.

AAİ;

0: Materyalin yapıştırma yüzeyinde hiç adeziv kalmamış olması

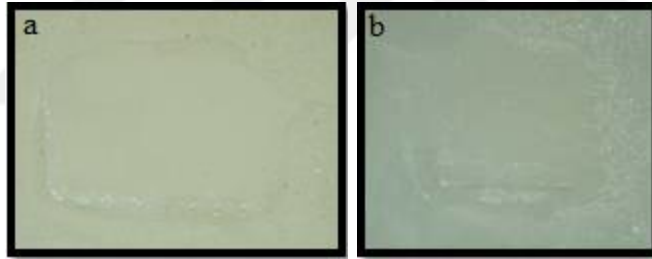
1: Materyalin yapıştırma yüzeyinde adezivin %50'den az kısmı kalmış olması

2: Materyalin yapıştırma yüzeyinde adezivin %50'den fazla kısmı kalmış olması

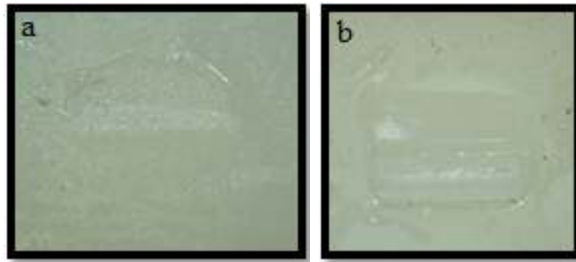
3: Materyalin yapıştırma yüzeyinde adezivin tümü kalmış olması ve braketin ağ yapısının seçilebilir olması.



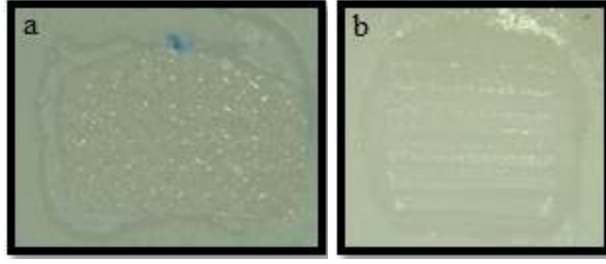
Resim 3.13. AAİ 0 skoru verilen örnek



Resim 3.14. AAİ 1 skoru verilen örnekler **a)** metal braket **b)** porselen braket



Resim 3.15. AAİ 2 skoru verilen örnekler **a)** metal braket **b)** porselen braket



Resim 3.16. AAİ 3 skoru verilen örnekler a) metal braket b) porselen braket

PKİ;

0: seramik yüzeyde hasar yok, bondlama öncesi ile aynı yüzey yapısına sahip olması.

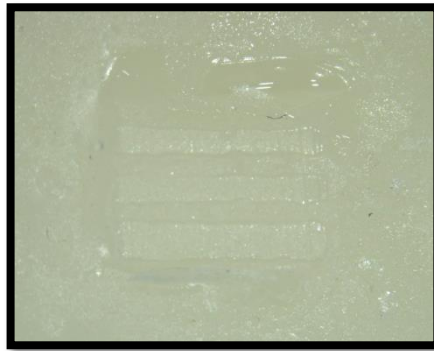
1: Seramik yüzeyde hasar sadece glaze tabakasında veya yüzeysel seramik katmanı ile sınırlı olması.

2: Defektin kompozit rezin ile tamirini veya yenilenmesini gerektirecek derecede belirgin hasar olması.

3: Derin koheziv hasara bağlı kor materyalinin ekspoz olması



Resim 3.17. PKİ 0 skoru verilen örnek



Resim 3.18. PKİ 1 skoru verilen örnek



Resim 3.19. PKİ 2 skoru verilen örnek

3.7. Profilometre ile İnceleme

Selçuk Üniversitesi İL TEK merkezinde 3 boyutlu profilometrik incelemeler yapıldı. Pürüzlendirme yapılan gruplardan 2'şer adet örnek ve yüzey pürüzlendirme yapılmayan 1 adet örnek kullanıldı. Cihaz (AEP NanoMap-LS, CA-A.B.D.) tarama hızı 40 $\mu\text{m/s}$ olacak şekilde, yüzeye 40 mg kontak kuvveti ile temas ederek, uzunluğu 500 μm olan çizgisel hat üzerinde orta nokta bu çizgi olmak üzere çizgi etrafında rastgele 30 kez sondalama hareketi yaparak yüzey yapısının 3 boyutlu haritasını çıkarmaktadır (Resim 3.20.-3.21.). Pürüzlendirme yapılmayan gruptan tek örnekten 4 farklı noktadan ölçüm alınırken, OFA, HFA, Nd:Yag lazer gruplarından orta noktalara denk gelecek şekilde 2'şer örneğin 2 farklı noktasından ölçüm yapıldı. Fs lazer ile pürüzlendirme yapılan grupta orta noktalardan yapılan 2'şer ölçüme ek ablasyon miktarını saptayabilmek için 2'şer ölçümde kenar kısımlardan yapıldı. Gruplardaki örneklerin ortalama pürüzlülük değerleri alınıp istatistiksel analiz yapıldı.



Resim 3.20. Profilometre cihazı



Resim 3.21. İnceleme için hazırlanmış örneğin cihaz üzerindeki görüntüsü

3.8. Taramalı Elektron Mikroskop (TEM) İncelemesi

TEM (Jeol JSM-6390 LV, Tokyo-Japonya) incelemeleri Gaziantep Üniversitesi'nde bulunan ilgili merkezde gerçekleştirildi. Pürüzlendirme yapılan ve herhangi bir işleme tabi tutulmamış 1'er örnek inceleme için ayrıldı. Örnekler inceleme öncesi altın/palladyum (Au/Pd) kaplama yapıldı. 500, 1000 ve 2000 büyütmede örnekler üzerinden fotoğraflar alınarak yüzey yapısı değerlendirilmesinde kullanıldı.



Resim 3.22. TEM cihazı

3.9. İstatistiksel Analiz

Kolmogorov-Smirnov testi kullanılarak verilerin normal dağılımına bakıldı. Normal dağılım gösterdiği belirlenen verilerin braket türü ve yüzey pürüzlendirmesi işlemlerinin ayrı ayrı veya birlikte SBS değerlerine etkisinin değerlendirilebilmesi için çift yönlü varyans analizi ve Tukey'in HSD testi kullanıldı. AAİ ve PKİ ordinal verilerinin değerlendirilmesi için ki kare testi kullanıldı. Profilometre ile elde edilen ortalama yüzey pürüzlülüğü değerlerinin karşılaştırılması için ise non-parametrik Wilcoxon Signed Rank testi kullanıldı. Tüm veriler $p < 0.05$ anlamlılık düzeyinde test edildi. İstatistiksel analiz için istatistik analiz programı kullanıldı (SPSS, PC Versiyon 20.0; SPSS, Chicago, IL, A.B.D.).

4.BULGULAR

4.1. Koparma Testi Bulgular

Çift yönlü varyans analizi ile koparma testi değerlerine braket türü ve yüzey pürüzlendirme işlemlerinin ayrı ayrı ve birlikte anlamlı etkisinin olup olmadığı değerlendirilmiştir. Analiz sonucunda incelenen verilerin koparma testi sonuçları üzerinde istatistiksel anlamlı düzeyde farklılık oluşturduğu saptanmıştır ($P<0.05$) (Tablo 4.1).

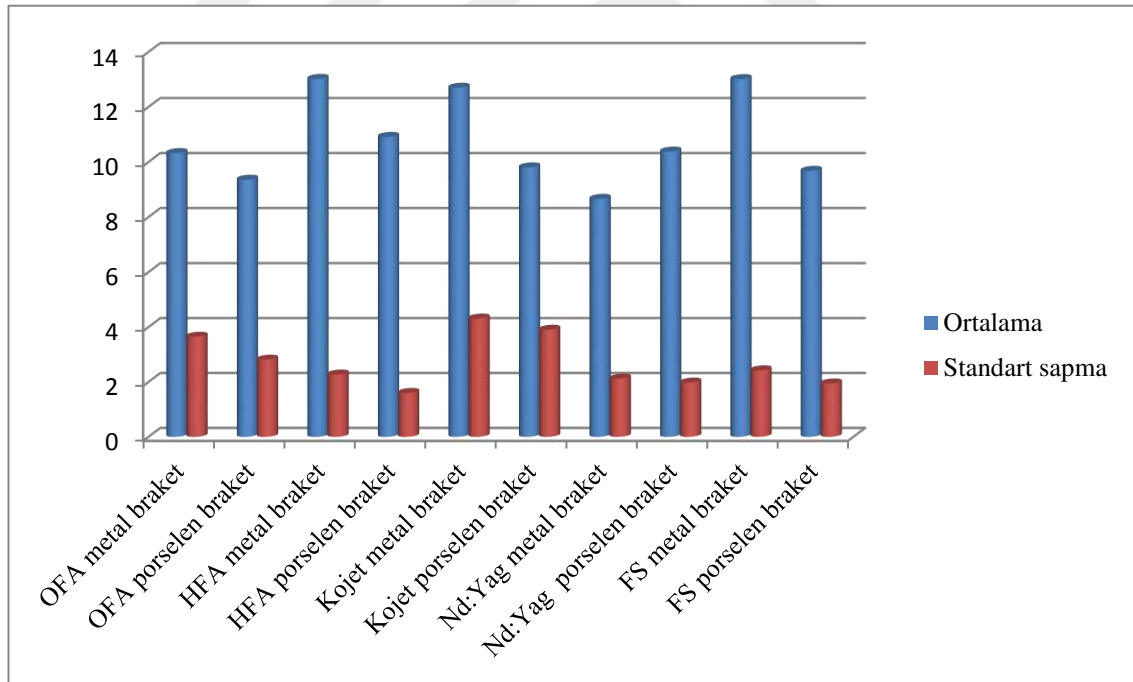
Tablo 4.1. Çift yönlü varyans analizi ile braket türü, yüzey pürüzlendirme işlemi uygulamalarının ayrı ayrı ve birlikte koparma testi sonuçları üzerine etkisinin değerlendirilmesi ($P<0.05$).

Etki	df	Kareler toplamı	Ortalama kare değeri	F oranı	P
Braket türü	1	97,799	97,799	12,095	,001
Yüzey pürüzlendirme işlemi	4	150,517	37,629	4,654	,001
Braket türü x yüzey pürüzlendirme işlemi	4	138,795	34,699	4,291	,003

Çalışmamızda grupların koparma dayanımı ortalama değerleri ve standart sapma (SS) değerleri Tablo 4.2. ve Şekil 4.1’de gösterilmiştir

Tablo 4.2 Grupların koparma testi dayanımı ortalama ve SS MPa değerleri. Sütun üzerinde farklı büyük harflerle ifade edilen gruplar arasında istatistiksel anlamlı fark bulunmaktadır ($P<0.05$). Satır üzerinde farklı küçük harflerle ifade edilen gruplar arasında istatistiksel anlamlı fark bulunmaktadır ($P<0.05$). Aynı harfleri taşıyan gruplar arasında anlamlı fark bulunmamaktadır ($P>0.05$).

Yüzey pürüzlendirme	Metal braket Ortalama $\pm$ SS	Porselen braket Ortalama $\pm$ SS	Total Ortalama $\pm$ SS
Ortofosforik asit	10,323 $\pm$ 3,648 ^{ABc}	9,356 $\pm$ 2,812 ^{Ac}	9,84 $\pm$ 3,245 ^A
Hidroflorik asit	13,02 $\pm$ 2,27 ^{Ac}	10,913 $\pm$ 1,598 ^{Ac}	11,967 $\pm$ 2,209 ^B
Kojet	12,702 $\pm$ 4,31 ^{Ac}	9,805 $\pm$ 3,902 ^{Ac}	11,254 $\pm$ 4,307 ^{BA}
Nd:Yag lazer	8,66 $\pm$ 2,128 ^{Bc}	10,379 $\pm$ 1,977 ^{Ac}	9,519 $\pm$ 2,203 ^A
Fs lazer	13,013 $\pm$ 2,425 ^{Ac}	9,68 $\pm$ 1,946 ^{Ad}	11,347 $\pm$ 2,747 ^{BA}



Şekil 4.1. Grupların koparma testi dayanımı ortalama değerler ve SS grafiği

4.1.1. Metal braket ve porselen braket gruplarının karşılaştırılması

- OFA metal braket grubu SBS değeri, OFA porselen braket grubu SBS değeri ile karşılaştırıldığında anlamlı fark görülmemiştir ($p>0.05$).

- HFA metal braket grubu SBS değeri, HFA porselen braket grubu SBS değeri ile karşılaştırıldığında anlamlı fark görülmemiştir ($p>0.05$).
- Kojet metal braket grubu SBS değeri, Kojet porselen braket grubu SBS değeri ile karşılaştırıldığında anlamlı fark görülmemiştir ($p>0.05$).
- Nd:Yag metal braket grubu SBS değeri, Nd:Yag porselen braket grubu SBS değeri ile karşılaştırıldığında anlamlı fark görülmemiştir ($p>0.05$).
- Fs metal braket grubu SBS değeri, Fs porselen braket grubu SBS değeri ile karşılaştırıldığında anlamlı derecede fazla olduğu görülmüştür ($p<0.05$).

4.1.2. Metal braket gruplarının karşılaştırılması

- OFA metal braket grubu SBS değeri ile diğer metal braket grup türleri SBS değerleri arasında anlamlı fark görülmemiştir ($p>0.05$).
- HFA metal braket grubu SBS değerinin, Nd:Yag metal braket grubu SBS değeri ile karşılaştırıldığında anlamlı derecede fazla olduğu görülmüştür ($p<0.05$). HFA metal braket grubu SBS değeri, OFA metal braket, Kojet metal braket ve Fs metal braket metal braket grupları SBS değerleri ile karşılaştırıldığında anlamlı fark görülmemiştir ($p>0.05$).
- Kojet metal braket grubu SBS değeri, Nd:Yag metal braket grubu SBS değeri ile karşılaştırıldığında anlamlı derecede fazla olduğu görülmüştür ($p<0.05$). Kojet metal braket grubu SBS değeri, OFA metal braket, HFA metal braket ve Fs metal braket grupları SBS değerleri ile karşılaştırıldığında anlamlı fark görülmemiştir ($p>0.05$).
- Nd:Yag metal braket grubu SBS değeri, HFA metal braket, Kojet metal braket, Fs metal braket grupları SBS değerleri ile karşılaştırıldığında anlamlı derecede az olduğu görülmüştür ($p<0.05$). Nd:Yag metal braket grubu SBS değeri, OFA metal braket grubu SBS değeri ile karşılaştırıldığında anlamlı fark görülmemiştir ($p>0.05$).
- Fs metal braket grubu SBS değeri, Nd:Yag lazer metal braket grubu SBS değeri ile karşılaştırıldığında anlamlı derecede fazla olduğu görülmüştür ($p<0.05$). Fs metal braket grubu SBS değeri, OFA metal braket, HFA metal braket ve Kojet metal braket grupları SBS değerleri ile karşılaştırıldığında anlamlı fark görülmemiştir ($p>0.05$).

4.1.3. Porselen braket gruplarının karşılaştırılması

- Porselen braket grupları SBS değerleri karşılaştırıldığında gruplar arasında anlamlı fark görülmemiştir ($p>0.05$).

4.1.4. Total ortalama değerleri karşılaştırma

- Total OFA SBS değerinin, Total HFA SBS değerinden anlamlı derecede az olduğu görülmüştür ($p>0.05$). Total OFA SBS değeri, Total Nd:Yag, Total Kojet ve Total Fs SBS değerleri ile karşılaştırıldığında anlamlı fark görülmemiştir ($p>0.05$).
- Total HFA SBS değerinin, Total OFA ve Total Nd:Yag SBS değerlerinden anlamlı derecede fazla olduğu görülmüştür ($p>0.05$). Total HFA SBS değeri, Total Kojet ve Total Fs SBS değerleri ile karşılaştırıldığında anlamlı fark görülmemiştir ($p>0.05$).
- Total Kojet SBS değeri, diğer Total gruplarının SBS değerleri ile karşılaştırıldığında anlamlı fark görülmemiştir ($p>0.05$).
- Total Nd:Yag SBS değerinin, Total HFA SBS değerinden anlamlı derecede az olduğu görülmüştür ($p<0.05$). Total Nd:Yag SBS değeri ile diğer Total grupları SBS değerleri arasında anlamlı fark görülmemiştir ($p>0.05$).
- Total Fs SBS değeri ile diğer Total grupları SBS değerleri arasında anlamlı fark görülmemiştir ($p>0.05$).

4.2. Adeziv Artık İndeksi Bulgular

Çalışmamızda grupların AAİ değer dağılımları ve ki kare testi anlamlılık değerleri Tablo 4.3. ve Tablo 4.4.'te gösterilmiştir.

Tablo 4.3. AAİ değerlerinin gruplara göre dağılımı

AAİ	0	1	2	3
OFAM	0 adet	7 adet	2 adet	8 adet
OFAP	1 adet	12 adet	2 adet	2 adet
HFAM	0 adet	13 adet	1 adet	3 adet
HFAP	0 adet	8 adet	9 adet	0 adet
KojetM	1 adet	9 adet	0 adet	7 adet
KojetP	0 adet	7 adet	7 adet	3 adet
Nd:YagM	15 adet	1 adet	0 adet	1 adet
Nd:YagP	7 adet	8 adet	2 adet	0 adet
FsM	3 adet	4 adet	3 adet	7 adet
FsP	0 adet	7 adet	6 adet	4 adet

Nd:Yag lazer kullanılarak pürüzlendirme yapılan örneklerde kopmaların seramik-adeziv bağlantı sahasında yoğunlaştığı görülürken diğer gruplarda kopmaların seramik-braket bağlantı sahasına doğru kayma gösterdiği görülmüştür.

Nd:Yag lazer ile pürüzlendirilen metal ve porselen braket gruplarının ağırlıklı olarak seramik-adeziv sahasında kopma göstermesi sebebiyle AAİ değerleri (Nd:YagP-OFAP hariç[p=0.063])diğer gruplardan anlamlı olacak şekilde farklılık göstermiştir (p<0.05).

HFA, Kojet, Fs metal ve porselen grupları ile OFAM grubunda kopmalar adeziv ve braket arayüzündeki alana kayma göstermiştir.

Tablo 4.4. Gruplar arası AAİ verilerinin ki kare testi ile karşılaştırılması. x ile işaretli kutucuklar istatistiksel olarak anlamlı farklı grupları belirtmektedir ($p<0.05$).

AAİ	OFAM	OFAP	HFAM	HFAP	KojetM	KojetP	Nd:YagM	Nd:YagP	FsM	FsP
OFAM				x			x	x		
OFAP				x			x		x	
HFAM				x		x	x	x	x	
HFAP	x	x	x		x		x	x	x	
KojetM				x		x	x	x		x
KojetP			x		x		x	x		
Nd:YagM	x	x	x	x	x	x		x	x	x
Nd:YagP	x		x	x	x	x	x		x	x
FsM		x	x	x			x	x		
FsP					x		x	x		

4.3. Porselen Kırılma İndeksi Bulgular

PKİ değer dağılımları ve ki kare testi anlamlılık değerleri tablo 4.5. ve tablo 4.6.'da gösterilmiştir. Hiçbir grupta ağır hasar görülmemiştir. En düşük hasar Nd:Yag lazer ile pürüzlendirilen gruplarda görülürken, en yüksek hasar Kojet ve Fs gruplarında görülmüştür.

Tablo 4.5. PKİ değerlerinin gruplara göre dağılımı

PKİ	0	1	2	3
OFAM	13 adet	1 adet	3 adet	0 adet
OFAP	13 adet	2 adet	2 adet	0 adet
HFAM	16 adet	1 adet	0 adet	0 adet
HFAP	15 adet	1 Adet	1 adet	0 adet
KojetM	11 adet	2 adet	4 adet	0 adet
KojetP	8 adet	3 adet	6 adet	0 adet
Nd:YagM	17 adet	0 adet	0 adet	0 adet
Nd:YagP	16 adet	1 adet	0 adet	0 adet
FsM	8 adet	2 adet	7 adet	0 adet
FsP	4 adet	5 adet	8 adet	0 adet

FsP grubundaki PKİ değerlerinin KojetM-KojetP grupları hariç diğer gruplardaki PKİ değerlerinden anlamlı derecede fazla olduğu görülmüştür ($p<0.05$). KojetP ve FsM grupları PKİ değerlerinin HFA ve Nd:Yag lazer gruplarının PKİ değerlerinden anlamlı derecede fazla olduğu görülmüştür ($p<0.05$).

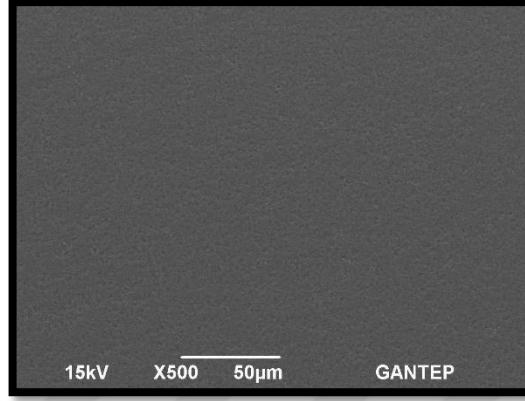
Tablo 4.6. Gruplar arası PKİ verilerinin ki kare testi ile karşılaştırılması. x ile işaretli kutucuklar istatistiksel olarak anlamlı farklı grupları belirtmektedir ($p<0.05$).

PKİ	OFAM	OFAP	HFAM	HFAP	KM	KP	Nd:YagM	Nd:YagP	FsM	FsP
OFAM										x
OFAP										x
HFAM						x			x	x
HFAP						x			x	x
KM							x			
KP			x	x			x	x		
Nd:YagM					x	x			x	x
Nd:YagP						x			x	x
FsM			x	x			x	x		
FsP	x	x	x	x			x	x		

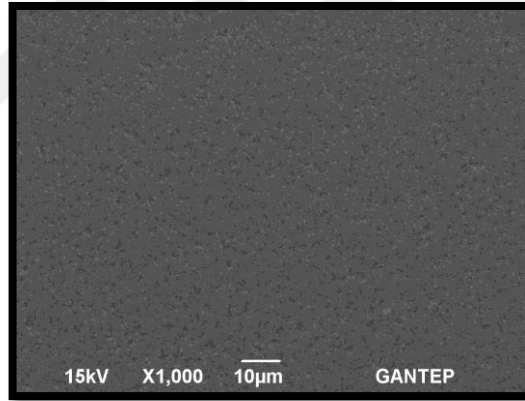
4.4.TEM Bulgular

4.4.1. Yüzey pürüzlendirme işlemi uygulanmayan rezin nanoseramik örnek

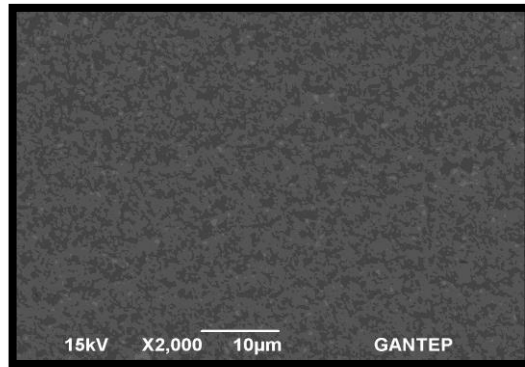
TEM incelemede homojen yüzey yapısına sahip materyalde mikro düzeyde gözenekler görülmektedir (Resim 4.1.- 4.2.- 4.3.).



Resim 4.1. Pürüzlendirme işlemi yapılmamış rezin nanoseramik örnek 500 büyütme



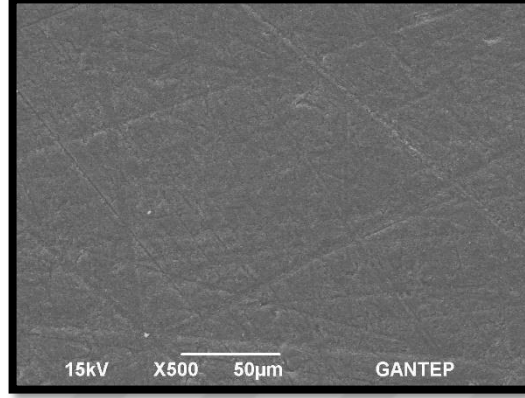
Resim 4.2. Pürüzlendirme işlemi yapılmamış rezin nanoseramik örnek 1000 büyütme



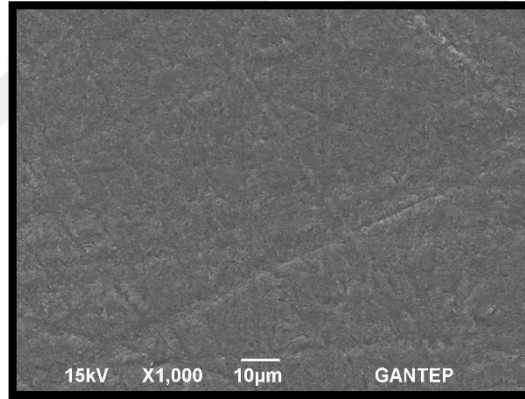
Resim 4.3. Pürüzlendirme işlemi yapılmamış rezin nanoseramik örnek 2000 büyütme

4.4.2.OFA ile pürüzlendirme uygulanan rezin nanoseramik örnek

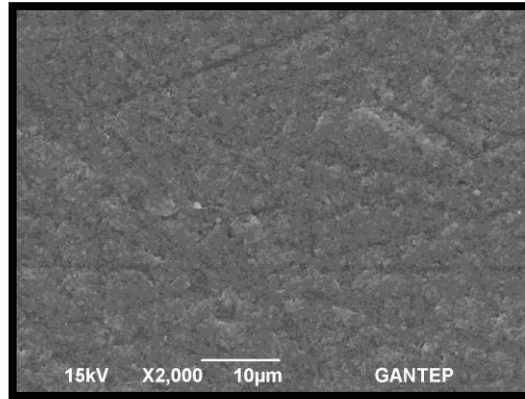
Hibrit materyalin organik içeriğindeki muhtemel çözünmeye bağlı materyal yüzeyinde sulkuler yapı oluşumu ve minimal düzeyde eroziv alanlar görülmektedir (Resim 4.4.- 4.5.- 4.6.).



Resim 4.4. OFA ile pürüzlendirme işlemi yapılmış rezin nanoseramik örnek 500 büyütme



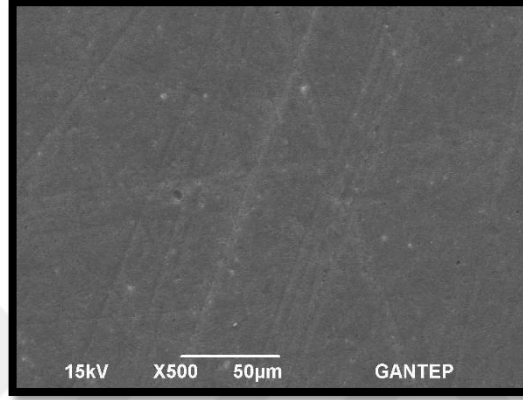
Resim 4.5. OFA ile pürüzlendirme işlemi yapılmış rezin nanoseramik örnek 1000 büyütme



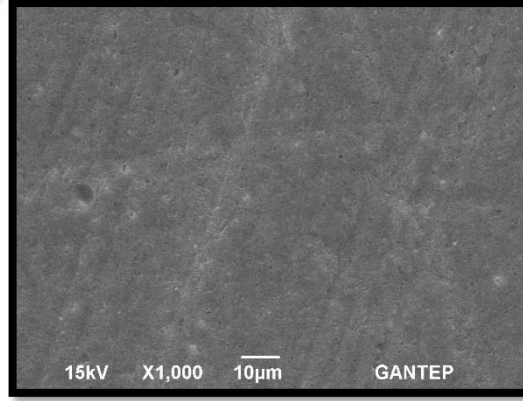
Resim 4.6. OFA ile pürüzlendirme işlemi yapılmış rezin nanoseramik örnek 2000 büyütme

4.4.3.HFA ile pürüzlendirme uygulanan rezin nanoseramik örnek

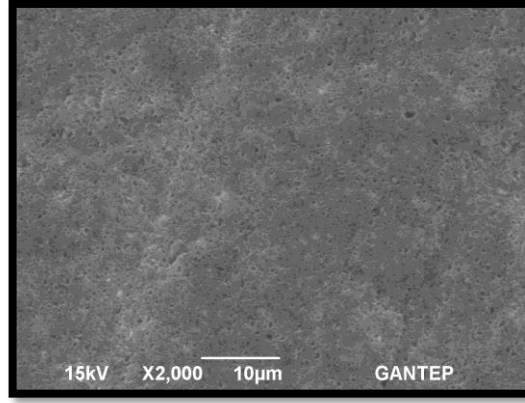
Ortofosforik asit uygulanan gruptakine benzer görüntü saptanmıştır. Hidroflorik asitin organik kısma ek olarak cam faz üzerinde de etkili olması sebebiyle ortofosforik asite göre sulkuler yapılar daha geniş ve gözenekli yapıların erozyona uğrayarak süngerimsi yapı kazandığı görülmektedir (Resim 4.7.- 4.8.- 4.9.).



Resim 4.7. HFA ile pürüzlendirme işlemi yapılmış rezin nanoseramik örnek 500 büyütme



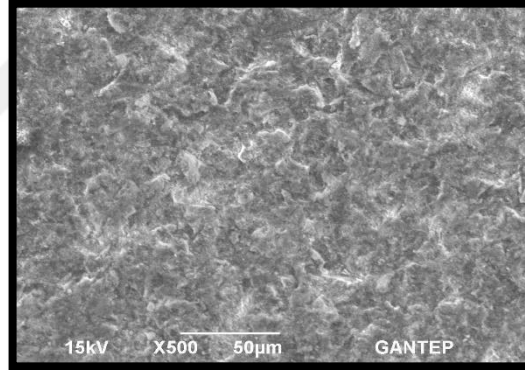
Resim 4.8. HFA ile pürüzlendirme işlemi yapılmış rezin nanoseramik örnek 1000 büyütme



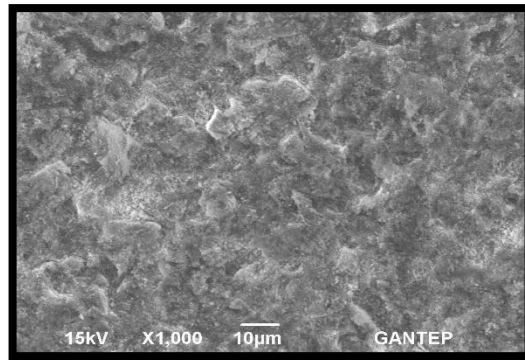
Resim 4.9. HFA ile pürüzlendirme işlemi yapılmış rezin nanoseraamik örnek 2000 büyütme

4.4.4. Silika kaplı Al_2O_3 ile kumlama uygulanan rezin nanoseraamik örnek

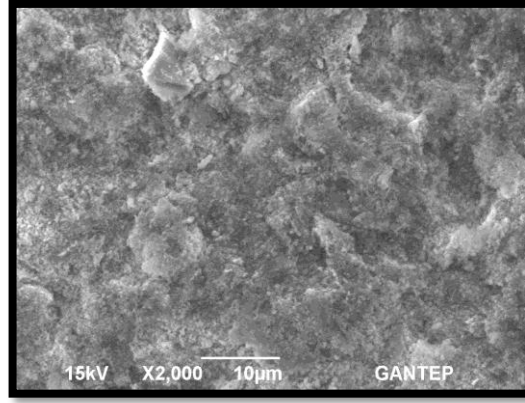
Yüzey yapısı pürüzlendirme yapılmayan örnekten tamamen farklılaşmış. Kumlamaya bağlı homojen formda yüzeyde girinti çıkıntı ve soyulmalar görülmektedir (Resim 4.10.- 4.11.- 4.12.).



Resim 4.10. Silika kaplı Al_2O_3 ile kumlama işlemi yapılmış rezin nanoseraamik örnek 500 büyütme



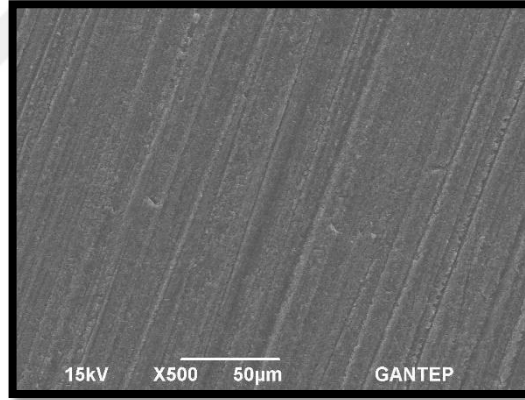
Resim 4.11. Silika kaplı Al_2O_3 ile kumlama işlemi yapılmış rezin nanoseraamik örnek 1000 büyütme



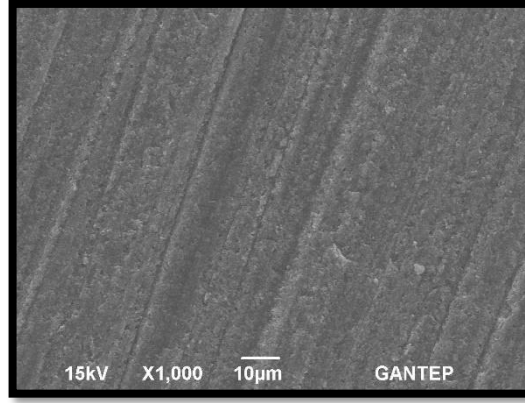
Resim 4.12. Silika kaplı Al_2O_3 ile kumlama işlemi yapılmış rezin nanoseramik örnek 2000 büyütme

4.4.5. Nd:Yag lazer ile pürüzlendirme uygulanan rezin nanoseramik örnek

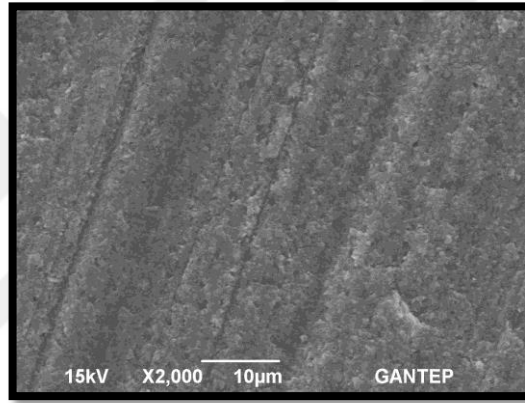
Nd:Yag lazerin çizgisel uygulama şekli ile uyumlu geniş dalgali yüzey yapısı ve birbirine paralel sık sulkuler görünümlü yapı görülmektedir(Resim 4.13.- 4.14.- 4.15.).



Resim 4.13. Nd:Yag lazer ile pürüzlendirme işlemi yapılmış rezin nanoseramik örnek 500 büyütme



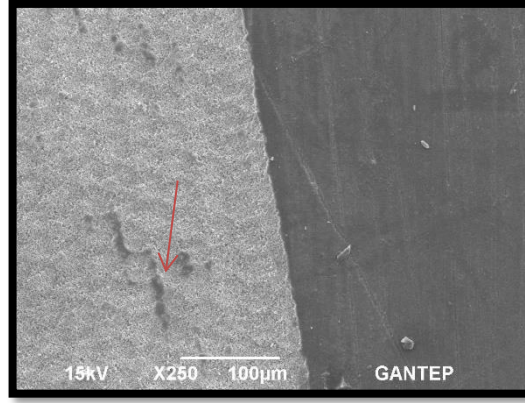
Resim 4.14. Nd:Yag lazer ile pürüzlendirme işlemi yapılmış rezin nanoseramik örnek 1000 büyütme



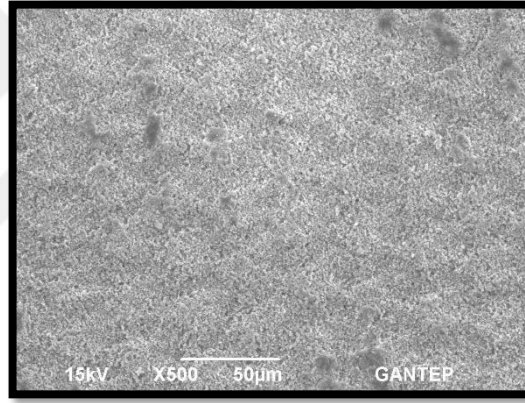
Resim 4.15. Nd:Yag lazer ile pürüzlendirme işlemi yapılmış rezin nanoseramik örnek 2000 büyütme

4.4.6. Fs lazer ile pürüzlendirme uygulanan rezin nanoseramik örnek

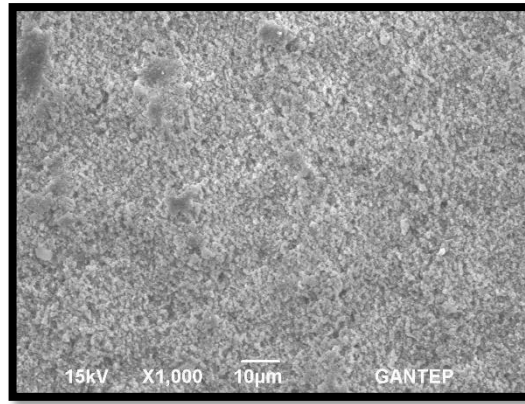
Homojen dağılımlı mikro pöröz yapıda bal peteği görünümlü oluşumlar bulunmaktadır. Minimal seviyede, pürüzlendirilmeden kalan alanlar seçilebilmektedir. Lazer uygulamasına bağlı yüzeyde çatlak oluşumu veya karbonizasyon görülmemektedir(Resim 4.16.- 4.17.- 4.18.- 4.19.).



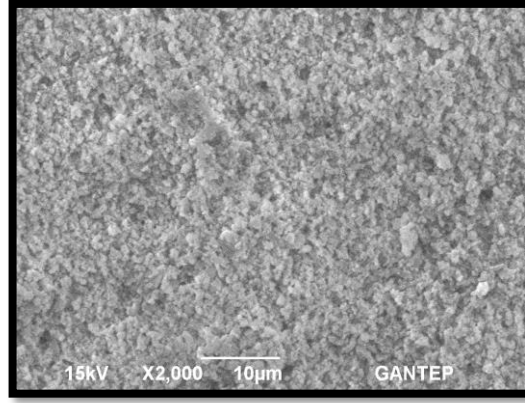
Resim 4.16. Fs lazer ile pürüzlendirme işlemi yapılmış rezin nanoseraamik örnek 250 büyütme. Lazer uygulanan ve uygulanmayan alan arası görünüm. Ablasyon miktarı minimum seviyede. Okla gösterilen kısımlarda doza bağılı minimal seviyede lazerin pürüzlendirme yapmadan bıraktığı kısımlar görülmekte.



Resim 4.17. Fs lazer ile pürüzlendirme işlemi yapılmış rezin nanoseraamik örnek 500 büyütme.



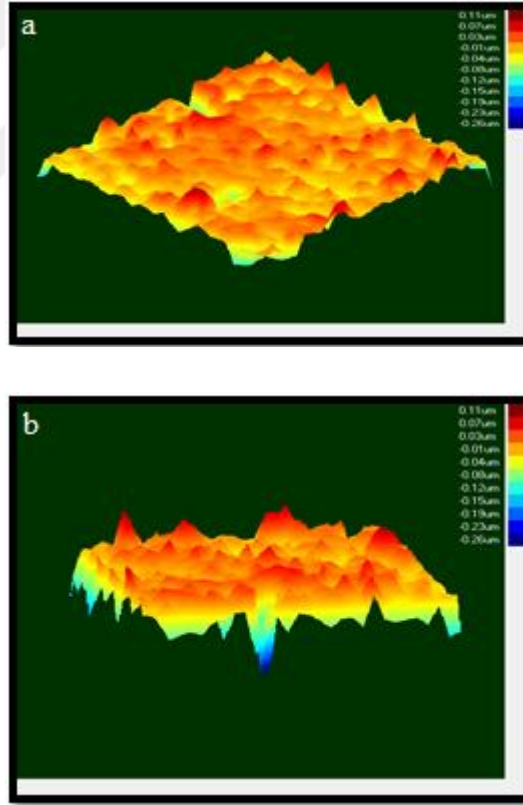
Resim 4.18. Fs lazer ile pürüzlendirme işlemi yapılmış rezin nanoseraamik örnek 1000 büyütme



Resim 4.19. Fs lazer ile pürüzlendirme işlemi yapılmış rezin nanoseramik örnek 2000 büyütme

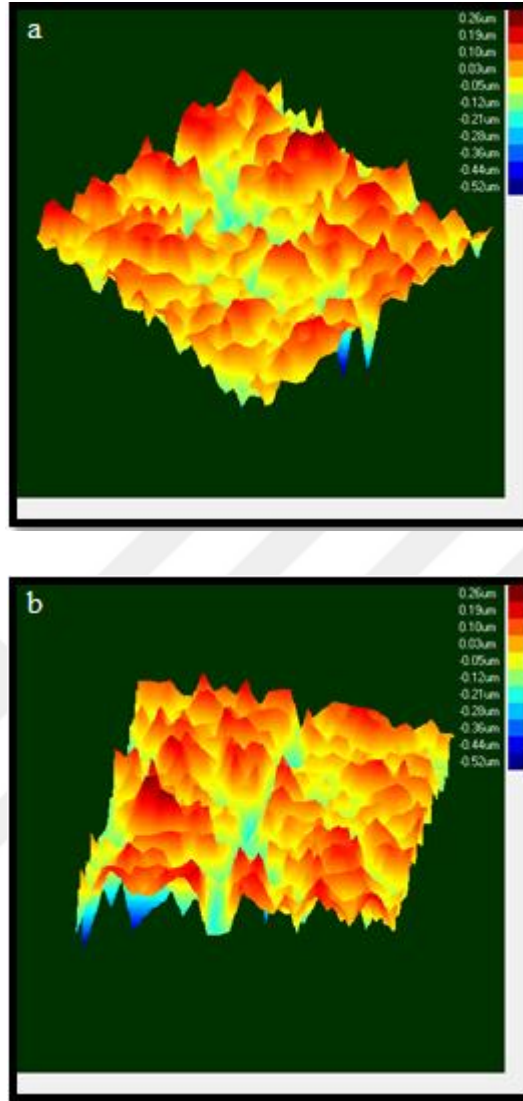
4.5. 3D Profilometre Bulguları

4.5.1. Yüzey pürüzlendirmesi yapılmayan rezin nanoseramik örnek



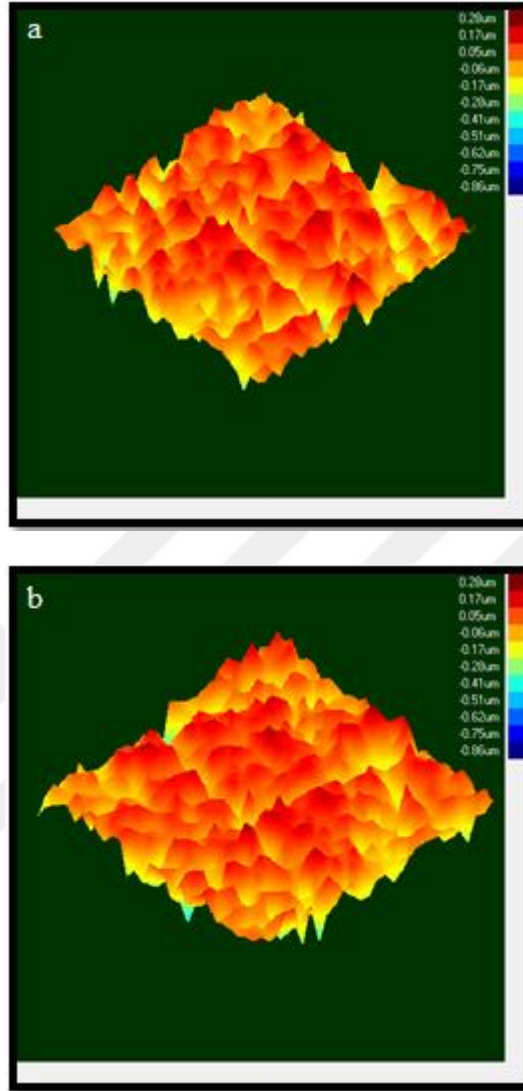
Resim 4.20. Pürüzlendirme yapılmayan rezin nanoseramik örneğin 3D profilometre görüntüsü. **a)** Yandan görünüm **b)** Farklı açıdan görünüm. Bu ölçüm alanının ortalama pürüzlülük değeri 0.0209 µm'dir. Minimum yükseklik -0.2641 µm, maksimum yükseklik 0.0921 µm'dir. En yüksek ve en derin nokta arasındaki fark 0.3563 µm'dir.

4.5.2. OFA ile pürüzlendirme yapılan rezin nanoseramik örnek



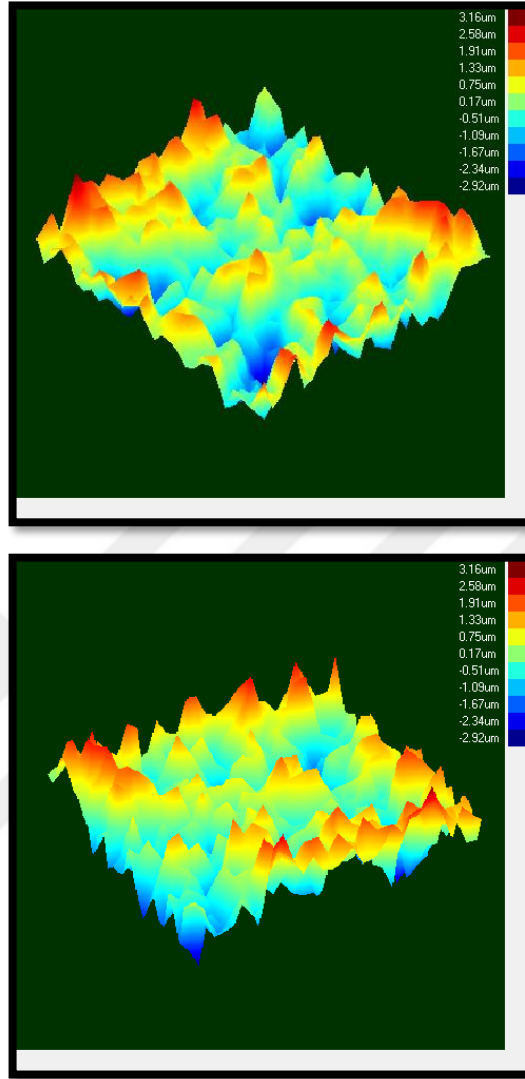
Resim 4.21. OFA ile pürüzlendirme yapılan rezin nanoseramik örneğin 3D profilometre görüntüsü. **a)** Yukarıdan görünüm **b)** Farklı açılardan görünüm. Bu ölçüm alanının ortalama pürüzlülük değeri 0.0912 μm 'dir. Minimum yükseklik -0.5173 μm , maksimum yükseklik 0.2648 μm 'dir. En yüksek ve en derin nokta arasındaki fark 0.7821 μm 'dir.

4.5.3. HFA ile pürüzlendirme yapılan rezin nanoseramik örnek



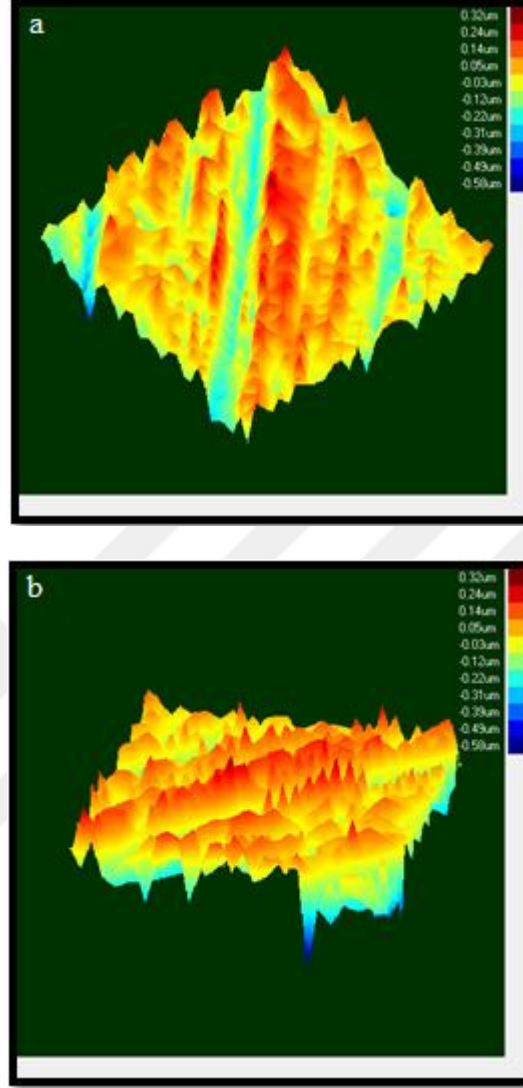
Resim 4.22. HFA ile pürüzlendirme yapılan rezin nanoseramik örneğin 3D profilometre görüntüsü. **a)** Yukarıdan görünüm **b)** Farklı açıdan görünüm. Bu ölçüm alanının ortalama pürüzlülük değeri 0.0894 µm'dir. Minimum yükseklik -0.4832 µm, maksimum yükseklik 0.2811 µm'dir. En yüksek ve en derin nokta arasındaki fark 0.7643 µm'dir.

4.5.4. Silika kaplı Al_2O_3 ile pürüzlendirme yapılan rezin nanoseramik örnek



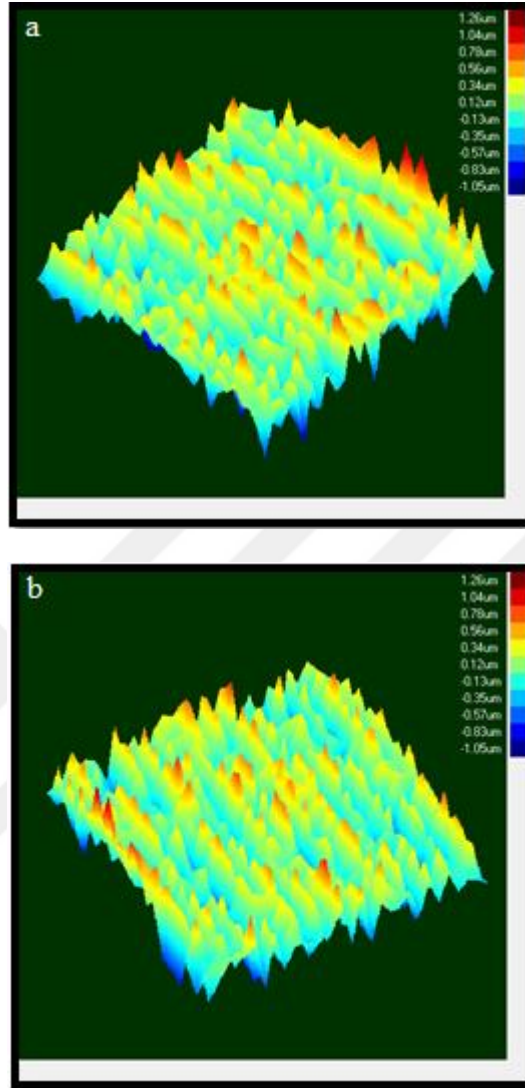
Resim 4.23. Silika kaplı Al_2O_3 ile pürüzlendirme yapılan rezin nanoseramik örneğin 3D profilometre görüntüsü. **a)** Yandan görünüm **b)** Farklı açıdan görünüm. Bu ölçüm alanının ortalama pürüzlülük değeri 0.7885 μm 'dir. Minimum yükseklik -2.9242 μm , maksimum yükseklik 2.4719 μm 'dir. En yüksek ve en derin nokta arasındaki fark 5.3961 μm 'dir.

4.5.4. Nd:Yag lazer ile pürüzlendirme yapılan rezin nanoseramik örnek

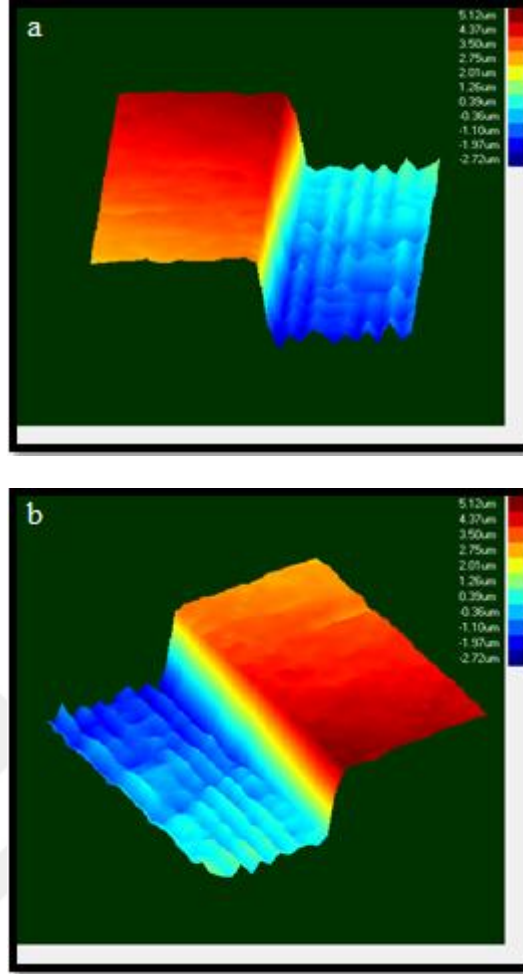


Resim 4.24. Nd:Yag lazer ile pürüzlendirme yapılan rezin nanoseramik örneğin 3D profilometre görüntüsü. **a)** Yukarıdan görünüm **b)** Yandan görünüm. Bu ölçüm alanının ortalama pürüzlülük değeri 0.0925 μm 'dir. Minimum yükseklik -0.4611 μm , maksimum yükseklik 0.325 μm 'dir. En yüksek ve en derin nokta arasındaki fark 0.7861 μm 'dir.

4.5.5. Fs lazer ile pürüzlendirme yapılan rezin nanoseramik örnek



Resim 4.25. Fs lazer ile pürüzlendirme yapılan rezin nanoseramik örneğin lazer uygulanan orta kısımdan alınan 3D profilometre görüntüsü. **a)** Yukarıdan görünüm **b)** Farklı açıdan görünüm. Bu ölçüm alanının ortalama pürüzlülük değeri 0.3151 um'dir. Minimum yükseklik -1.0506 um, maksimum yükseklik 0.9588 um'dir. En yüksek ve en derin nokta arasındaki fark 2.0094 um'dir.



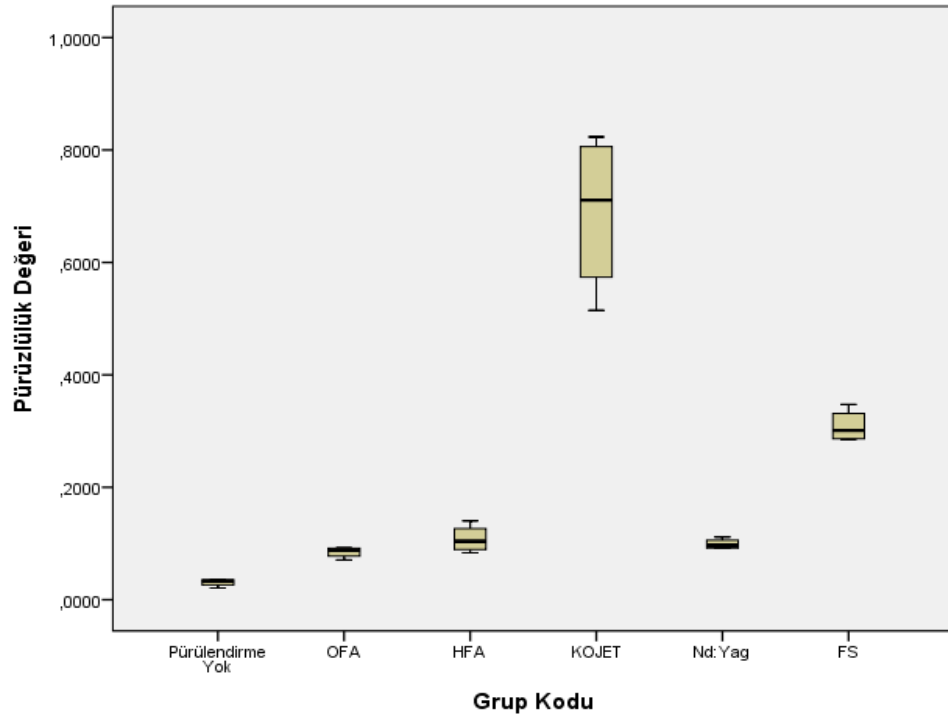
Resim 4.26. Fs lazer ile pürüzlendirme yapılan rezin nanoseramik örnek lazer uygulanan ve uygulanmayan alan sınırındaki 3D profilometre görüntüsü. **a)** Önden görünüm **b)** Arkadan görünüm. Bu ölçüm alının da minimum yükseklik -2.3477 um, maksimum yükseklik 5.1156 um'dir. En yüksek ve en derin nokta arasındaki fark 7.4633 um'dir.

4.6. Pürüzlülük Değeri

Ortalama pürüzlülük değerleri aşağıda Tablo 4.7. ve Grafik 4.1.'de gösterilmiştir.

Tablo 4.7. Gruplar arası ortalama pürüzlülük değerleri. Sütun üzerinde farklı büyük harflerle ifade edilen gruplar arasında istatistiksel anlamlı fark bulunmaktadır ($P<0.05$).

Grup	Ortalama pürüzlülük değeri
Pürüzlendirme yok	0,0309 ^A
OFA	0,0843 ^B
HFA	0,1079 ^B
Kojet	0,6898 ^C
Nd:Yag	0,099 ^B
FS	0,3088 ^D



Grafik 4.1. Gruplar arası pürüzlülük değerlerinin minimum ve maksimum değerlerinin grafik üzerinde gösterilmesi.

- Pürüzlendirme yapılan tüm gruplar pürüzlendirme yapılmayan gruptan anlamlı derecede fazla pürüzlülük göstermiştir ($p>0.05$).
- OFA, HFA ve Nd:Yag lazer grupları arasında ortalama pürüzlülük değerleri açısından anlamlı fark yoktur.
- Fs lazer grubu ortalama pürüzlülük değeri pürüzlendirme yapılmayan örnek,

OFA, HFA ve Nd:Yag gruplarından anlamlı derecede yüksek iken Kojet grubundan anlamlı derecede düşüktür ($p>0.05$).

- Kojet grubu ortalama pürüzlülük değeri diğer tüm gruplardan anlamlı derecede yüksektir ($p>0.05$).



5. TARTIŞMA

Geçmiş dönemde yapılan çalışmalarda 6-10 MPa'lık SBS dayanımının yapıştırılan braketler için uygun değer olduğu belirtilmiştir(13,14,136–138). Ancak bu değer aralığının klinik durumlara direkt olarak evrensel şekilde aktarılması mümkün değildir. Çünkü klinik ortamda seramik/braket adezyonuna etki eden ortamdaki nem, yüzeyde bulunan debris miktarı gibi birçok çevresel faktör vardır(139–141). Her ne kadar *in vitro* çalışmaların klinik ortamda geçerlilikleri tartışmalı olsa da, yeni metodların *in vivo* kullanıma geçmeden evvel test edilmelerinde başvurulması esansiyel yöntemdir.

Seramik yüzeylerde braketlerin SBS değerlerinin test edilebilmesi için en az 500 kez termal siklus işlemine tabi tutulmaları önerilmektedir(139,142,143). Buna sebep olarak suni yaşlandırma işlemine bağlı seramik, adeziv rezin ve braketin farklı termal ekspansiyon katsayıları gösterilmektedir. Ayrıca ısı değişimine bağlı bond arayüzeyinde su ile kontaminasyon görülebilir. Bu kontaminasyon uzun dönemde rezini zayıflatmaktadır. Genellikle termal siklus yapılan çalışmalarda daha düşük SBS değerleri görüldüğü belirtilirken(139,144–146), termal siklus yapılmayan çalışmalarda ise daha yüksek SBS değerleri görüldüğü belirtilmiştir(6,7,16). Yapılması gerekli termal siklus sayısı ile ilgili bir veri bulunmadığı için çalışmamızda örneklere daldırma süresi 25 sn. bekleme süresi 10 sn. olan 1000 siklus uygulanmıştır.

Termal siklus işlemi takiben SBS testi uygulaması farklı yüzeylere yapıştırılan braketlerin bağlanma dayanımını belirlemede kullanılan standart metottur(139,147,148). Ancak SBS testi esnasında, eşit olmayan stres dağılımı gerçekleştiği için test sonuçları yorumlanırken dikkatli olunmalıdır(138,149,150). Koheziv kopmaların görülmesi sürpriz olmamalıdır(148).

Geçmiş dönemde yapılan çalışmalarda porselen yüzeyinde pürüzlendirme işlemi sonrasında uygulanan silan bağlayıcı ajanının ıslanılabilirliği ve rezinin bağlanmasını arttırarak seramik rezin bağlanması için uygun ortamın oluşmasını sağladığı gösterilmiştir(151,152). Bu sebeple çalışmamızda yüzey pürüzlendirme işlemleri sonrası tüm gruplara silan bağlayıcı ajan uygulanmıştır.

Ultra kısa atımlı lazerler uygulandıkları yüzeyde ince tabakaların hassas ve tekrarlanabilir şekilde ablasyonuna imkan tanırırlar. Komşuluğunda bulunan yapılardaki kollateral hasarı minimuma indirirler. Bu süreç çoğunlukla atımların tepe yoğunluğunun faz patlama sürecindeki hızlı boşalma ile çevre yapılarda belirgin bir termal çiftleme oluşturmaması sonucu gerçekleşir. Yani lazer ışını ile madde arasında doğrusal orantı göstermeyen ışık absorpsiyonu ve iyonizasyon oluşur. Sürekli veya yüzlerce pikosaniye üzerinde aralıkla atım yapan lazerlerde görülen ışının doğrusal orantı ile absorpsiyonu sonucu lazer enerjisinin ısıya dönüşüp materyal içindeki suyu buharlaşma derecesine kadar ısıtıp patlamalar şeklinde materyal uzaklaşmasına sebep olmasından farklıdır(153).

Ti:safir Fs lazer uygulaması sonucu yüzeyde erimiş ve saçılmış debris veya çatlak oluşumunun saptanmaması lazerin materyal yüzeyinde belirgin bir ısınma ve şok dalgası etkisi oluşturmadığını göstermektedir. Debrisin olmayışı ise ablasyonun gaz/buharlaşma şeklinde olduğunu göstermektedir. Uygun lazer dozu, çalışılan materyal ve dokunun mikro-yapı ve kimyasal kompozisyon farklılıklarına bağlı olarak değişiklik göstermektedir(17). Bizim çalışmamızda da Ti:safir Fs lazer uygulaması sonucu yüzeyde çatlak oluşumu veya debris tespit edilmemiştir.

Lorenzo ve ark. bir kenarı 15-180 μm arasında değişen kare şekilli desenlerin mine üzerine ultra kısa atımlı lazer ile işlendiği çalışmalarında $\leq 90 \mu\text{m}$ kenar uzunluklu desenlerin, $> 90 \mu\text{m}$ kenar uzunluğu olan desenlere göre anlamlı derecede daha yüksek SBS değeri sağladığını belirtmişlerdir(153). Lorenzo ve ark. Er:Yag lazer ve Fs lazerle pürüzlendirilen premolar dişlerin SBS değerlerini lazer ile birlikte OFA uygulayarak veya sadece lazer uygulanan örneklerle karşılaştırdıkları çalışmalarında, asit uygulanmayan gruplarda Fs lazerin, Er:Yag lazere göre anlamlı derecede daha yüksek SBS değeri sağladığını, lazerle pürüzlendirme işlemini takiben OFA ile pürüzlendirilen örneklerin SBS değerlerinin birbirine benzer olduğunu belirtmişlerdir(154). Ağlarcı ve ark. ortodontik amaçlı çekilmiş premolar dişler üzerinde Ti:safir Fs lazer ile elde edilen SBS değerini Er:Yag lazer ve OFA ile pürüzlendirilmiş örnekler üzerine metal braket yapıştırarak karşılaştırdıkları çalışmalarında, en düşük SBS değerini Fs lazer ile pürüzlendirilen grupta tespit etmişlerdir. Buna sebep olarakta 0,4 W'lık doz kullanmalarına karşın, lazer ile tek tarama yapılmasının sebep olabileceğini belirtmişlerdir(155).

Akpınar ve ark. 0,75 W'lık Fs lazer uygulaması, 4 W 40 Hz Nd:Yag lazer uygulaması, 50 μm Al_2O_3 ile kumlama ve HFA uygulayarak pürüzlendirilen feldispatik porselen yüzeylere metal braketler yapıştırarak elde edilen SBS değerlerini karşılaştırmışlardır. HFA, Fs lazer ve kumlama grupları arasında SBS değerlerinin klinik kabul edilebilir seviyede olduğunu ve gruplar arasında anlamlı fark bulunmadığını belirtirlerken, Nd:Yag lazer grubunun SBS değerinin klinik kabul edilebilir seviyenin altında kaldığını ve diğer gruplardan anlamı derecede az olduğunu belirtmişlerdir(156).

Erdur ve ark. 0.45W Ti:safir Fs lazer uygulayarak pürüzlendirdikleri feldispatik ve e-Max seramik yüzeylere yapıştırılan metal braketlerin SBS dirençlerini, Nd:Yag lazer, Er:Yag lazer ve kumlama ile pürüzlendirdikleri örnekler ile karşılaştırmışlardır. Çalışma sonunda Fs lazer ile pürüzlendirilen örneklerin SBS değerlerinin diğer gruplara göre istatistiksel anlamlı derecede yüksek olduğunu, Nd:Yag lazer ve Er:Yag lazer ile pürüzlendirilen örneklerin SBS değerlerinin klinik olarak yetersiz olduğunu belirtmişlerdir (134). Bizim çalışmamızda Fs lazer uygulaması ile klinik kabul edilebilir seviye ve üstünde SBS değerleri elde edilmiştir. Metal braket yapıştırılan örnekler incelendiğinde Fs lazer ile pürüzlendirilen grubun SBS değerlerinin sadece Nd:Yag lazer ile pürüzlendirilen gruptan istatistiksel anlamlı derecede yüksek olduğu tespit edilirken ($p < 0.05$), porselen braket yapıştırılan gruplar arasında anlamlı fark görülmemiştir ($p > 0.05$). Erdur ve Akpınar'ın çalışmaları ile görülen bu farklılığın çalışmalarda kullanılan farklı materyal yapılarından ve farklı dozdan kaynaklanmış olabileceği düşünülmektedir. Çalışmamızda ultra kısa atımlı lazer uygulaması ile elde edilen yüksek SBS değerlerinin yüzeyde oluşturulan homojen mikro ve nano düzeyde pürüzlülükler ve hafif dalgalı görünüm sayesinde elde edildiği düşünülmektedir. Ayrıca ultra kısa atımlı lazer uygulaması ile azaltılan termal yüke bağlı olarak yüzeyde mikro çatlak oluşmaması, elde edilen yüksek SBS değerinin bir diğer açıklaması olabilir(154).

Bizim çalışmamızda metal ve porselen braket yapıştırılan Nd:Yag lazer ile pürüzlendirilen örneklerin SBS değeri klinik olarak kabul edilebilir seviyededir. Poosti ve ark.(157), Li ve ark.(21) ile Hosseini ve ark.(20) çeşitli dozlarda Nd:Yag lazer uygulaması ile pürüzlendirdikleri porselen yüzeylere yapıştırılan metal

braketlerin SBS değerlerinin optimal değer aralığında olduğunu ve HFA ile pürüzlendirilen örneklerle kıyaslanabilir olduğunu belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda metal braket grupları için Nd:Yag lazer ile pürüzlendirilen grubun SBS değeri klinik olarak kabul edilebilir seviyede olsa da HFA ile pürüzlendiren grubun SBS değerinden anlamlı derecede düşüktür ($p<0.05$). Porselen grupları açısından her iki grup arasında anlamlı fark görülmemiştir.

HFA ile pürüzlendirilen porselen yüzeylerin SBS değerlerinin klinik kabul edilebilir seviyede veya üzerinde olduğu belirtilmiştir(1,18,19,122,134). Bizim çalışmamızda da HFA ile pürüzlendirilerek elde edilen metal ve seramik braket SBS değerleri literatür ile aynı doğrultudadır. Ancak HFA'nın yumuşak doku üzerindeki zararlı etkilerinden dolayı dikkatli kullanılması gerekmektedir(139).

Rezin nanoseramik materyallerin organik ve inorganik bileşenlerden oluşan yapısı yüksek fleksural direnç ve düşük elastik modül değeri sağlarken, sertlik değerini de düşürür(93,95,158). Sertlikleri düşük olduğu için aşınma dirençleri de düşüktür. Bu durum bir dezavantaj olsa da karşıt diştan daha az aşınmaya sebep olması dengeleyici unsur olarak karşımıza çıkmaktadır. Çalışmamızda OFA uygulaması ile elde edilen yüksek SBS değerlerinin materyalin hibrit yapısı sebebiyle organik kısmın OFA uygulamasından etkilenmesinden kaynaklandığı düşünülmektedir. Bu düşüncemiz yakın dönemde gerçekleştirilen bir çalışmada rezin nano-seramiklerin asidik ortamlarda pürüzlülük değerlerinde artış eğilimi gösterdiklerinin saptanması bulgusu(159) ile desteklenmektedir.

Özcan ve ark. kojete ile kumlanarak pürüzlendirilen porselen yüzeylere yapıştırılan polikarbonat braketlerin SBS değerininin OFA ile pürüzlendirilerek elde edilen grubun SBS değerinden anlamlı derecede farklı olduğunu belirtirken, HFA kullanılarak pürüzlendirilen grubun SBS değeri ile anlamlı fark saptanamadığını belirtmişlerdir(111). Schmager ve ark. porselen yüzey üzerine kojete uygulaması sonrası silan uygulayarak yapıştırılan metal braketlerin yüksek SBS değeri sağladığını, ancak test esnasında meydana gelen tüm kopmaların koheziv gerçekleştiğini bildirmişlerdir(8). Karan ve ark. 3 farklı porselen yüzeyinde farklı pürüzlendirme metotlarının metal braketlerin SBS dayanımlarına etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında kojete uygulaması ile yüksek SBS değerleri elde edildiğini belirtmişlerdir(1). Elsaka ve ark. hibrit CAD/CAM seramiği olan Vita

Enamic üzerinde metal ve porselen braketlerin SBS dayanımlarına etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında kojete kullanımı ile yüksek SBS değeri elde edildiğini belirtmişlerdir(160). Bizim çalışmamızda elde edilen bulgular literatür ile aynı doğrultudadır. Belirtilen olumlu SBS değerlerine rağmen hasta ağızda kullanımda saçılmaya bağlı göz temasına karşı gerekli tedbirler alınmalıdır.

Mirzakouchaki ve ark. premolar dişler üzerinde *in vitro* ve *in vivo* dizayn ettikleri ayrı iki çalışmada self-etching primer ile konvansiyonel bondlama tekniğini porselen ve seramik braket kullanarak karşılaştırdıkları çalışmalarında bondlama tekniğinden bağımsız olarak metal braketlerin porselen braketlerden anlamlı derecede yüksek SBS değerleri gösterdiğini belirtmişlerdir(161,162). Liu ve ark. farklı braket ve adeziv kombinasyonlarının SBS değerlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında metal braket ve porselen braket SBS değerleri arasında anlamlı fark bulamamışlardır(163). Bizim çalışmamızda Nd:Yag lazer grubu hariç diğer tüm gruplarda metal braketlerin SBS değerinin porselen braketlerinkinden fazla olduğu tespit edilmiştir. Bu farklılık sadece Fs lazer grubunda istatistiksel olarak anlamlı derecede fazladır ($p<0.05$). Diğer gruplarda ise anlamlılık derecesine ulaşamamıştır ($p>0.05$). Bu duruma sebep olarak kullanılan farklı test teknikleri, materyaller ve deney koşulları gösterilebilir.

Yüzey pürüzlülük değerleri açısından tüm pürüzlendirme yapılan gruplar pürüzlendirme yapılmayan örneğe göre anlamlı derecede fazla pürüzlülük değeri göstermişlerdir ($p<0.05$). En yüksek pürüzlülük değeri bizim çalışmamızda kojete grubunda tespit edilmiştir. Bu değer diğer gruplardan anlamlı derecede farklıdır ($p<0.05$). Fs lazer uygulanan grup ise kojete grubu hariç diğer tüm gruplardan anlamlı derecede fazla pürüzlülüğe sahiptir ($p<0.05$). Erdur ve ark. Fs lazer ile pürüzlendirilen grubun en yüksek pürüzlülüğe sahip olduğunu belirtmişlerdir(164). Schmage ve ark. ise HFA ve kojete kullanılarak pürüzlendirilen gruplarda yüzey pürüzlülüğü açısından anlamlı fark olmadığını belirtmişlerdir(8). Literatür ile bizim çalışmamız arasında görülen bu farklılıklar kullanılan farklı materyal, farklı ölçüm yöntemlerinden kaynaklanmış olabilir.

AAİ değerleri açısından çalışmamızda Nd:Yag lazer ile pürüzlendirilen gruplar ve HFA metal grubunda ağırlıklı olarak AAİ 0-1 skorları görülmüştür. Bu kopmanın adeziv ile porselen yüzey arasında gerçekleştiğini, seramik yüzeydeki yapışma

dayanımının adezivin koheziv direncinden düşük olduğunu gösterir. Diğer gruplarda ise ağırlıklı olarak 2-3 skorları görülmüştür. Bu adeziv materyalin seramik yüzeyle kimyasal yapışma dayanımının braket tabanı ve adeziv arasında sağlanan mekanik bağlanmaya, ya da yüzeyde kalan adeziv materyalin kendi içindeki koheziv dayanımına eşit veya daha fazla olduğunu gösterir(1). Porselen materyallere yapıştırılan braketlerde en uygun kopma şeklinin porselen yüzey ile adeziv arasında gerçekleşen olduğu belirtilmiştir. Yüzeyde kalan adeziv miktarı arttıkça adeziv kopmadan koheziv kopmaya geçiş olasılığı artmaktadır(9,165). Koheziv kopma görülme bile braket sökümü sonrasında porselen materyal üzerinde kalan adezivin uzaklaştırılması için yapılacak temizlikle yüzeyde hasar oluşturma ihtimali artmaktadır(166). Bizim çalışmamızda porselen braket gruplarında ağırlıklı olarak AAİ 1 ve 2 skorları tespit edilmiştir. Elde ettiğimiz bu sonuç mekanik olarak tutunan porselen braketler için ortalama en az %50'den daha fazla miktarda adezivin kaldığını belirten Forsberg ve ark.'nın bulgularıyla uyumludur(167). Nd:Yag lazer, Fs lazer ve kojeter ile pürüzlendirilen grupların SBS değerleri ile AAİ değerleri birbiri ile uyumlu iken aynı uyum, HFA metal grubunda saptanamamıştır. Bu grupta görülen yüksek SBS değerlerine rağmen AAİ skorlarının 1'de yoğunlaştığı görülmüştür. Bizim çalışmamızdaki AAİ-SBS değerleri arasında görülen bu uyumsuzluk literatürde daha önce Trakyalı ve Gerbo tarafından bildirilmiştir(166,168).

En yüksek SBS değerini sağlamak en anlamlı klinik sonucun elde edildiği manasına gelmez. Seramik ve kompozit rezin arasındaki bağlanma gücünün 13 MPa'yı geçtiğinde koheziv kırılmaların görülebileceği belirtilmiştir(145). Çalışmamızda uygulanan tüm yüzey pürüzlendirme işlemlerinin sonucunda elde edilen ortalama SBS değerleri ortodontik tedavi için klinik olarak kabul edilebilir seviyede veya üzerindedir. Fs lazer ve kojeter ile pürüzlendirme yapılan gruplarda elde edilen yüksek SBS değerleri sonucu bu gruplarda görülen PKİ değerleri diğer gruplardan daha fazladır. Lawson ve ark. polimer içeren CAD/CAM materyallerin yüksek başlangıç stres dayanımlarının olmadığını belirtmişlerdir(158). Goujat ve ark. lityum disilikat materyal ve Cerasmart'ında içinde olduğu polimer bazlı CAD/CAM seramiklerin mekanik özelliklerini karşılaştırdığı çalışmalarında en düşük kırılma dayanımının Cerasmart'ta olduğunu belirtmişlerdir(93). Yüksek PKİ skorlarının bu

bağlamda SBS testi esnasında test materyalinin maruz kaldığı konsantrik basınca yeterli direnç gösterememesinden kaynaklanabileceği düşünülmektedir. Bu materyallerin kırılma dayanımları ile ilgili yapılacak ileri çalışmalar kırılma davranışlarının daha iyi anlaşılmasını sağlayacaktır.

Bizim çalışmamızda braketlerin koparılması esnasında test materyalinde yüksek miktarda hasar meydana gelmiş olsa da, klinik pratikte, önceden uygulanan bondlama yönteminden bağımsız braket sökümü esnasında seramik hasarı görülmesine, ya çok nadir rastlanılmakta ya da hiç rastlanılmamaktadır(139,140). Laboratuvar testleri ile klinik uygulama arasında bu farkın oluşmasında, klinikte braket sökümü esnasında uygun ve güvenli braket söküm tekniklerinin, uygun koparma kuvveti ile icra edilmesi sonucu gerçekleştiği düşünülmektedir(6,138,147,169,170). Ancak bu durum hekimlerin braket sökümü esnasında azami dikkat ve özen göstermekten vazgeçmeleri anlamına gelmemelidir.

6. SONUÇ

Bu çalışmanın sınırları dahilinde;

- Daha önceki çalışmalarda da etkinliği kanıtlanan kojet ve HFA'nın rezin nanoseramik CAD/CAM materyal üzerinde de yüksek braket kopma direnci sağladığı tespit edilmiştir.
- Literatürde Nd:Yag lazerin porselen materyallerin yüzey pürüzlendirmesinde yetersiz olduğunu belirten çalışmalar bulunsa da bizim çalışmamızda Nd:Yag lazer ile pürüzlendirme yapılan gruplarda optimum aralıkta SBS değerleri elde edilmiştir. PKİ değerleri açısından en az hasarın görüldüğü gruplar yine Nd:Yag lazer grupları olmuştur.
- Fs lazerin rezin nanoseramik CAD/CAM materyalinin yüzey pürüzlendirmesinde etkili bir yöntem olduğu, ancak yüksek maliyet sebebiyle rutin kullanım için henüz uygun olmadığı tespit edilmiştir. Ayrıca Fs lazer kullanılmadan önce çalışılacak yüzeye göre mutlaka doz ayarlaması yapılması gerekmektedir.
- Silan bağlayıcı ajanla birlikte OFA'nın rezin nanoseramik materyalin hibrit özelliği dolayısıyla yüzey pürüzlendirmede etkili olduğu ve yeterli braket kopma direnci sağladığı tespit edilmiştir. Hibrit CAD/CAM seramik materyaller üzerinde OFA'nın etki mekanizmasının tam olarak aydınlatılabilmesi için ek çalışmalara ihtiyaç vardır.
- Bizim çalışmamızda elde edilen sonuçların ileri klinik çalışmalarla desteklenmesine ihtiyaç duyulmaktadır.

7. KAYNAKLAR

1. Karan S, Büyükyılmaz T, Toroğlu MS. Orthodontic bonding to several ceramic surfaces: Are there acceptable alternatives to conventional methods? *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2007;132(2):7–14.
2. Alghazzawi TF. Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *J Prosthodont Res.* 2016;60(2):72–84.
3. Zandparsa R, Turkun M, Toman M, al. et. Digital imaging and fabrication. *Dent Clin North Am.* 2014;58(1):135–58.
4. Solaberrieta E, Mínguez R, Barrenetxea L, Etxaniz O. Direct transfer of the position of digitized casts to a virtual articulator. *J Prosthet Dent.* 2013;109(6):411–4.
5. Stawarczyk B, Liebermann A, Eichberger M, G??th JF. Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2016;55:1–11.
6. Cochran D, O’Keefe KL, Turner DT, Powers JM. Bond strength of orthodontic composite cement to treated porcelain. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1997;111(3):297–300.
7. Gillis I, Redlich M. The effect of different porcelain conditioning techniques on shear bond strength of stainless steel brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1998;114(4):387–92.
8. Schmage P, Nergiz I, Herrmann W, Özcan M. Influence of various surface-conditioning methods on the bond strength of metal brackets to ceramic surfaces. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2003;123(5):540–6.
9. Sarac YS, Kulunk T, Elekdag-Turk S, Sarac D, Turk T. Effects of surface-conditioning methods on shear bond strength of brackets bonded to different all-ceramic materials. *Eur J Orthod.* 2011;33(6):667–72.
10. Turk T, Sarac D, Sarac YS, Elekdag-Turk S. Effects of surface conditioning on bond strength of metal brackets to all-ceramic surfaces. *Eur J Orthod.* 2006;28(5):450–6.

11. Abu Alhaija ESJ, Abu AlReesh IA, AlWahadni AMS. Factors affecting the shear bond strength of metal and ceramic brackets bonded to different ceramic surfaces. *Eur J Orthod*. 2010;32(3):274–80.
12. Zachrisson YØ, Zachrisson BU, Büyükyılmaz T. Surface preparation for orthodontic bonding to porcelain. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1996;109(4):420–30.
13. Barbosa VLT, Almeida MA, Chevitarese O, Keith O. Direct bonding to porcelain. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1995;107(2):159–64.
14. Bourke BM, Rock WP. Factors Affecting the Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets to Porcelain. *Br J Orthod*. 1999;26(4):285–90.
15. Peterson IM, Pajares A, Lawn BR, Thompson VP, Rekow ED. Mechanical Characterization of Dental Ceramics by Hertzian Contacts. *J Dent Res*. 1998;77(4):589–602.
16. Kocadereli İ, Canay Ş, DDS KA. Tensile bond strength of ceramic orthodontic brackets bonded to porcelain surfaces. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2001;119(6):617–20.
17. Ji L, Li L, Devlin H, Liu Z, Jiao J, Whitehead D. Ti: Sapphire femtosecond laser ablation of dental enamel, dentine, and cementum. *Lasers Med Sci*. 2012;27(1):197–204.
18. Ahrari F, Heravi F, Hosseini M. CO2 laser conditioning of porcelain surfaces for bonding metal orthodontic brackets. *Lasers Med Sci*. 2013;28(4):1091–7.
19. Yassaei S, Moradi F, Aghili H, Kamran MHL. Shear bond strength of orthodontic brackets bonded to porcelain following etching with Er:YAG laser versus hydrofluoric acid. *Orthodontics (Chic)*. 2013;14(1):82–7.
20. Hosseini MH, Sobouti F, Etemadi A, Chiniforush N, Shariati M. Shear bond strength of metal brackets to feldspathic porcelain treated by Nd:YAG laser and hydrofluoric acid. *Lasers Med Sci*. 2015;30(2):837–41.
21. Li R, Ren Y, Han J. [Effects of pulsed Nd:YAG laser irradiation on shear bond strength of composite resin bonded to porcelain]. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*. 2000;18(6):377–9.

22. Schelle F, Polz S, Haloui H, Braun A, Dehn C, Frentzen M, et al. Ultrashort pulsed laser (USPL) application in dentistry: basic investigations of ablation rates and thresholds on oral hard tissue and restorative materials. *Lasers Med Sci.* 2014;29(6):1775–83.
23. Soong HK, Malta JB. Femtosecond Lasers in Ophthalmology. *Am J Ophthalmol.* 2009;147(2):189–97.
24. Özcan A, Sevimay M. Laser in Dentistry: Review. *Türkiye Klin J Dent Sci.* 2016;22(2):122–9.
25. Sırav B. Lazer Nedir ? Fiziği ve Doku ile Etkileşimi. *Türkiye Klin J Dent Sci-Special Top.* 2012;3(2):1–6.
26. Bass LS, Treat MR. Laser tissue welding: A comprehensive review of current and future. *Lasers Surg Med.* 1995;17(4):315–49.
27. Baxter GD. *Therapeutic Lasers: Theory and Practice.* 1st ed. London: Churchill Livingstone; 1994. 5-20 p.
28. Clayman L, Kuo P. *Lasers in maxillofacial surgery and dentistry.* New York: Thieme Medical Publishers; 1997. 50-59 p.
29. Coluzzi DJ. An overview of laser wavelengths used in dentistry. *Dent Clin North Am.* 2000;44(4):753–65.
30. Wilson J HJ. *Optoelectronics: An Introduction.* 2.nd ed. Englewood Cliffs, NJ: Prentice Hall International; 1989. 115-214 p.
31. Dederich DN. Laser/Tissue Interaction: What Happens to Laser Light When it Strikes Tissue? *J Am Dent Assoc.* 1993;124(2):57–61.
32. Miserendino L, Pick R. *Lasers in dentistry.* 1st ed. Quintessence Pub. Co.; 1995. 39-55 p.
33. Blahnik J, Rindge D. *Laser therapy: a clinical manual.* 1st ed. Melbourne, FL: Healing Light Seminars Inc; 2003. 52-59 p.
34. Alfred Vogel A, Venugopalan V. Mechanisms of Pulsed Laser Ablation of Biological Tissues. *Chem Rev.* 2003;103(2):577–644.
35. Convissar RA. The biologic rationale for the use of lasers in dentistry. *Dent*

- Clin North Am. 2004;48(4):771–94.
36. Harris DM PR. Laser physics. In: Miserendino LJ, Pick RM, editors. Lasers in Dentistry. Singapore: Quintessence Publishing Co; 1995. 27-38 p.
 37. Karul T. The science of low-power laser therapy. Amsterdam, The Netherlands: Overseas Publishers Association; 1998. 63-67 p.
 38. Tuner J, Hode L. Laser therapy: clinical practice and scientific background. 1st ed. Grangesberg, Sweden: Prima Books BA; 2002. 21-28 p.
 39. Moritz A (Andreas), Beer F (Franziska). Oral laser application. 1st ed. Berlin: Quintessenz Verlags; 2006. 75-138 p.
 40. Fleming M, Maillet W. Photopolymerization of composite resin using the argon laser. Journal-Canadian Dent Assoc. 1999;65(8):447–50.
 41. Bader HI. Use of lasers in periodontics. Dent Clin North Am. 2000;44(4):779–91.
 42. Parker S. Verifiable CPD paper: Introduction, history of lasers and laser light production. Br Dent J. 2007;202(1):21–31.
 43. Benlioğlu Z. [Golden Light Laser in Dentistry]. Dent Medya. 2000;6(1):20–3.
 44. Dederich DN, Bushick RD. Lasers in dentistry: Separating science from hype. J Am Dent Assoc. 2004;135(2):204–12.
 45. Visuri SR, Walsh JT, Wigdor HA. Erbium laser ablation of dental hard tissue: Effect of water cooling. Lasers Surg Med. 1996;18(3):294–300.
 46. Eversole LR, Rizioiu IM. Preliminary investigations on the utility of an erbium, chromium YSGG laser. J Calif Dent Assoc. 23(12):41–7.
 47. Üşümez S, Orhan M, Üşümez A. Laser etching of enamel for direct bonding with an Er,Cr:YSGG hydrokinetic laser system. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2002;122(6):649–56.
 48. Eversole L, Rizioiu I. Pulpal response to cavity preparation by an erbium, chromium: YSGG laser-powered hydrokinetic system. J Am Dent Assoc. 1997;128(8):1099–106.
 49. Hossain M, Nakamura Y. Effects of Er, Cr: YSGG laser irradiation in human

- enamel and dentin: ablation and morphological studies. *J Clin Laser Med Surg.* 1999;17(4):155–9.
50. Lee B-S, Lin P-Y, Chen M-H, Hsieh T-T, Lin C-P, Lai J-Y, et al. Tensile bond strength of Er,Cr:YSGG laser-irradiated human dentin and analysis of dentin–resin interface. *Dent Mater.* 2007;23(5):570–8.
 51. White J, Goodis H, Horton J, Gold S. Re: Current status of lasers in soft tissue dental surgery (*J Periodontol*; 1993; 64: 589-602). *J periodontol.* 1994;64(7):589–602.
 52. Sennaroğlu A. Katıhal Femtosaniye Lazerleri. *Tübitak Bilim Tek Derg.* 2010;(Mayıs):48–53.
 53. P.P Pronko, S.K D. Machining of sub-micron holes using a femtosecond laser at 800 nm. *Opt Commun.* 1995;114(1–2):106–10.
 54. Chichkov BN, Momma C, Nolte S, Alvensleben F, Tünnermann A. Femtosecond, picosecond and nanosecond laser ablation of solids. *Appl Phys A Mater Sci Process.* 1996;63(2):109–15.
 55. Varel H, Ashkenasi D, Rosenfeld A, Wähmer M, Campbell EEB. Micromachining of quartz with ultrashort laser pulses. *Appl Phys A Mater Sci Process.* 1997;65(4–5):367–73.
 56. Nolte S, Momma C, Jacobs H, Tünnermann A, Chichkov BN, Wellegehausen B, et al. Ablation of metals by ultrashort laser pulses. *J Opt Soc Am B.* 1997;14(10):2716–22.
 57. Walsh LJ, Abood D, Brockhurst PJ. Bonding of resin composite to carbon dioxide laser-modified human enamel. *Dent Mater.* 1994;10(3):162–6.
 58. Zakariasen KL, MacDonald R, Boran T. Spotlight On Lasers A Look At Potential Benefits. *J Am Dent Assoc.* 1991;122(7):58–62.
 59. Nelson DGA, Wefel JS, Jongebloed WL, Featherstone JDB. Morphology, Histology and Crystallography of Human Dental Enamel Treated with Pulsed Low-Energy Infrared Laser Radiation. *Caries Res.* 1987;21(5):411–26.
 60. Ariyaratnam MT, Wilson MA, Mackie IC, Blinkhorn AS. A comparison of surface roughness and composite/enamel bond strength of human enamel

following the application of the Nd:YAG laser and etching with phosphoric acid. *Dent Mater.* 1997;13(1):51–5.

61. Corpas-Pastor L, Moreno JV, De Dios Lopez-Gonzalez Garrido J, Muriel VP, Moore K, Elias A. Comparing the Tensile Strength of Brackets Adhered to Laser-Etched Enamel vs. Acid-Etched enamel. *J Am Dent Assoc.* 1997;128(6):732–7.
62. Drummond JL, Wigdor HA, Walsh JT, Fadavi S, Punwani I. Sealant bond strengths of CO2 laser-etched versus acid-etched bovine enamel. *Lasers Surg Med.* 2000;27(2):111–8.
63. Von Fraunhofer J, Allen D, Orbell G. Laser etching of enamel for direct bonding. *Angle Orthod.* 1993;63:73–6.
64. Ariyaratnam M., Wilson M., Blinkhorn A. An analysis of surface roughness, surface morphology and composite/dentin bond strength of human dentin following the application of the Nd:YAG laser. *Dent Mater.* 1999;15(4):223–8.
65. Whitters CJ, Strang R. Preliminary investigation of a novel carbon dioxide laser for applications in dentistry. *Lasers Surg Med.* 2000;26(3):262–9.
66. Anderson AM, Kao E, Gladwin M, Benli O, Ngan P. The effects of argon laser irradiation on enamel decalcification: An in vivo study. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2002;122(3):251–9.
67. Blankenau R, Powell G. In vivo caries-like lesion prevention with argon laser: pilot study. *J Clin Laser Med Surg.* 1999;17:241–3.
68. Oho T, Morioka T. A Possible Mechanism of Acquired Acid Resistance of Human Dental Enamel by Laser Irradiation. *Caries Res.* 1990;24(2):86–92.
69. Noel L, Rebellato J, Sheats R. The effect of argon laser irradiation on demineralization resistance of human enamel adjacent to orthodontic brackets: an in vitro study. *Angle Orthod.* 2003;73:249–58.
70. Lee BS, Hsieh TT, Lee YL, Lan WH, Hsu YJ, Wen PH, et al. Bond strengths of orthodontic bracket after acid-etched, Er:YAG laser-irradiated and combined treatment on enamel surface. *Angle Orthod.* 2003;73(5):565–70.

71. Hayakawa K. Nd: YAG laser for debonding ceramic orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2005;128(5):638–47.
72. Strobl K, Bahns TL, Wiliham L, Bishara SE, Stwalley WC. Laser-aided debonding of orthodontic ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1992;101(2):152–8.
73. Sarver DM, Yanosky M, Varnhagen C, Glover KE, Major PW. Principles of cosmetic dentistry in orthodontics: Part 3. Laser treatments for tooth eruption and soft tissue problems. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2005;127(2):262–4.
74. Nalcaci R, Cokakoglu S. Lasers in orthodontics. *Eur J Dent.* 2013;7:119–25.
75. Fukui T, Harazaki M, Muraki K, Sakamoto T, Isshiki Y. The evaluation of laser irradiated pain reductive effect by occlusal force measurement. *Orthod Waves.* 2002;61:199–206.
76. Harazaki M, Isshiki Y. Soft laser irradiation effects on pain reduction in orthodontic treatment. *Bull Tokyo Dent Coll.* 1997;38(4):291–5.
77. Sun G, Tunér J. Low-level laser therapy in dentistry. *Dent Clin North Am.* 2004;48:1061–76.
78. Seifi M, Shafeei HA, Daneshdoost S, Mir M. Effects of two types of low-level laser wave lengths (850 and 630 nm) on the orthodontic tooth movements in rabbits. *Lasers Med Sci.* 2007;22(4):261–4.
79. Ozawa Y, Shimizu N, Kariya G, Abiko Y. Low-Energy Laser Irradiation Stimulates Bone Nodule Formation at Early Stages of Cell Culture in Rat Calvarial Cells. *Bone.* 1998;22(4):347–54.
80. Saito S, Shimizu N. Stimulatory effects of low-power laser irradiation on bone regeneration in midpalatal suture during expansion in the rat. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1997;111(5):525–32.
81. McLean JW, Hughes TH. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Br Dent J.* 1965;119(6):251–67.
82. 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.

83. Sriamporn T, Thamrongananskul N BC, Poolthong S MU, J T. Dental zirconia can be etched by hydrofluoric acid. *Dent Mater J*. 2014;33(1):79–85.
84. Guess PC, Schultheis S, Bonfante EA, Coelho PG, Ferencz JL, Silva NRFA. All-ceramic systems: Laboratory and clinical performance. *Dent Clin North Am*. 2011;55(2):333–52.
85. Scherrer SS, Quinn GD, Quinn JB. Fractographic failure analysis of a Procera?? AllCeram crown using stereo and scanning electron microscopy. *Dent Mater*. 2008;24(8):1107–13.
86. Kim B, Zhang Y, Pines M, Thompson VP. Fracture of porcelain-veneered structures in fatigue. *J Dent Res*. 2007;86(2):142–6.
87. Garvie RC, Hannink RH, Pascoe RT. Ceramic steel? *Nature*. 1975;258(5537):703–4.
88. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*. 1999;20(1):1–25.
89. Chevalier J, Gremillard L, Virkar A V., Clarke DR. The Tetragonal-Monoclinic Transformation in Zirconia: Lessons Learned and Future Trends. *J Am Ceram Soc*. 2009;92(9):1901–20.
90. Roualdes O, Duclos M-E, Gutknecht D, Frappart L, Chevalier J, Hartmann DJ. In vitro and in vivo evaluation of an alumina–zirconia composite for arthroplasty applications. *Biomaterials*. 2010;31(8):2043–54.
91. Abi CB, Emrullahog~lu OF, Said G. Microstructure and mechanical properties of MgO-stabilized ZrO₂–Al₂O₃ dental composites. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2013;18:123–31.
92. Code on Dental Procedures and Nomenclature (CDT) [Internet]. [cited 2015 Mar 15]. Available from: <http://www.ada.org/en/publications/cdt>
93. Goujat A, Abouelleil H, Colon P, Jeannin C, Pradelle N, Seux D, et al. Mechanical properties and internal fit of 4 CAD-CAM block materials. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2017;1–6. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.03.001>
94. Cera smart [Internet]. Cerasmart Brochure. 2014. Available from:

www.gcamerica.com

95. Awada A, Nathanson D. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *J Prosthet Dent*. 2015;114(4):587–93.
96. Lava Ultimate CAD/CAM Restorative [Internet]. Available from: http://www.3m.com/3M/en_US/dental-us/products/lava-ultimate/
97. Mainjot AK, Dupont NM, Oudkerk JC, Dewael TY, Sadoun MJ. From Artisanal to CAD-CAM Blocks. *J Dent Res*. 2016;95(5):487–95.
98. Øgaard B, Fjeld M. The Enamel Surface and Bonding in Orthodontics. *Semin Orthod*. 2010;16(1):37–48.
99. Schultz J, Nardin M. Determination of the Surface Energy of Solids by the Two-Liquid-Phase Method. In: *Modern Approaches to Wettability*. Springer US; 1992. p. 73–100.
100. Buonocore MG. A Simple Method of Increasing the Adhesion of Acrylic Filling Materials to Enamel Surfaces. *J Dent Res*. 1955 Dec 9;34(6):849–53.
101. Newman G V., Marsden JG, Green R, Cornell J, Smith FA. Adhesion and orthodontic plastic attachments. *Am J Orthod*. 1969;56(6):573–88.
102. Newman G V., Woodward G, Calvery HO, Hanesian D. Epoxy adhesives for orthodontic attachments: Progress report. *Am J Orthod*. 1965;51(12):901–12.
103. Retief DH, Dreyer CJ, Gavron G, Simonson DW, Wellington JS. The direct bonding of orthodontic attachments to teeth by means of an epoxy resin adhesive. *Am J Orthod*. 1970;58(1):21–40.
104. Ostby AW, Bishara SE, Denehy GE, Laffoon JF, Warren JJ. Effect of self-etchant pH on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2008 Aug;134(2):203–8.
105. Reisner KR, Levitt HL, Mante F. Enamel preparation for orthodontic bonding: A comparison between the use of a sandblaster and current techniques. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1997 Apr;111(4):366–73.
106. Fuhrmann R, Gutknecht N, Magunski A, Lampert F, Diedrich P. Conditioning of enamel with Nd:YAG and CO2 dental laser systems and with phosphoric

- acid. An in-vitro comparison of the tensile bond strength and the morphology of the enamel surface. *J Orofac Orthop*. 2001;62(5):375–86.
107. Berk N, Başaran G, Ozer T. Comparison of sandblasting, laser irradiation, and conventional acid etching for orthodontic bonding of molar tubes. *Eur J Orthod*. 2008;30(2):183–9.
108. Wigdor HA, Walsh JT, Featherstone JD, Visuri SR, Fried D, Waldvogel JL. Lasers in dentistry. *Lasers Surg Med*. 1995;16(2):103–33.
109. Calamia, JR. Effect of coupling agents on bond strength of etched porcelain. *J Dent Res*. 1984;63:179.
110. Sheth J, Jensen M, Tolliver D. Effect of surface treatment on etched porcelain bond strength to enamel. *Dent Mater*. 1988;4(6):328–37.
111. Özcan M. Adhesion of resin composites to biomaterials in dentistry: an evaluation of surface conditioning methods. PhD Thesis, Groningen: University of Groningen; 2003.
112. Noort R van. Introduction to dental materials. Mosby Elsevier; 2002. 231-246 p.
113. Basset J. Inorganic Chemistry: A Concise Text: 1. st edition. Oxford:Pergamon Press; 1965.
114. Matinlinna JP, Vallittu PK. Bonding of resin composites to etchable ceramic surfaces - An insight review of the chemical aspects on surface conditioning. *J Oral Rehabil*. 2007;34(8):622–30.
115. Emre MY. Laminat Vener Restorasyon Yapımında Kullanılan Farklı Yüzey Pürüzlendirme İşlemleri Uygulanmış Cad/Cam Materyallerinin Mineye Olan Makaslama Bağlanma Dayanımı. Hacettepe Üniversitesi Sağlık bilimleri Entitüsü, Protez Programı, Doktora tezi; 2015.
116. Rocatec Bonding:Scientific Product Profile. 2001.
117. Krämer N, Popp S, Sindel J, Frankenberger R. Einfluss der Vorbehandlung von Kompositinlays auf die Verbundfestigkeit. *Dtsch Zahnärztl*. 1996;51:598–601.

118. Özcan M. The use of chairside silica coating for different dental applications: A clinical report. *J Prosthet Dent.* 2002;87(5):469–72.
119. Sindel J, Gehrlicher S. Untersuchungen zur Haftung von Komposit an VMK-Keramik. *Dtsch Zahnarzt.* 1996;51:712–6.
120. Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater.* 1998;14(1):64–71.
121. Kern M, Thompson VP. Sandblasting and silica coating of a glass-infiltrated alumina ceramic: Volume loss, morphology, and changes in the surface composition. *J Prosthet Dent.* 1994;71(5):453–61.
122. Akova T, Yoldas O, Toroglu MS, Uysal H. Porcelain surface treatment by laser for bracket-porcelain bonding. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2005;128(5):630–7.
123. An KM Sohn DS. The effect of using laser for ceramic bracket bonding of porcelain surfaces. *Korean J Orthod.* 2008;38:275–82.
124. Plueddemann E. Water is key to new theory on resin-to-fiber bonding. *Mod Plast.* 1970;3:92–8.
125. Plueddemann EP. Adhesion Through Silane Coupling Agents. *J Adhes.* 1970;2(3):184–201.
126. Marsden JG. Organofunctional Silane Coupling Agents. In: *Handbook of Adhesives.* 1990. p. 536–48.
127. Plueddemann E. *Silane coupling agents.* 2nd ed. New York, Plenum Press. 1991.
128. Child TF, van Ooij WJ. Application of Silane Technology to Prevent Corrosion of Metals and Improve Paint Adhesion. *Trans IMF.* 1999;77(2):64–70.
129. Franquet A, Terryn H, Vereecken J. IRSE study on effect of thermal curing on the chemistry and thickness of organosilane films coated on aluminium. *Appl Surf Sci.* 2003;211(1–4):259–69.
130. Schram T, Terryn H, Franquet A. Feasibility study to probe thin inorganic and

- organic coatings on aluminium substrates by means of visible and infrared spectroscopic ellipsometry. *Surf Interface Anal.* 2000;30(1):507–13.
131. van Ooij WJ, Zhu DQ, Prasad G, Jayaseelan S, Fu Y, Teredesai N. Silane based chromate replacements for corrosion control, paint adhesion, and rubber bonding. *Surf Eng.* 2000;16(5):386–96.
 132. Matinlinna J, Lassila L, Özcan M. An introduction to silanes and their clinical applications in dentistry. *Int J Prosthodont.* 2004;17:155–64.
 133. Söderholm K-JM, Shang S-W. Molecular Orientation of Silane at the Surface of Colloidal Silica. *J Dent Res.* 1993;72(6):1050–4.
 134. Erdur EA, Basciftci FA. Effect of Ti:sapphire laser on shear bond strength of orthodontic brackets to ceramic surfaces. *Lasers Surg Med.* 2015;47(6):512–9.
 135. Artun, j Bergland S. Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid-etch enamel pretreatment. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1984;85(4):333–40.
 136. Reynolds IR, von Fraunhofer JA. Direct Bonding of Orthodontic Brackets—a comparative study of adhesives. *Br J Orthod.* 1976;3(3):143–6.
 137. Reynolds IR, von Fraunhofer JA. Direct Bonding of Orthodontic Attachments to Teeth: the Relation of Adhesive Bond Strength to Gauze Mesh Size. *Br J Orthod.* 1976;3(2):91–5.
 138. Jost-Brinkmann PG, Böhme A. Shear bond strengths attained in vitro with light-cured glass ionomers vs composite adhesives in bonding ceramic brackets to metal or porcelain. *J Adhes Dent.* 1999;1(3):243–53.
 139. Zachrisson YO, Zachrisson BU BT. Surface preparation for orthodontic bonding to porcelain. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1996;109(4):420–30.
 140. Zachrisson BU. Orthodontic bonding to artificial tooth surfaces: Clinical versus laboratory findings. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2000;117(5):592–4.
 141. Lu R, Harcourt JK, Tyas MJ, Alexander B. An investigation of the composite resin/porcelain interface. *Aust Dent J.* 1992;37(1):12–9.

142. Kern M, Fechtig T SJ. Influence of water storage and thermal cycling on the fracture strength of all-porcelain, resin-bonded fixed partial dentures. *J Prosthet Dent.* 1994;71(3):251–6.
143. International Organization for Standardization. In: Dentistry-polymer-based crown and bridge materials Amendment ISO 10477. 1996.
144. Sorensen JA, Engelman MJ, Torres TJ AS. Shear bond strength of composite resin to porcelain. *Int J Prosthet Dent.* 1991;4:17–23.
145. Thurmond JW, Barkmeier WW WT. Effect of porcelain surface treatments on bond strengths of composite resin bonded to porcelain. *J Prosthet Dent.* 1994;72(4):355–9.
146. Shahverdi S, Canay S, Sahin E, Bilge A. Effects of different surface treatment methods on the bond strength of composite resin to porcelain. *J Oral Rehabil.* 1998;25(9):699–705.
147. Zachrisson BU BT. Recent advances in bonding to gold, amalgam and porcelain. *J Clin Orthod.* 1993;27:661–75.
148. Winchester L, Orth M. Direct orthodontic bonding to porcelain: an in vitro study. *Br J Orthod.* 1991;18:299–308.
149. Newman SM, Dresseler KB GM. Direct bonding of orthodontic brackets to esthetic restorative materials using a silane. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1984;86:503–6.
150. Versluis A, Tantbirojn D, Douglas WH. Why do Shear Bond Tests Pull Out Dentin? *J Dent Res.* 1997;76(6):1298–307.
151. Della Bona A SC. Work of adhesion of resin on treated lithia disilicate-based ceramic. *Dent Mater.* 2004;20(4):338–44.
152. Kato H, Matsumura H, Ide T, Atsuta M. Improved bonding of adhesive resin to sintered porcelain with the combination of acid etching and a two-liquid silane conditioner. *J Oral Rehabil.* 2001;28(1):102–8.
153. Lorenzo MC, Portillo M, Moreno P, Montero J, García A, Santos-del Riego SE, et al. Ultrashort pulsed laser conditioning of human enamel: in vitro study of the influence of geometrical processing parameters on shear bond strength

- of orthodontic brackets. *Lasers Med Sci.* 2015;30(2):891–900.
154. Lorenzo MC, Portillo M, Moreno P, Montero J, Castillo-Oyagüe R, García A, et al. In vitro analysis of femtosecond laser as an alternative to acid etching for achieving suitable bond strength of brackets to human enamel. *Lasers Med Sci.* 2014;29(3):897–905.
 155. Aglarci C, Demir N, Aksakalli S, Dilber E, Sozer OA, Kilic HS. Bond strengths of brackets bonded to enamel surfaces conditioned with femtosecond and Er:YAG laser systems. *Lasers Med Sci.* 2016;31(6):1177–83.
 156. Akpinar YZ, Irgin C, Yavuz T, Aslan MA, Kilic HS, Usumez A. Effect of Femtosecond Laser Treatment on the Shear Bond Strength of a Metal Bracket to Prepared Porcelain Surface. *Photomed Laser Surg.* 2015;33(4):206–12.
 157. Poosti M, Jahanbin A, Mahdavi P, Mehrnoush S. Porcelain conditioning with Nd: YAG and Er:YAG laser for bracket bonding in orthodontics. *Lasers Med Sci.* 2012;27(2):321–4.
 158. Lawson NC, Bansal R, Burgess JO. Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials. *Dent Mater.* 2016;32(11):e275–83.
 159. Backer AD, Eliseu AM, Eckert GJ. Effects of Simulated Gastric Juice on CAD / CAM Resin Composites — Morphological and Mechanical Evaluations. *J Prosthodont.* 2017;26:424–31.
 160. Elsaka SE. Influence of surface treatments on bond strength of metal and ceramic brackets to a novel CAD/CAM hybrid ceramic material. *Odontology.* 2016;104(1):68–76.
 161. Mirzakouchaki B, Kimyai S, Hydari M, Shahrabaf S, Mirzakouchaki- P. Effect of self-etching primer / adhesive and conventional bonding on the shear bond strength in metallic and ceramic brackets. 2012;17(1).
 162. Mirzakouchaki B, Shirazi S. Shear bond strength and debonding characteristics of metal and ceramic brackets bonded with conventional acid-etch and self-etch primer systems : An in-vivo study. 2016;8(1):4–9.
 163. Liu JK, Chung CH, Chang CY, Shieh D Bin. Bond strength and debonding characteristics of a new ceramic bracket. *Am J Orthod Dentofac Orthop.*

2005;128(6):761–5.

164. Erdur EA, Basciftci FA. Effect of Ti:Sapphire-femtosecond laser on the surface roughness of ceramics. *Lasers Surg Med.* 2015;47(10):833–8.
165. Smith, G.A. McInnes-Ledoux, P. Ledoux, W.R. Weinberg W. Orthodontic bonding to porcelain–bond strength and refinishing. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1988;94:245–52.
166. Traklyali G, Malkondu O, Kazazoglu E, Arun T. Effects of different silanes and acid concentrations on bond strength of brackets to porcelain surfaces. *Eur J Orthod.* 2009;31(4):402–6.
167. Forsberg C-M, Hagberg C. Shear Bond Strength of Ceramic Brackets with Chemical or Mechanical Retention. *Br J Orthod.* 1992;19(3):183–9.
168. Gerbo, L.R. Lacefield, W.R. Wells, B.R. Russell CM. The effect of enamel preparation on the tensile bond... - Google Akademik. *Angle Orthod.* 1992;62:275–80.
169. Elizabeth C, Kao DMD, Johnston W. Fracture incidence on debonding of orthodontic brackets from porcelain veneer laminates. *J Prosthet Dent.* 1991;66(5):631–7.
170. Sinha PK, Nanda R. The effect of different bonding and debonding techniques on debonding ceramic orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1997;112(2):132–7.

8.ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Adı, Soyadı : Mehmet KARA
Uyruğu : Türkiye (T.C.)
Doğum Tarihi ve Yeri : 23 Temmuz 1981, Osmaniye
Medeni Durumu : Bekar
G.S.M. : +90 532 7099505
E-posta : mehmetkara1981@hotmail.com
Yazışma Adresi : Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi 21280
Sur/DİYARBAKIR

EĞİTİM

Derece	Kurum	Mezuniyet tarihi
Uzmanlık	Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti A.D., Diyarbakır	Halen devam etmekte
Doktora	Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Periodontoloji A.D., Kayseri	2012
Lisans & Yüksek Lisans	Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, İzmir	2005
Lise	Nevşehir H. Avni İncekara Fen Lisesi	1999

İŞ DENEYİMLERİ

Yıl	Kurum	Görev
2012 - 2013	100. Yıl Ağız Diş Sağlığı Merkezi Seyhan/ADANA	Periodontoloji Uzmanı

YABANCI DİL

İngilizce

YAYINLAR

1. Balcıoğlu E, Yay A, Alkan BA, **Kara M**, Özdamar S, Sönmez MF; Diyabetli Hastalarda Diş Taşı Yapısı ve Mineral Densitesinin İncelenmesi. Erciyes Tıp Dergisi, 2012, Cilt 34, Sayı 1, Sayfa(lar): 10-14.
2. **Kara M**, Kesim S, Aral CA, Elmalı F; Effect of Grape Seed Extract Upon Plasma Oxidative Status and Alveolar Bone, in Ligature Induced Periodontitis. Biotechnol. & Biotechnol, 2013, 27(5): 4131-4136
3. Aral CA, Kesim S, Greenwell H, **Kara M**, Çetin A, Yakan B; Alveolar Bone Protective and Hypoglycemic Effects of Systemic Propolis Treatment in Experimental Periodontitis and Diabetes Mellitus, J. Med. Food, 2015, 18(2): 195-201

Metal ve Seramik Braketlerin Rezin Nanoseramik Cad/Cam Materyali Üzerinde Yapılan Farklı Yüzey Pürüzlendirmelerinde Makaslama Dirençlerinin Değerlendirilmesi

ORJINALLIK RAPORU

%8 BENZERLİK ENDEKSİ	%5 İNTERNET KAYNAKLARI	%3 YAYINLAR	%3 ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ
--------------------------------	----------------------------------	-----------------------	-------------------------------

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	www.scribd.com İnternet Kaynağı	%2
2	www.unitau.br İnternet Kaynağı	%1
3	Submitted to TechKnowledge Turkey Öğrenci Ödevi	%1
4	istanbulsaglik.gov.tr İnternet Kaynağı	%1
5	www.sohbetederiz.com İnternet Kaynağı	<%1
6	semspub.epa.gov İnternet Kaynağı	<%1
7	Submitted to Hacettepe University Öğrenci Ödevi	<%1
8	A. Şebnem Soysal, Başak Karateke, Ayşegül Çopur, Kızbes Meral Kılıç, Sinem Akay. "Dikkat	<%1

eksikliği ve hiperaktivite bozukluğu olan çocukların WISC-R puanları ile annelerinin problem çözme becerileri arasındaki ilişki", *Düşünen Adam: The Journal of Psychiatry and Neurological Sciences*, 2010

Yayın

- 9 YAMAN, Süleyman and ÖNER, Feda. "Lise Fizik Laboratuvarlarında Kullanılan Araç-Gereçlerin Yeterlilik Düzeyleri ve Laboratuvar Çalışmalarının Değerlendirilmesi", Gazi Üniversitesi, 2003.

Yayın

- 10 documents.mx
İnternet Kaynağı

- 11 KIVRIM, İsmail. "Kilis ve a'zaz voyvodası daltaban-zâde Mehmed Ali Paşa ve muhallelfâtı", Ankara Üniversitesi Osmanlı Tarihi Araştırma ve Uygulama Merkezi (OTAM), 2008.

Yayın

- 12 KURTOĞLU, Mehmet and KARAKEÇİLİ, Enver. "Urfa da Vakıf Kitaplar Üzerine Bir Değerlendirme", *Vakıflar Dergisi*, 2015.

Yayın

- 13 dusunenadamdergisi.org
İnternet Kaynağı

SAYGIN, Ayşegül GOZE, OZDEMIR, Ali Kemal

14	and GORLER, Oğuzhan. "Zirkonyum Oksit ve Titanyum Metal Alt Yapıların SBS Üzerine Farklı ", Cumhuriyet Üniversitesi, 2017. Yayın	<%1
15	Submitted to University of Oklahoma Health Science Center Öğrenci Ödevi	<%1
16	HAZIR, Tahir and GÜL, Şükrü. "Yüksek Şiddetli Egzersiz Sonrasında Pasif, Kor Egzersizleri ile Kombine Pasif ve Aktif Toparlanmanın Kandan Laktik Asit Eliminasyonu Üzerine Etkisi", Hacettepe Üniversitesi, 2015. Yayın	<%1
17	Submitted to Ataturk Üniversitesi Öğrenci Ödevi	<%1
18	www.adm.org.mx İnternet Kaynağı	<%1
19	Submitted to Erciyes Üniversitesi Öğrenci Ödevi	<%1
20	www2.uel.br İnternet Kaynağı	<%1
21	ARSLAN, Dilara, GÜNEŞER, Mehmet Burak, KAPLAN, Fatma and ÜŞÜMEZ, Aslıhan. "FARKLI RETROGRAD KAVİTE AÇMA TEKNİKLERİNİN VE RETROGRAD DOLGU BİODENTİNİN APİKAL SIZINTI ÜZERİNE	<%1

ETKİSİ", Atatürk Üniversitesi, 2017.

Yayın

22	Submitted to Istanbul University Öğrenci Ödevi	<%1
23	freidok.uni-freiburg.de İnternet Kaynağı	<%1
24	www.oftalmoloji.org İnternet Kaynağı	<%1
25	perweb.firat.edu.tr İnternet Kaynağı	<%1
26	acikerisim.deu.edu.tr İnternet Kaynağı	<%1
27	www.logos.com.tr İnternet Kaynağı	<%1
28	www.flypgsva.org İnternet Kaynağı	<%1
29	sbppo.org.br İnternet Kaynağı	<%1
30	dergipark.gov.tr İnternet Kaynağı	<%1
31	TOPAL, Ahmet and EROL, Atilla. "Anestezi cihazı ortamı ve volatil anesteziklerin Candida albicans'ın üreme hızına etkileri", Konya Tabip Odası, 2004. Yayın	<%1

32

Sari, Mediha. "Liselerde Okul Yaşam Kalitesi: Adana İli Örneği", Educational Administration: Theory & Practice/13004832, 20070401

Yayın

<%1

33

Young-Mi Jeon. "Effect of tribochemical silica coating on the shear bond strength of rebonded monocrystalline ceramic brackets", Korean Journal of Orthodontics/12255610, 20100601

Yayın

<%1

Aıntıları çıkart

Kapat

Eşleştirmeleri çıkar

Kapat

Bibliyografyayı Çıkart

Üzerinde