

T.C.
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**METAL VE SERAMİK BRAKETLERİN HİBRİT SERAMİK
CAD-CAM MATERYALİ ÜZERİNDE YAPILAN FARKLI
YÜZEY PÜRÜZLENDİRMELERİNDE MAKASLAMA
DİRENÇLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

DT. ÖZGÜR DEMİR

DANIŞMAN

DOÇ. DR. GÜVENÇ BAŞARAN

ORTODONTİ ANABİLİM DALI

DİYARBAKIR

2018

T.C.
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**METAL VE SERAMİK BRAKETLERİN HİBRİT SERAMİK
CAD-CAM MATERYALİ ÜZERİNDE YAPILAN FARKLI
YÜZEY PÜRÜZLENDİRMELERİNDE MAKASLAMA
DİRENÇLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

DT. ÖZGÜR DEMİR

DANIŞMAN

DOÇ. DR. GÜVENÇ BAŞARAN

ORTODONTİ ANABİLİM DALI

DİYARBAKIR

2018

Bu çalışma Dicle Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu tarafından DİŞ.17.006 proje numarası ile desteklenmiştir.



T.C
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
DEKANLIK

"Metal ve seramik braketlerin hibrit seramik CAD-CAM materyali üzerinde yapılan farklı yüzey pürüzlendirmelerinde makaslama dirençlerinin değerlendirilmesi"

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

Tez Danışmanı : Doç. Dr. Güvenç BAŞARAN
Tezi Teslim Eden : Dt. Özgür DEMİR

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.

28.02.2018

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 sabırla aldığım kararlarda beni olumlu yönde etkileyen ve ufkumu açan değerli tez danışmanım Doç. Dr. Güvenç BAŞARAN'a

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgilerini samimiyetle sunan Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı öğretim üyeleri Prof. Dr. Seher Gündüz Arslan'a, Yrd. Doç. Dr. Mehmet Doğru'ya, Yrd. Doç. Dr. Atılım Akkurt'a, Dr. Kamile Keskin Oruç'a ve her konuda yanımda olup beni destekleyen araştırma görevlisi arkadaşlarıma,

Tez çalışmamın istatistik kısmında desteğini esirgemeyen sayın hocam Yrd. Doç. Dr. Ersin Uysal' a

Klinik tecrübe ve bilgilerini benden esirgemeyen Dr. Dt. Mehmet Ali Karabel ve Dr. Dt. Mehmet Kara'ya diş hekimliği eğitimimin başından beri ayrılmadığım dostlarım Dt. Alperen Büyükkök, Dt. Serdar Ersan, Dt. Mirkan Avcı, Dt. Osman Yılmaz'a

Hayatımın her döneminde ve her alanında beni destekleyen, anlayış gösteren, yanımda olan, bana sonsuz ve karşılıksız bir sevgi sunan annem, babam ve ablalarıma, hayatımıza girdikleri andan itibaren sevgilerini ve özlemlerini her daim hissettiğim oğullarım Hüseyin Yahya DEMİR ve Abdullah Akif DEMİR'e

Hayatıma girdiği ilk andan itibaren bana en büyük desteği ve yardımı sunan, her anımı benimle paylaşan, zorlukları birlikte göğüslediğim, sevgisini ilgisini yanımda hissettiğim değerli eşim Dt. Ayşe Lutfiye DEMİR'e teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

Sayfa No

İÇ KAPAK	
TEZ ONAY FORMU.....	I
TEŞEKKÜR:.....	II
İÇİNDEKİLER:.....	III
RESİMLER DİZİNİ:.....	VII
TABLolar DİZİNİ:.....	XI
ŞEKİLLER DİZİNİ:.....	XII
SEMBOLLER / KISALTMALAR DİZİNİ:.....	XIII
ÖZET SAYFALARI	
ÖZET:	XVI
ABSTRACT :	XVIII
TEZ METNİ	
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2.GENEL BİLGİLER	3
2.1. Yetişkin Hastalarda Ortodontik Tedavi.....	3
2.2. Seramikler.....	4
2.2.1. Porselenlerin Sınıflandırılması.....	5
2.2.2. Dental Seramik ve Seramik Benzeri Materyaller.....	8
2.3. Seramik-Polimer Bloklar.....	9
2.3.1. Seramik – Polimer Blokların Avantajları.....	9
2.3.2. Seramik – Polimer Blokların Dezavantajları.....	10
2.3.3. Vita Enamic.....	10
2.3.4. GC Cerasmart.....	15

2.3.5. Lava Ultimate.....	16
2.4. CAD-CAM Sistemleri.....	17
2.4.1. CAD-CAM Sisteminin Elemanları.....	18
2.4.2. CAD-CAM Sistemlerinin Avantaj ve Dezavantajları.....	21
2.5 Lazerler.....	21
2.5.1. Lazerlerin Sınıflandırılması.....	24
2.5.2. Lazerlerin Yapısı.....	25
2.5.3. Lazerin Dokularla Etkileşimi	25
2.5.4. Işığın Elektromanyetik Dalga Özellikleri.....	26
2.5.5. Diş Hekimliğinde Kullanılan Lazer Çeşitleri ve Özellikleri.....	27
2.6. Porselenin Asitlenmesi.....	31
2.6.1. Hidroflorik Asit Uygulanması.....	31
2.6.2. Ortofosforik Asit.....	32
2.7. Tribokimyasal Yöntem.....	33
2.8. Diş Hekimliğinde Silanlar.....	33
2.9. Ağız İçi Koşulları Taklit Etme Yöntemleri.....	35
2.10. Bağlanma Direnci Testleri.....	35
2.10.1. Çekme (Tensile) Bağlantı Direnci Testleri.....	36
2.10.2. Makaslama (Shear) Bağlantı Direnci Testleri	36
2.11. Bağlanma Kuvveti Testleri Sonucu Meydana Gelen Kopma Tiplerinin Değerlendirilmesi.....	36
2.11.1. Adhesive Remnant Index (ARI).....	37
2.11.2. Porcelan Fracture İndeksi (Porselen Kırılma İndeksi)	37
2.12. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Yöntemleri.....	38
3. MATERYAL VE METOT	39
3.1 Materyal	40

3.1.1. Deneş Gruplarının Hazırlanması İçin Kullanılan Materyaller.....	40
3.1.2. Termal Döngü.....	41
3.1.3. Deneş Gruplarının Akrilik Bloklara Gömülmesi.....	41
3.1.4. Makaslama Kuvveti Testi.....	41
3.1.5. Stereomikroskop.....	41
3.1.6. Taramalı Elektron Mikroskopu.....	41
3.1.7. Profilometre.....	42
3.2. Metot.....	42
3.2.1. Numunelerin Kesilmesi.....	44
3.2.2. Yüzey Pürüzlendirme İşleminin Yapılması.....	44
3.2.3. Silan Uygulanması.....	55
3.2.4. Bondlama İşleminin Yapılması	56
3.2.5. Braketlerin Yapıştırılma İşlemi.....	56
3.2.6. Polimerizasyon İşlemi.....	57
3.2.7. Termal Siklus.....	57
3.2.8. Akrilik Bloklara Gömülmesi.....	58
3.2.9. Bağlanma Dayanımı Testi.....	58
3.2.10. Adhesive Remnant Index (ARI) Analizi.....	61
3.2.11. Porcelan Fracture Index (PFI) Analizi.....	62
3.2.12. Taramalı Elektron Mikroskop(SEM) Analizi.....	63
3.2.13. Profilometre ile Analiz.....	63
3.2.14 İstatistiksel Analiz.....	64
4. BULGULAR	65
4.1. Bağlanma Dayanımı Bulguları Analizi.....	65
4.2. Adeziv Remnant Index Skorunun Analizi.....	68

4.3. Porcelan Fracture Index (PFI) Analizi.....	70
4.4. Yüzey Pürüzlülüğü Yapılan Örneklerin Yüzeylerinin Profilometre ve Taramalı Elektron Mikroskobuyla İncelenmesi.....	71
4.4.1 İşlem Görmemiş Numunelerin İncelenmesi.....	71
4.4.2. Er-YAG ile Pürüzlendirme Yapılan Numunelerin İncelenmesi.....	73
4.4.3. Nd-YAG ile Pürüzlendirme Yapılan Numunelerin İncelenmesi.....	76
4.4.4. Ortofosforik Asit ile Pürüzlendirme Yapılan Numunelerin İncelenmesi.....	78
4.4.5. Hidroflorik Asit ile Pürüzlendirme Yapılan Numunelerin İncelenmesi.....	80
4.4.6. Cojet ile Pürüzlendirme Yapılan Numunelerin İncelenmesi.....	82
4.4.7. Femtosaniye Lazer ile Pürüzlendirme Yapılan Numunelerin İncelenmesi.....	84
4.5. Grupların Profilometrede Ölçülen Yüzey Pürüzlülüklerinin Analizi	87
5. TARTIŞMA.....	89
5.1. Amacın Tartışılması.....	89
5.2. Materyal Metodun Tartışılması.....	92
5.3. Bulguların Tartışılması	95
6. SONUÇ.....	102
7. KAYNAKLAR.....	103
8. ÖZGEÇMİŞ.....	116

RESİM DİZİNİ

- Resim 2.1.** : VITA Enamic bloklar
- Resim 2.2.** : VITA Enamic seramik-polimer yapısı
- Resim 2.3.** : Polimer infiltre seramik ağıyapı materyalinin seramik ağıyapısı
- Resim 2.4.** : Polimer infiltre seramik ağıyapı materyalinin polimer ağıyapısı
- Resim 2.5.** : VITA Enamic polimer kısmın içeriği
- Resim 2.6.** : Cerasmart SEM görüntüleri
- Resim 2.7.** : Lava Ultimate CAD-CAM blok
- Resim 2.8.** : Lava Ultimate materyalin iç yapısının SEM görüntüleri
- Resim 2.9.** : Lava Ultimate kümelenmiş nanopartikül yapısının SEM görüntüleri
- Resim 2.10.** : Ağız içi tarama ünitesi
- Resim 2.11.** : CAD ünitesi
- Resim 2.12.** : CAM ünitesi
- Resim 2.13.** : Uzun darbe süreli lazerlerin ve kısa darbe süreli lazerlerin materyal üzerine etkisi
- Resim 2.14.** : %37 lik ortofosforik asitle pürüzlendirilmiş minenin SEM görüntüsü
- Resim 3.1.** : VITA Enamic bloklar
- Resim 3.2.** : Metkon™ Micracut 201 kesme cihazı
- Resim 3.3.** : Tüm örneklerin gruplanmış hali
- Resim 3.4.** : Ultrasonik temizleme cihazı
- Resim 3.5.** : Er-YAG lazer ünitesi ve ekranı
- Resim 3.6.** : Nd-YAG lazer ünitesi ve ekranı
- Resim 3.7.** : Ortofosforik asit grubunun yapım aşamaları
- Resim 3.8.** : Hidroflorik asit grubu yapım aşamaları
- Resim 3.9.** : Cojetin basıncını gösteren basınç ölçer ve cojet kumu
- Resim 3.10.** : Ti:Safir Femto Saniye Lazer

Resim 3.11. : 1 nolu dozun profilometre görüntüsü

Resim 3.12. : 2 nolu dozun profilometre görüntüsü

Resim 3.13. : 3 nolu dozun profilometre görüntüsü

Resim 3.14. : 4 nolu dozun profilometre görüntüsü

Resim 3.15. : 5 nolu dozun profilometre görüntüsü

Resim 3.16. : 6 nolu dozun profilometre görüntüsü

Resim 3.17. : 7 nolu dozun profilometre görüntüsü

Resim 3.18. : 8 nolu dozun profilometre görüntüsü

Resim 3.19. : 9 nolu dozun profilometre görüntüsü

Resim 3.20. : 10 nolu dozun profilometre görüntüsü

Resim 3.21. : 11 nolu dozun profilometre görüntüsü

Resim 3.22. : 12 nolu dozun profilometre görüntüsü

Resim 3.23. : Femto Saniye Lazerin uygulanma şekli

Resim 3.24. : Femto Saniye Lazer uygulanmış numune

Resim 3.25. : Uygulanan silan maddesi

Resim 3.26. : Uygulanan bond maddesi

Resim 3.27. : Kompozit olarak kullanılan malzeme

Resim 3.28. : Işıklama için kullanılan ışık cihazı

Resim 3.29. : Termal siklus cihazı

Resim 3.30. : Soğuk akrilik malzemesi

Resim 3.31. : Numunelerin akrilik bloklara gömülmüş hali

Resim 3.32. : Instron universal test cihazının ekran görüntüsü

Resim 3.33. : Instron universal test cihazı

Resim 3.34. : Metal ve porselen braketlerin yerleştirilmesi

Resim 3.35. : Stereomikroskop

Resim 3.36. : ARI skor 0

Resim 3.37. : ARI skor 1

Resim 3.38. : ARI skor 2

Resim 3.39. : ARI skor 3

Resim 3.40. : PFI skor 0

Resim 3.41. : PFI skor 1

Resim 3.42. : PFI skor 2

Resim 3.43. : PFI skor 3

Resim 3.44. : Taramalı Elektron Mikroskobu

Resim 3.45. : Profilometre cihazı

Resim 4.1. : Yüzey pürüzlendirmesi yapılmayan VITA Enamic'in profilometre görüntüsü

Resim 4.2. : SEM'deki $\times 500$ 'lük büyütme

Resim 4.3. : SEM'deki $\times 1000$ 'lik büyütme

Resim 4.4. : SEM'deki $\times 2000$ 'lik büyütme

Resim 4.5. : Er-YAG grubunun farklı açı ve örneklerden profilometre görüntüleri

Resim 4.6. : Er-YAG grubunun SEM'deki $\times 150$ 'lik büyütmede görüntüsü

Resim 4.7. : Er-YAG grubunun SEM'deki $\times 500$ 'lük büyütmede görüntüsü

Resim 4.8. : Er-YAG grubunun SEM'deki $\times 1000$ 'lik büyütmede görüntüsü

Resim 4.9. : Er-YAG grubunun SEM'deki $\times 2000$ 'lik büyütmede görüntüsü

Resim 4.10. : Nd-YAG grubunun farklı açı ve örneklerden profilometre görüntüleri

Resim 4.11. : Nd-YAG grubunun SEM'deki $\times 500$ 'lük büyütmede görüntüsü

Resim 4.12. : Nd-YAG grubunun SEM'deki $\times 1000$ 'lik büyütmede görüntüsü

Resim 4.13. : Nd-YAG grubunun SEM'deki $\times 2000$ 'lik büyütmede görüntüsü

Resim 4.14. : Ortofosforik asit grubunun farklı açı ve örneklerden profilometre görüntüleri

Resim 4.15. : Ortofosforik asit grubunun SEM'deki $\times 500$ 'lük büyütmede görüntüsü

Resim 4.16. : Ortofosforik asit grubunun SEM'deki $\times 1000$ 'lik büyütmede görüntüsü

Resim 4.17. : Ortofosforik asit grubunun SEM'deki $\times 2000$ 'lik büyütmede görüntüsü

Resim 4.18. : Hidroflorik asit grubunun farklı açı ve örneklerden profilometre görüntüleri.

Resim 4.19. : Hidroflorik asit grubunun SEM'deki $\times 500$ 'lük büyütmede görüntüsü

Resim 4.20. : Hidroflorik asit grubunun SEM'deki $\times 1000$ 'lik büyütmede görüntüsü

Resim 4.21. : Hidroflorik asit grubunun SEM'deki $\times 2000$ 'lik büyütmede görüntüsü

Resim 4.22. : Cojet grubunun farklı açı ve örneklerden profilometre görüntüleri

Resim 4.21. : Cojet grubunun SEM'deki $\times 500$ 'lük büyütmede görüntüsü

Resim 4.22. : Cojet grubunun SEM'deki $\times 1000$ 'lik büyütmede görüntüsü

Resim 4.23. : Cojet grubunun SEM'deki $\times 2000$ 'lik büyütmede görüntüsü

Resim 4.24. : Femtosaniye lazer grubunun farklı açı ve örneklerden profilometre görüntüleri

Resim 4.25. : Femtosaniye lazer grubunun farklı açı ve örneklerden profilometre görüntüleri

Resim 4.26. : Femtosaniye lazer ile pürüzlendirme yapılan örneğin; işlem gören görmeyen bölgeler arasındaki geçişin farklı büyütmelerdeki görüntüsü

Resim4.27. : Femtosaniye lazer ile pürüzlendirme yapılan örneğin farklı büyütmelerdeki görüntüsü

TABLO DİZİNİ

Tablo 2.1. : VITA Enamic seramik kısmın içeriği

Tablo 2.2. : VITA Enamic materyali mekanik özellikleri

Tablo 2.3. : Kullanılan rezin nano seramik materyallerin monomer, doldurucu ve mekanik özellikleri

Tablo 3.1. : Çalışmada kullanılan materyallerin içeriği ve uygulama şekli

Tablo 4.1. : Metal braketlerin yüzey pürüzlendirmeleri arasındaki değerlendirme

Tablo 4.2. : Porselen braketlerin yüzey pürüzlendirmeleri arasındaki değerlendirme

Tablo 4.3. : Aynı pürüzlendirme şeklinin metal ve seramik braketler arasındaki farkı

Tablo 4.4. : Gruplara göre ARI Skorunun Değerlendirilmesi

Tablo 4.5. : Braketlere göre ARI skorlarının değerlendirmesi

Tablo 4.6. : Gruplara göre PFI skorunun değerlendirilmesi

Tablo 4.7. : Braketlere göre PFI skorlarının değerlendirilmesi

Tablo 4.8. : Profilometre sonuçlarının analizi

ŞEKİL DİZİNİ

Şekil 2.1. : Boşluktaki dalganın hareket yönü

Şekil 2.2. : Tribokimyasal yöntem

Şekil 2.3. : Yüzey profil analizinde kullanılan parametreler

Şekil 3.1. : Çalışma planı

Şekil 3.2. : Grup şeması

Şekil 4.1. : Metal braketlerin yüzey pürüzlülüğü arasındaki grafik

Şekil 4.2. : Porselen braketlerin yüzey pürüzlülüğü arasındaki grafik

Şekil 4.3. : Profilometre sonuçlarının grafiği

SEMBOLLER / KISALTMALAR DİZİNİ

N	Newton
°	Derece
M.Ö.	Milattan önce
CAD-CAM	Computer Aided Design-Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar Yardımı ile Tasarım-Bilgisayar Yardımı ile Üretim)
°C	Santigrat
%	Yüzde
MPa	Megapaskal
Ni-Cr	Nikel-Krom
Co-Cr	Kobalt-Krom
Ti	Titanyum
gr	Gram
µm	Mikrometre
ark.	Arkadaşları
3D	Üç boyutlu
2D	İki boyutlu
mm/dak	Milimetre/dakika
mm	Milimetre
nm	Nanometre
µ	Mikron
Al ₂ O ₃	Alüminyum oksit
Bis-GMA	Bisfenol-A-diglisidilmetakrilat
dk	Dakika
HFA	Hidroflorik asit

PICN	Polimer infiltre seramik ağ materyali
SiO ₂	Silisyum dioksit
sn	Saniye
TEGDMA	Trietilen glikol dimetakrilat
UDMA	Üretan dimetakrilat
ZrO ₂	Zirkonyum oksit
Er, Cr : YSGG	Erbium, Chromium: Yttrium: Scandium-Gallium-Garnet
Nd:YAG	Neodymium: Yttrium-Aliminum:Garnet
Er:YAG	Erbium YAG
Ga-Al-As	Gallium-Aluminum- Arsenide
W	Watt
mW	Miliwatt
min	Minimum
max	Maksimum
n.s.	Anlamlı değildir (p >0,05).
CJ	Cojet
FSL	Femtosaniye lazer
SEM	Scanning electron microscope
PFI	Porcelen fracture index
ARI	Adhesive remnant index
mJ	Milijul
Hz	Hertz
nm	Nanometre
SBS	Bağlanım dayanımı
yy.	Yüzyıl

FPDP	Sabit parsiyel protez
DNH	İkili ağ hibriti
LED	Light Emitting Diode
Psi	Pounds per square inch (inç kareye düşen pound cinsinden basınç)
λ	Dalga boyu
f	Frekans
pH	Asidik Değer
fs	Femto Saniye
mHz	Milihertz
cm ²	Santimetrekare
cm	Santimetre
mm ²	Milimetrekare
mm/dk	Milimetre/Dakika
mg	Miligram
$\mu\text{m/sn}$	Mikrometre/Saniye
fs	Femtosaniye

ÖZET

Demir Ö. (2017). Metal ve seramik braketlerin hibrit seramik CAD-CAM materyali üzerinde yapılan farklı yüzey pürüzlendirmelerinde makaslama dirençlerinin değerlendirilmesi. Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı Uzmanlık Tezi, Diyarbakır, 2017.

AMAÇ

Ortodontik tedavi görmek isteyen yetişkin birey sayısındaki artış karşısında ortodontistler sabit ortodontik tedavi yaparken braketlerini hastalarında bulunan amalgam, kompozit, porselen gibi protetik materyallere yapıştırmak zorunda kalmaktadırlar. Gelişen teknoloji ile birlikte diş hekimliğine her geçen gün yeni materyaller eklenmektedir. Hibrit seramik CAD-CAM blokları da yeni nesil bir protetik tedavi materyalidir. Bizim çalışmamızın amacı yeni nesil bu materyale 6 farklı pürüzlendirme tekniği uygulayıp (Hidroflorik asit (HFA), Ortofosforik asit (OFA), Cojet (CJ), Er-YAG Lazer, Nd-YAG Lazer ve Femtosaniye Lazer (FSL)) metal ve seramik braketlerdeki bağlanım dayanımını görebilmek için makaslama testi uygulayıp çıkan sonuçları taramalı elektron mikroskobu (SEM) ve optik profilometre ile karşılaştırmaktır.

GEREÇ VE YÖNTEM

50 adet hibrit seramik CAD-CAM bloğundan yaklaşık 2 şer mm kalınlığında kesilerek 216 adet hibrit seramik numuneler elde edildi. Numunelere 600, 800, 1000 grit silikon karbid su zımparası (3M™ Wetordry™, 3M, St. Paul, MN, A.B.D) ile yüzey düzleştirilmesi işlemi uygulandı. Numuneler ultrasonik su banyosundan sonra metal ve seramik grupları olarak 2 ana gruba ayrıldı. Bu gruplar daha sonra 6 farklı alt gruba (HFA, OFA, CJ, Er-YAG, Nd-YAG, FSL) ayrıldı böylelikle alt gruplar 18 sayısında sabitlendi. Pürüzlendirme işlemi takiben örneklere sağ üst kesici braketleri yapıştırıldı. Örnekler oda sıcaklığında distile suda bekletildikten sonra, örneklere termal siklus cihazında 1000 devir tamamlandı. Numunelere makaslama testi uygulandı. Pürüzlendirme yapıp ve braket yapıştırılmayan her gruptan 2 şer adet örnek taramalı elektron mikroskobu ve optik profilometre ile yüzey pürüzlülüğü açısından değerlendirildi. Braketlerin materyal yüzeyinden kopma ve porselen kırılma

şekilleri incelendi. İstatistiksel değerlendirme için tek yönlü varyans analizi, Tukey'in HSD testi, ki kare testi ve Kruskal-Wallis testi kullanıldı ($p<0.05$).

BULGULAR VE SONUÇLAR

Pürüzlülük değerleri profilometre de ölçülen grupların tamamı birbirinden istatistiksel olarak farklı çıkmıştır ($p<0.05$). En fazla pürüzlülük değeri sırasıyla Er-YAG, FSL, CJ, Nd-YAG, HFA, OFA ve işlem görmemiş yüzey olarak sıralanmıştır. Bağlanım dayanım testi (SBS) sonuçları tüm gruplar için klinik olarak kabul edilebilir bağlanım dayanımı (SBS) değerinde ya da üzerindedir. Metal braketlerde Nd-YAG grubu istatistiksel olarak CJ, Er-YAG ve HFA'dan yüksek SBS değeri göstermiştir. Metal braketler porselen braketlere göre daha yüksek SBS değeri vermiştir, bu değerler Nd-YAG grubunda istatistiksel olarak anlamlıdır.

ANAHTAR KELİME: Porselen metal braketler, Bağlanma direnci, Nd-YAG lazer, Hibrit seramik

ABSTRACT

Demir Ö. (2017). Evaluation of shear bond strength of metal and ceramic brackets on different surface roughenings on hybrid ceramic CAD-CAM material. Dicle University Faculty of Dentistry Orthodontics Department. Thesis, Diyarbakır, 2017.

PURPOSE

In view of the increase in the number of adult patients seeking orthodontic treatment, orthodontists have to stick their braces to prosthetic materials such as amalgam, composite, and porcelain in their patients while performing fixed orthodontic treatment. With the developing technology new materials are added every day to the dentistry. Hybrid ceramic CAD-CAM blocks are a new generation of prosthetic treatment materials. The aim of our work is to apply 6 different roughening techniques such as Hydrofluoric acid, Orthophosphoric acid, Cojet, Er-YAG Laser, Nd-YAG Laser and Femtosecond Laser to CAD-CAM blocks to see the bonding strength in metal and ceramic brackets. We will apply a shear test to see the bond strength on the brackets and compare the results with a scanning electron microscope and an optical profilometer.

MATERIAL AND METHODS

Sections of approximately 2 mm thickness were cut from 50 hybrid ceramic CAD-CAM blocs and 216 hybrid ceramic samples were obtained. The samples were abraded with 600,800,1000 grit silicon carbide abrasive (3M™ Wetordry™, 3M, St. Paul, MN, U.S.A). Surface smoothing with carbide abrasive was applied. The samples were divided into two main groups as metal and ceramic groups after ultrasonic water bath. These groups were then divided into 6 different subgroups (HFA, OFA, CJ, Er-YAG, Nd-YAG, FSL). Thus, the number of subgroups was fixed at 18. Following the roughening process, the upper right incisor brackets were bonded to the specimens. Samples were stored in distilled water at room temperature and then 1000 cycles were completed in the thermal cycling device. The samples were subjected to a shear test. Two samples from each group with roughening but without brackets were evaluated

in terms of surface roughness with a scanning electron microscope and an optical profilometer. The breakage of the brackets from the material surface and the shape of the porcelain fracture were examined. One-way analysis of variance, Tukey's HSD test and chi square test and Kruskal-Wallis test were used for statistical evaluation ($p < 0.05$).

RESULTS AND CONCLUSIONS

The roughness values of the groups measured in the profilometer were statistically different from each other ($p < 0.05$). The most roughness values are listed as Er-YAG, FSL, CJ, Nd-YAG, HFA, OFA and untreated surface respectively. Bond strength value (SBS) test results are the clinically acceptable bond strength value (SBS) or more for all groups. In metal brackets, the Nd-YAG group statistically showed higher SBS values than CJ, Er-YAG and HFA. Metal brackets gave higher SBS values than porcelain brackets. These values are statistically significant in the Nd-YAG group.

KEYWORDS: Porcelain metal brackets, Bonding resistance, Nd-YAG laser, Hybrid ceramic

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Günümüzde ortodontik tedavi görmek isteyen erişkin hastaların sayısındaki artış ortodontistleri sabit ortodontik tedavi yaparken kullandıkları ataçmanları metal, porselen, amalgam, altın, kompozit gibi farklı materyallere yapıştırmak durumunda bırakmıştır (1,2). Ortodontistlerin yapacakları ortodontik tedaviyi idame ettirebilmek için mine ile diş yüzeyi arasındaki bağlantı tedavi süresince korunmalı, tedavi bitiminde yani debonding sırasında diş yüzeyinden dişe zarar vermeyecek şekilde ayrılmasına izin vermelidir. Günümüze kadar bu bağlantıyı ideal kuvvette tutabilmek için birçok çalışma yapılmıştır. İlk defa Buonocore mine yüzeyini %85'lik fosforik asitin bağlanma kuvvetini arttırdığını bildirmiştir (3).

Porselen yüzeye braket yapıştırma da mine yüzeyine braket yapıştırmadaki gibi benimsenmiş bir yöntem hep araştırmacıları düşündürmüştür (4,5). Porselen yüzeydeki bağlantıyı arttırmak için çeşitli yöntemler denenmiştir. Gelişen teknolojiyle birlikte her geçen gün artan yeni materyal ve tekniklerden dolayı ortodontistler ataçmanları yeni materyallere yapıştırmak durumunda kalmaktadırlar. Hibrit seramik materyaller de ortodontistlerin ilerde sıklıkla karşılabileceği yeni materyal olarak karşımıza çıkacaktır (6). Hibrit seramik materyaller CAD-CAM teknolojisi ile uyumlu seramik ve kompozitlerin avantajlarını birleştiren yeni nesil materyaldir. Bu materyaller diş hekimliğinde benimsenen ve diş dokularını korumak için kullanılan minimal invaziv tedaviye olanak sağlayan materyallerdir.

Literatüre baktığımızda Elsaka ve arkadaşları bu yeni materyal üzerinde CJ sistemi kullanarak, HFA, frezle pürüzlendirme ve OFA ile pürüzlendirme yapmış aralarındaki farkı incelemiştir (7). Kurt ve arkadaşları aynı materyalle bir çalışma yapmış hibrit materyali HFA, silan, kumlama, frezle pürüzlendirmiş ve bu grupların çeşitli varyasyonlarını yapıp aradaki farkı incelemiştir (8).

Tıp ve diş hekimliğinde teknoloji ve gelecek denilince hiç şüphesiz akla CAD-CAM ve lazerler gelmektedir. Daha önceki çalışmalarda Er-YAG lazer Nd-YAG lazerle porselen yüzeyler pürüzlendirilip bağlanım dayanımlarını incelenmiştir (9,10). Öte yandan teknolojik gelişmeler sayesinde lazerlerde hızla kendini yenilemektedir. Bu hız okadar artmıştır ki saniyenin katrilyonda birine denk gelen sürede atım

yapabilen Femtosaniye lazerler (FSL) tıp ve diş hekimliği camiasının hizmetine sunulmuştur (11). Femtosaniye lazerler bünyesinde bulundurdukları teknoloji sayesinde sadece uygulandığı bölgeye etki edip etraf dokulara neredeyse sıfır hasarla işlem yapabilmektedir (12). Buradan yola çıkararak hibrit seramiklerle tedavi görmüş bir hasta ortodontiste tedavi görmek için başvurduğunda bu hastaya sabit tedavisi süresince braketlerle yeterli bağlanım dayanımı sağlamak ve tedavi bitiminde de hastanın protetik restorasyonları yenilemesine gerek duymayacak şekilde bir tedavi görmesine olanak sağlayacak prosedürü bulmanın literatüre katkı sağlayacağı düşüncesindeyiz. Literatüre baktığımızda hibrit seramik materyalleri konvansiyonel yöntemlerle pürüzlendirip bu materyallerin lazerlerle pürüzlendirilmesini kıyaslayan bir çalışma bulunmamaktadır.

Bizim çalışmamızın amacı yeni nesil protetik tedavi materyali olan hibrit seramik materyalinin 6 farklı pürüzlendirme yöntemiyle pürüzlendirip, bu materyallere hem metal hem de seramik braketler uygulayıp en ideal metodu belirlemek, çıkan sonuçları taramalı elektron mikroskobu (SEM), optik profilometre ve bağlanım dayanım testi ile karşılaştırmak ve metal seramik braketler arasındaki farkı kıyaslamaktır.

2.GENEL BİLGİLER

2.1. Yetişkin Hastalarda Ortodontik Tedavi

Günümüzde ortodontik tedavi, artık yalnız çocuklara değil, gelişim çağını bitirmiş yetişkin hastalara da uygulanmaktadır. İlk dişhekimliği kitabının yazarı olan Pierre Fauchard, diş düzeltilmesinin yetişkin hastalar da genç hastalara nazaran daha kolay yapılabileceğini 1723’de yazdığı Chirurgien Dentist isimli eserinde yazmıştır (13).

Yetişkin ortodontisinde ilk büyük değişikliği getiren görüş Henry Peebles tarafından 1858 yılında olmuştur. Peebles, American Dental Review’de " Bütün bozukluklara, tedavi edilebilir veya bir çaresi bulunur gözüyle bakarım" demekte ve böyle vakaların genel bir kaide olarak normal bir yaş periodundan ziyade 25 yaş üstünü tercih ettiğini kaydetmektedir.

Daha sonra 1880’de Kingsley, dişlerin hareket etmesi için bir yaş limiti olmadığını savunmuştur (14).

Ortodonti biliminin öncüsü olan Victor Hugo Jackson 1904’de yazdığı kitabında "Ortodontik düzeltmelerde yaşın düşünüldüğü kadar önemli bir faktör olmadığını" söylemiştir. Doktor Jackson’a göre erişkin ortodonti hastalarında ortodontik tedavi için, dişlerin alveoler soketindeki sağlığı dikkate alınmalıdır. Doktor Jackson periodontal sağlığı iyi olan 40-50 yaşlarındaki pek çok hastayı başarı ile tedavi etmiştir.

Güilford’da hastaların her yaşta ortodontik tedavi görebileceklerini söylemiştir (14).

1900’lerde Dr. Angle eserlerinde yetişkin hastaların tedavisinden bahsetmektedir. Goldstein (15), Seide (16), Granerus, Botsvadze (17) ve Ertinger (18) adlı yazarlarda makalelerinde, tedavi ettikleri vakaları göstererek erişkin hastalarda ortodontik tedavinin başarı ile uygulanabileceğini göstermişlerdir.

Diş hareketinin biyomekaniği ile ilgilenen Dr. K. Reitan, yetişkin hastalarda yapılacak ortodontik tedavinin yetişkin hastalardaki doku reaksiyonu tipi hakkındaki

bilgilere istinat ettirilmesini ve tedavinin başlangıcında dişlerin az eğilmesi gerektiğini söylemiştir (16). Goldstein (15) ve Salzman (19) tarafından yapılan yetişkin hastalardaki sınıflandırmayı gözden geçirecek olursak;

1. Yüz deformasyonları
 - a. Üst ön dişlerin veya bütün üst diş kavsinin ileri itimi
 - b. Alt çenenin ileri itimi
 - c. Arka bölgelerde aşırı çapraz kapanış
 - d. Dişlerin aşırı aşınmasına ve dikey boyutun azalmasına sebep olan aşırı kapanış
2. Dişlerin malfonksiyonu
 - a. Tek bir dişin çapraz kapanışı
 - b. Çekim, eksik diş veya gömük dişler sebebiyle olan diastemalar
 - c. Paradontiye sebep olan aşırı çapraşıklık
 - d. Travmatik oklüzyon
 - e. İhmale bağlı bozukluklar
 - f. Yiyecek birikmesine ve çürüklere sebep olan bozukluklar
3. Patolojik durumların bulunmadığı diş sistemi deformasyonları
4. Psiko-somatik sebepler
5. Temporo-mandibular eklem bozuklukları
6. Sentrik oklüzyonda ve sentrik ilişkideki varyasyonlar

Geçmiş yıllardan günümüze kadar baktığımızda yetişkin hastaların ortodontik tedavisi ortodonti biliminin önemli yerini almaktadır.

2.2. Seramikler

Yunanca "keramikos" kelimesinden türemiş olan seramik, M.Ö. 50'li yıllarda Çinliler tarafından ilk defa kullanılmaya başlanmıştır, 16.yy'da Portekizli denizciler tarafından Avrupa kıtasına getirilmiştir. Diş hekimliğinin babası kabul edilen Pierre

Fauchard, 1728 de yazdığı "Le Chirurgien Dentiste" isimli kitabında porselenin diş hekimliği biliminde kullanılabileceğini bildirmiştir, porselenin mine ve diş eti rengini taklit edebilen en iyi materyal olduğunu söylemiştir (13). Porselen, protetik diş tedavisinde ilk olarak 1774 senesinde Fransız bir eczacı olan Duchateau tarafından kullanılmıştır. İlk porselen dişlerin materyal patentini, 1789 yılında, Fransız dişhekimi Nicholas Dubois de Chemant, Duchateau ile birlikte almıştır (20).

Seramik maddelerden ilk restorasyon yapımı 1886 yılında Land tarafından jaket kron olarak gerçekleştirilmiştir. Jaket kronlar uzun yıllar boyunca diş hekimliğinde kullanılan en estetik materyal olmuştur. Ancak porselen dayanıklılığının düşük olması jaket kronların başarısını oldukça düşürmüştür (21).

Mc Lean ve Hughes günümüzde kullanılan tam porselen sistemlerinin temelini oluşturan alt yapısı % 40-50 oranında alümina kristalleri ile kuvvetlendirilmiş jaket kron yapımını 1965 yılında geliştirmişlerdir (22).

Dental seramikler diş hekimliğinde en biyouyumlu materyaller olarak kabul edilmiştir (23,24). Porselenler dişe benzeyen en doğal görünümlü materyaldir (25,26) ve hasta memnuniyeti yüksektir (27,28).

2.2.1. Porselenlerin Sınıflandırılması:

- Kor yapılarına göre,
- Yapım tekniklerine göre olmak üzere iki farklı şekilde sınıflayabiliriz.

Kor Yapılarına Göre (29)

1. Cam Seramikler

- **Lityum Disilikat (SiO₂-Li₂O)**

- a. IPS E. Max Press ısı basıncı tekniği ile üretilir. Klinik kullanımı; onley yapımı ¾ kron yapımı, kron yapımı, sabit parsiyel protez (FPDP).
- b. IPS Empress 2 ısı basıncı tekniği ile üretilir. Klinik kullanımları; kron yapımı ve anterior FPDP.

- **Lösit (SiO₂-Al₂O₃-K₂O)**

- a. Optimal Pressable Ceramic ısı basıncı tekniği ile üretilir. Klinik

kullanımları; onleyler, $\frac{3}{4}$ kronlar, kronlar.

- b. IPS Empress 1sı basıncı tekniği üretilir. Klinik kullanımları; onleyler, $\frac{3}{4}$ kronlar, kronlar.
- c. IPS ProCAD frezleme tekniği ile üretilir. Klinik kullanımı; Onleyler, $\frac{3}{4}$ kronlar, kronlar.

- **Feldspatik ($\text{SiO}_2\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-Na}_2\text{O-K}_2\text{O}$)**

- a. VITABLOCS Esthetic Line, frezleme tekniği ile üretilir. Klinik kullanımı; ön bölge kronlar, veneerler.
- b. VITA TriLuxe Blok, frezleme tekniği ile üretilir. Klinik kullanımı; onleyler, $\frac{3}{4}$ kronlar, kronlar, veneerler.
- c. VITABLOCS Mark II, frezleme tekniği ile üretilir. Klinik kullanımı; onleyler, $\frac{3}{4}$ kronlar, kronlar, veneerler.

2.Alümina

- **Alüminyum Oksit (Al_2O_3)**

- a. In-Ceram Spinell frezeleme tekniği ile üretilir. Klinik kullanımı kronlardır.
- b. In-Ceram Alümina slip-cast ve frezeleme tekniği ile üretilir. Klinik kullanımı kronlar ve FPDP.
- c. In-Ceram Zirconia slip-cast ve frezeleme tekniği ile üretilmiştir. Klinik kullanımı kronlar ve posterior FPDP.
- d. Synthoceram frezeleme tekniği ile üretilir. Klinik kullanımı onleyler, $\frac{3}{4}$ kronlar, kronlar.
- e. Procera yoğun sinterleme tekniği ile üretilir. Klinik kullanımı veneerler, kronlar, anterior FPDP.

3.Zirkonya (Yitrium Tetragonal Zirkonya Polikristalleri)

- a. Lava frezeleme ve sinterleme tekniği ile üretilir. Klinik kullanımı kronlar, FPDP.
- b. Cercon frezeleme ve sinterleme tekniği ile üretilir. Klinik kullanımı kronlar ve FPDP.
- c. DC-Zirkon frezeleme tekniği ile üretilir. Klinik kullanımı kronlar ve FPDP.

- d. Denizir frezeleme tekniği ile üretilir. Klinik kullanımı onleyler, $\frac{3}{4}$ kronlar, kronlar.
- e. Procera yoğun sinterleme ve frezeleme tekniği ile üretilir. Klinik kullanımı kronlar, FPDP, implant abutments.

Yapım Tekniklerine Göre (30)

1. Isıya Dayanıklı Daylar Üzerinde Fırınlanan Porselen Sistemleri

- a. Aluminöz porselenler
- b. Magnesia kor
- c. Cerestone\Alceram
- d. Optec
- e. Hi-Ceram
- f. In-Ceram

2. Dökülebilir (cam) Porselenler

- a. Dicor
- b. Cerapearl

3. Sıkıştırılabilir Porselen Sistemleri (Isı ile basınçlı Olarak Üretim Yapılan Porselenler)

- a. Creation Press-Ceramics
- b. IPS-Empress
- c. IPS-Empress 2
- d. IPS E.Max. Press
- e. Finesse All Ceramic

4. CAD-CAM sistemi (Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacture System)

- a. Procera AI-Ceram
- b. Celay
- c. Cerec

2.2.2. Dental Seramik Ve Seramik Benzeri Materyaller

Vita enamic ve benzeri materyallerin seramikler içerisindeki sınıflandırılmasının daha iyi anlaşılabilmesi için en güncel sınıflamayı şu şekilde de yapabiliriz (31).

Cam Matriks Seramikler

- Feldspatik seramikler
- Sentetik seramikler
- Cam infiltre seramikler

Polikristalin Seramikler

- Alümina
- Stabilize zirkonya
- Zirkonya ile sertleştirilmiş alümina
- Alümina ile sertleştirilmiş zirkonya

Rezin-Matriks Seramikler

- Rezin nanoseramik
- Rezindeki matrikse penetre olan cam seramik
- Rezindeki matrikse penetere olan zirkonya-silika seramik

Diş hekimliğinde kullanılan porselenler geniş atomlu metal olmayan elementin (genellikle oksijen), küçük atomlu yarı metal (silisyum) veya metal ile yaptığı bileşimdir. Dört oksijen atomu matrix gibi davranarak, silisyum atomunu arasına sıkıştırmıştır. Bu yapıya tetrahedral denilir. Silisyum tetrahedral, diş hekimliğindeki porselenin çekirdek yapısını oluşturur. Bu yapı Kaolen ($Al_2O_3-2SiO_2-2H_2O$) Feldspat ($K_2O-Al_2O_3-6SiO_2$), ve Kuartz (Silika- SiO_2)' ın yapısına girer ve bir bileşik oluşturur. Porselen kristalindeki atomik bağlar, hem kovalent hem de iyonik bağlardır. Bu güçlü bağlar porselenlere sertlik, stabilite, yüksek elastisite modülü, kimyasal maddelere direnç gibi avantajlar sağlarken, kırılma gibi dezavantajları da beraberinde getirir.

2.3. Seramik-Polimer Bloklar

Seramiklerin kırılğan olmaları (32), esneme direncinin düşük olması, üzerlerine gelen kuvvetleri tolere edememeleri, yapım tekniklerinin hassas ve maliyetli olması, gerilme kuvvetlerine karşı dirençlerinin az olması (32), çok yüksek elastisite modülüne sahip olup çiğneme enerjilerini absorbe edememeleri, kırılğanlığı azaltmak için dişleri fazla prepare etme zorunluluğu, aşınma direncinin mineden yüksek olması gibi dezavantajlarından ve kompozit rezinlerin doğal diş dokusuna göre sertliklerinin daha düşük olmasından dolayı araştırmacılar, diş hekimliğinde kullanılmak üzere yeni materyal üretme zorunluluğuna girmişlerdir. Bu sebeplerden dolayı seramik ve kompozitlerin avantajlarını içerecek, elastisite modülü dentine benzer, sertliği mine ve dentin arasında olacak, doğal diş dokusunu iyi taklit edecek ve karşıt dişleri maksimum koruyacak yeni materyal ihtiyacı doğmuştur (33).

Hibrit yapıda olan bu materyeller; rezin matriks ve seramik doldurucudan meydana gelmiştir. Bu materyaller biyomimetik yaklaşıma göre insan dişi mine ve dentinine benzer özellikler sergilemektedirler (33,34). Bu materyaller için rezin ve seramiklerin olumlu özelliklerinin birleşimi olduğu iddia edilir. Piyasada seramiklerin alt grubu olarak girmiş olsalar da materyal bilimine göre kompozit rezinler grubuna dahil edilir. Bu blokların bazı CAD-CAM seramiklere oranla kuvvetler altında oluşan mikroçatlakların yayılımını daha iyi önlediği bildirilmiştir (35). Bu bloklardaki seramik ve polimerin çift fazlı ağ yapısı yapılan restorasyonların daha az kırılğan olmasını, mükemmel işlenebilirliği ve daha iyi marjinal adaptasyon sağlarken; estetik açıdan mükemmel uyum göstermektedir (36).

2.3.1. Seramik – Polimer Blokların Avantajları

1. Radyoopaktır.
2. Hızlı freze edilebilirler.
3. Esnek, sert ve kırılmaya dayanıklıdır.
4. Aşınma direnci yüksektir, karşıt dişte daha az aşınmayı sağlarlar.
5. Ağız içinde tamir edilebilir.
6. Doğal bir şeffaflığa sahiptir.
7. Parlatması kolaydır, parlaklığını uzun süre korur.

8. Minimal invaziv diş preparasyonu yapılmasına olanak sağlar.
9. Milleme frezlerine zarar vermez.
10. CAD-CAM bloğu şeklinde üretildiği için CAD-CAM'in avantajlarına sahiptir.
11. Restorasyon üretilmesi sırasında kristalizasyon fırınlanmasına yada sinterlemeye gerek yok.

2.3.2. Seramik – Polimer Blokların Dezavantajları

1. Esneme dirençleri lityum disilikat seramikler ve zirkonyumdan düşüktür.
2. Estetik olarak yetersizlerdir.
3. Yeni çıkan materyallerdir, yeteri kadar çalışmalar mevcut değildir.

2.3.3. Vita Enamic

Inley/onley/parsiyel kron, anterior ve posterior kron, laminate veneer yapımında ve anterior posterior implant üstü kron yapımında kullanılmak üzere 2013 yılının başlarında piyasaya tanıtılan Enamic (Resim 2.1), hibrit seramik veya polimer infiltre seramik ağ materyali (Polymer Infiltrated Ceramic Network Material-PICN) olarak isimlendirilir.

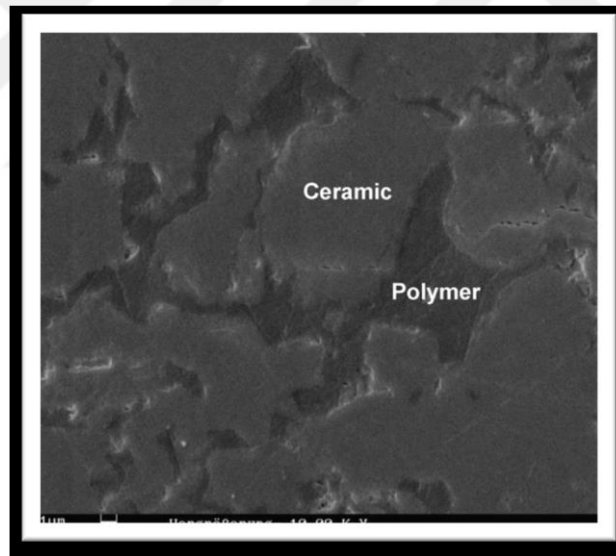


Resim 2.1. : Vita Enamic bloklar 1 paketinde 5 adet blok olarak iki farklı boyutta bulunmaktadır. EM-14 (12*14*18 mm), EM-10 (8*10*15 mm)

Hibrit seramikler; seramik ve polimer ağlarının birbiri içerisinden geçmesiyle meydana gelen ve ikili ağ hibriti – double network hybrid (DNH) olarak isimlendirilen bir yapıdan oluşmaktadır. Alüminyum oksitle güçlendirilmiş feldspatik seramik matrisin ve akrilat polimer ağının birleşiminden oluştuğundan dolayı; materyal, dentine benzer esnekliğe, abrazyona ve yüksek esneme direncine sahiptir (33).

In Ceram (VITA Zahnfabrik, Bad Saeckingen, Germany) sistemi, Profesör Russell Giordano ve Dr. Norbert Thiel tarafından 1995 yılında seramikle birleştirilmiş ilk materyal olarak tanıtılmıştır. Bu materyaller poröz seramik yapıya bir cam fazın birleştirilmesiyle oluşturulmuştur (37). In-Ceram da bulunan kırılma cam faz hibrit seramik materyallerdeki polimer ile yer değiştirmiştir. Seramiklere başka materyal eklenerek tanıtılan diğer materyali Hovitz ve arkadaşları tarafından tanıtılmıştır (38). Bu materyal seramik-metal birleşimiyle oluşturulmuştur. Bu materyalde metal fazın sertliği ve seramik matriksin yüksek aşınma direnci, sıcaklık dayanımı gibi avantajları baz alınarak hazırlanmıştır.

Geleneksel kompozitler inorganik partiküllerle doldurulmuş tek devamlı faz içerir ancak VITA Enamic buna zıt olarak iki devamlı birbirine geçmiş ağdan oluşur (Resim 2.2). Bu ağların birincisi seramik materyalden (açık gri bölgeler, feldspar) ve diğeri polimer materyalden (koyu gri bölgeler, genellikle metakrilat) oluşur (6).

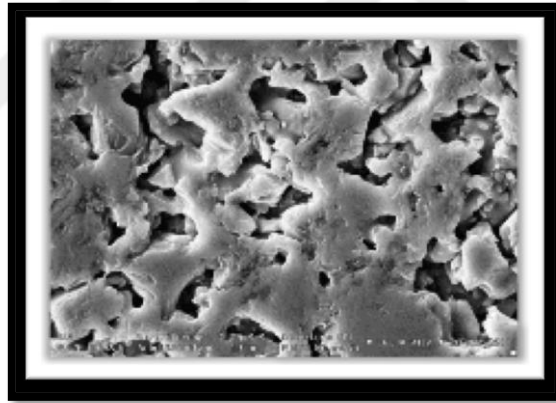


Resim 2.2. : VITA Enamic seramik-polimer yapısı

İki devamlı ağ yapısından üretilen VITA Enamic, kapiller akım aracılığıyla güçlendirilmiş poröz seramik ağ yapısı çok olmak koşuluyla bununla birlikte polimer matriksten meydana gelir (39). Çift fazlı birbirine geçmiş ağ yapısı; her iki ağın da birbiri içerisine tamamen geçmesini ve birbirine nüfuz etmesini sağlayan metakrilat polimer ağ ile güçlendirilmiş kafes benzeri yapıda bulunan feldspatik seramik matrikstir. Başka bir deyişle bu çift fazlı birbirine geçmiş ağ yapısının üretimi iki

basamaklıdır. Birinci basmakta tek gözenekli önceden sinterlenmiş seramik ağ üretilir ve bu yapı bir bağlayıcı ajanla prüzlendirilir. İkinci basamakta bir polimer, kapiller akım yardımıyla hazırlanan bu ağın içine penetre olur (6) (Resim 2.3).

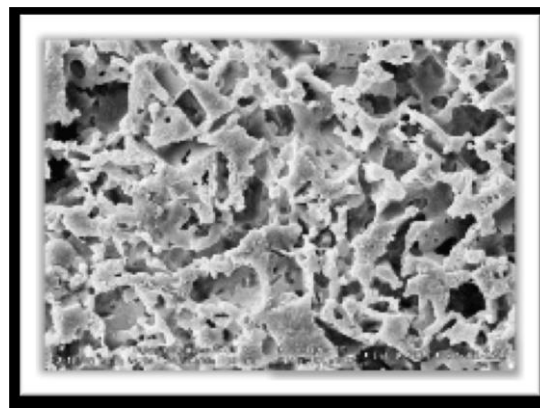
Hibrit seramiklerle ilgili yapılan bir çalışmada, mikroyapısal analizlerle hibrit materyalin baskın olarak bir seramik ve bir polimer ağın birbirine karışarak meydana geldiği gözlemlenmiştir (Resim 2.4). Baskın seramik ağın büyük çoğunluğu feldspar kökenli lösit bazlı bir fazdan ve lösite göre daha az oranda fonksiyonda dayanımı artan zirkonyanın kristalin fazından meydana gelir (Tablo 2.1). Üretici firmanın açıkladığına göre metilmetakrilattan serbestleşen yüzeyi değişmiş bir polimetil metakrilat polimer ağda ise, çok miktarda karbon bulunur (Resim 2.5). Yapısal olarak seramik ağ incelendiğinde, rezin bazlı kompozitler ve porselenlerdeki partiküller açısından benzerlikleri vardır (40).

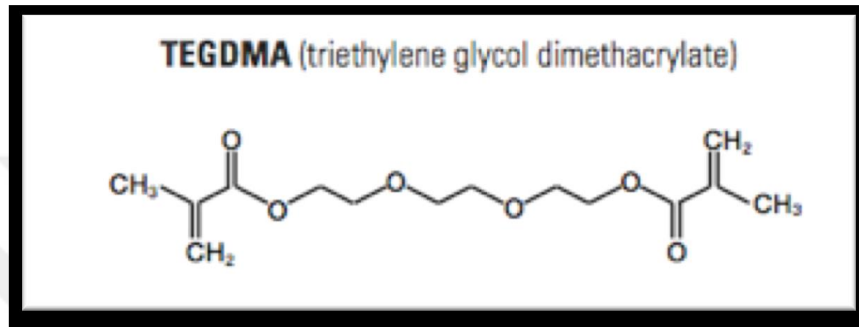
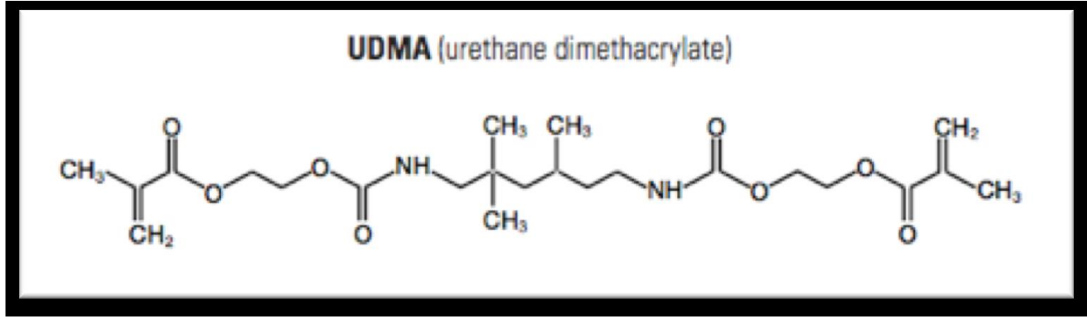


Resim 2.3. : Polimer infiltre seramik ağyapı materyalinin seramik ağ yapısı

Tablo 2.1. : VITA Enamic seramik kısmın içeriği

SERAMİK KISMIN İÇERİĞİ, FORMÜLÜ VE ORANI		
Silikon dioksit	SiO_2	% 58-63
Alüminyum oksit	Al_2O_3	% 20-23
Sodyum oksit	Na_2O	% 9-11
Potasyum oksit	K_2O	% 4-6
Boron trioksit	B_2O_3	% 0.5-2
Zirkonya	ZrO_2	<% 1
Kalsiyum oksit	CaO	<% 1

**Resim 2.4. : Polimer infiltre seramik ağyapı materyalinin polimer ağ yapısı**



Resim 2.5. : VITA Enamic polimer kısmın içeriği

VITA Enamic de inorganik seramik kısmın oranı hacimsel olarak %75, organik polimer kısım ise %25 dir. Bu oran ağırlıksal olarak inorganik seramik kısım %86, organik polimer kısım %14 olarak paylaşılmıştır.

Yoğun ağ yapısı potasyum-silikat-alüminyumdan oluşurken, küçük miktarlarda da yitrium-silikat partikülleri vardır.

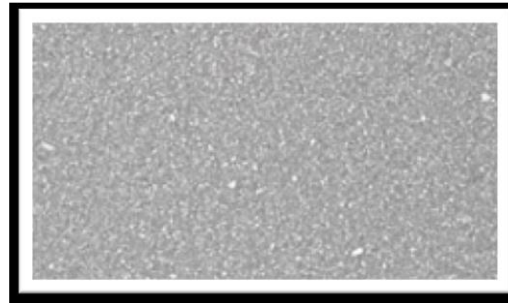
Kırılma direncini belirten Weibull modülü VITA Enamic de çok yüksektir (33) (Tablo 2.2). Vita Enamic minimal preparasyona olanak sağlayacak kadar çok ince (0.2-0.5 mm) hazırlanabilir ve ince olmasına rağmen çok güçlüdür. Çünkü oluşan çatlaklar, ağ yapısının içine girmiş polimerler tarafından durdurulur.

Tablo 2.2 : VITA Enamic materyali mekanik özellikleri

	Birim	Dentin	Mine	Zirkonya	Feldspatik Porselen	Kompozit	VITA Enamic
Esneme Direnci	MPa	<207	<180	<620	<150	<135	150
Weibull Modülü	/	/	/	4-14	6-23	<13	20
Youngs Modülü	GPa	<25	<94	<400	>50	<17	30
Vickers Sertliği	GPa	<1	<6	10-12	>6	<6	2.5
Aşınma	μm	/	/	<1	<1	>20	>1
Antagonist Aşınma	μm	/	/	84	53	<10	28
Renk Stabilitesi	dE	/	/	<1	<1	>2	<1
Minimum Kalmık	mm	/	/	>0.5	>1.0	No	>0.2

2.3.4. GC Cerasmart

GC Cerasmart, inley, onley, kron, implant üstü kron, laminate veneer yapımında kullanılan, nanoseramik dağılımı eşit, esnek bir nanoseramik matriks ve nanopartikül dolduruculardan meydana gelen, önceden sertleştirilmiş kompozit bloklardır. Yoğunluğu yüksek olan bu materyal, ağırlığının %71 oranında doldurucu partiküllerden oluşur. Cerasmart doğrusal dağılmış ve nispeten küçük baryum-silikat partikülleri içerir (41). Çiğneme basınçlarına tampon olması için enerji kırarak, rezin hibrit seramikler arasında en yüksek esneme direncine sahip olduğu ifade edilmiştir. (Resim 2.6).



Resim 2.6. : Cerasmart SEM görüntüsü

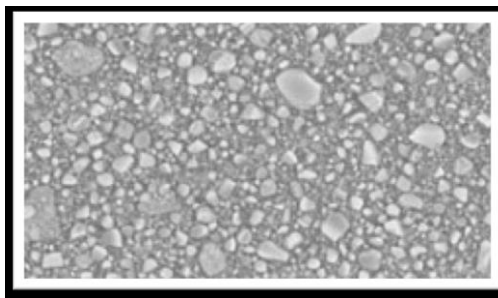
2.3.5. Lava Ultimate

İnley, onley, laminate veneer yapımında kullanılan Lava Ultimate (3M-ESPE™, St Paul, A.B.D) 2012 yılında diş hekimliğine tanıtılmıştır (Resim 2.7). Rezin nano seramik olarak tanıtılsa da, materyal bilimine göre kompozit rezin kategorisindedir (42). Materyal üretici firmanın açıklamasına göre mükemmel dayanıklılık ve fonksiyona sahiptir. Lava Ultimate zirkonya ve silika doldurucularla güçlendirilmiş rezin matriksten meydana gelir (Resim 2.8). Kümeler halinde birleşmiş aglomere nanopartiküller ve ayrı ayrı bağlanmış nanopartiküllerin karışımıyla yüksek derecede çapraz bağlı polimer matriksin içine gömülmesiyle oluşur (Resim 2.9).

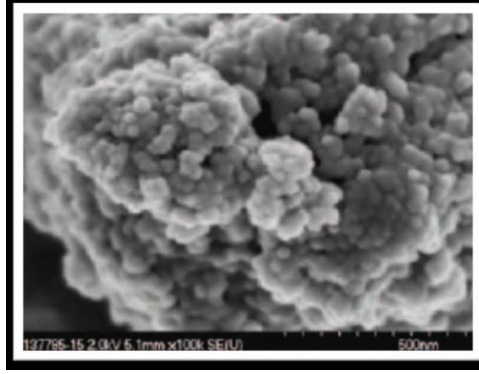
Kullanılan rezin nano seramik materyallerinin doldurucu, mekanik, monomer özellikleri Tablo 2.3’de gösterilmiştir.



Resim 2.7. : Lava Ultimate CAD-CAM blok



Resim 2.8. : Lava Ultimate materyalin iç yapısının SEM görüntüleri



Resim 2.9. : Lava Ultimate kümelenmiş nanopartikül yapısının SEM görüntüleri

Tablo 2.3. : Kullanılan rezin nano seramik materyallerin monomer, doldurucu ve mekanik özellikleri

Marka	Monomer	Doldurucu	Doldurucu ağırlığı %	Esneme direnci MPa	Esneme katsayısı GPa
VITA Enamic	UDMA, TEGDMA	Alüminyum oksitle güçlendirilmiş feldspatik seramik	%86	150-160	30
GC Cerasmart	Bis-MEPP, UDMA, DMA	Silika (20 nm), Baryum camı (300 nm)	%71	231	7.5
Lava Ultimate	Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA, TEGDMA	SiO ₂ (20 nm), ZrO ₂ (4-11 nm), birleşmiş ZrO ₂ /SiO ₂ kümeleri (SiO ₂ =20 nm, ZrO ₂ =4-11 nm)	%80	204	12.8

2.4. CAD-CAM Sistemleri

CAD-CAM yani bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (Computer Aided Design-Computer Aided Manufacturing) teknolojisi sıklıkla kullanılan bir üretim şeklidir.

CAD-CAM sisteminin temelini oluşturan çalışma prensibi; çok hassas bir frezenin bilgisayar yazılımı ile çalıştırılarak seramik, metal, kompozit veya son dönemlerde bunlara eklenen hibrid bloklardan, köprüler, kronlar ve sabit protez üretilmesi esasına dayanır (43).

1950, 1960 yıllarında CAD-CAM sistemleri endüstri alanına girmeye başladığında diş hekimliğinde de yeni gelişmeler olacağı beklenmekteydi. İlk denemeler dental kronlar için olmuştur. Ancak bilgisayarların yetersiz gücü ve CAM

sistemlerinin çok büyük olması diş hekimliğinde kullanılmasına izin vermemekteydi. Diş hekimliğinde ilk CAD-CAM tekniğini uygulayanlar 1970 yılında Fransız Francois Duret, Amerikan Bruce Altschuler ve İsveç Werner Moermann ve Marco Brandestinidir. 1971 yılında Francois Duret otomatik restorasyon üretimini tanımlamış ve CAD-CAM tekniklerinin temelini atmıştır. Young ve Altschuler isimli araştırmacılar 1977'de intraoral yüzey haritalama amacıyla optik bir cihaz geliştirmişlerdir. Diş hekimliğinde CAD-CAM alanındaki en büyük atılım 1980'li yıllarda olmuştur. Dental CAD-CAM sistemlerini geliştiren 3 önemli araştırmacı öne çıkmıştır (44).

Dental CAD-CAM alanındaki ilk gelişmeler Dr. Duret tarafından yapılmıştır. 1971 yılından itibaren Dr. Duret CAD-CAM sistemiyle yaptığı çalışmalarla dünyada büyük bir etki yaratmıştır. 1990-1991 yıllarında bu sistemi SoPHa® Bioconcept sistem olarak piyasaya tanıtmıştır (44).

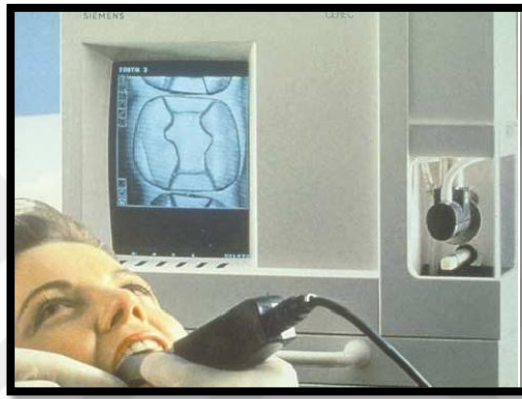
Daha sonrasında, CEREC sistemini geliştiren Dr. Moermann'dır. Bu yeni teknolojiyi hastada klinikte kullanmayı başarmıştır. Prepare edilmiş kaviteyi ağız içi bir kamera ile görüntülemiş ve kompakt bir cihaz yardımıyla inleylerin seramik bloklardan kazınarak üretimini başarmıştır. Bu sistem duyurulduğunda diş hekimleri arasında CAD-CAM terimi hızla yaygınlaşmıştır (44). Diğer Procera sisteminin geliştiricisi Dr. Andersson'dur. 1980'li yılların başında altın fiyatlarındaki artıştan dolayı altın alaşımların yerine nikel-krom alaşımlar kullanılmıştır. Ancak, Kuzey Avrupa'da metal alerjisi probleminden dolayı alerjik olmayan titanyumun kullanımı hız kazanmıştır. O zamanlarda titanyumun döküm zorluğundan dolayı Dr. Andersson, titanyum kopinglerin spark erozyon yöntemiyle üretilmesini gündeme getirdiği CAD-CAM teknolojisinden bahsetmiştir. Bu sistem daha sonra tüm seramik alt yapıların üretimi için tüm dünyada ağ bağlantılı bir üretim merkezi olarak geliştirilmiştir (44). Sonrasında kısmen veya tam sinterize edilmiş zirkonya ingotların piyasaya girmesinin ardından CAD-CAM cihazları ile işlenmesi sonucu üretim yapan Lava (3M ESPE, Almanya), ve Cercon (Degudent, Almanya) gibi cihazlar geliştirilmiştir.

2.4.1. CAD-CAM Sisteminin Elemanları

CAD-CAM sistemlerini 3 başlık altında toplayabiliriz.

Tarayıcı (Scanner)

Diş hekimliği CAD-CAM sistemlerinde optik, intraoral ve mekanik olmak üzere 3 çeşit tarayıcı vardır. Preparasyonu tamamlanmış dişler, oklüzal kapanıştaki dişler ve komşu dişler ekstraoral ve intraoral olarak taranır. Tek kron yapılacak vakalarda sadece prepare edilen dişin taranması yeterlidir (45,46). Optik tarayıcıda beyaz ışık renkli ışık ya da lazer projeksiyonu kullanılarak güdük üzerinden optik tarama yapılır. Mekanik tarayıcıda iğne ucu, küre ya da pin kullanılarak güdük üzerinden mekanik tarama yapılır. Intraoral tarayıcıda ise; ağız içinden prepare edilen diş ve etrafındaki yapıların görünümü kaydedilerek dijital bir görüntü sağlanır (Resim 2.10).



Resim 2.10. : Ağız içi tarama ünitesi

Yazılım (Software)

Yapılacak olan restorasyonun 3 boyutlu dizaynının ve planlanmasının yapıldığı bilgisayar ünitesidir (Resim 2.11). Dijital çağın yaşandığı günümüzde kişiye özgü restorasyonlar yaratmayı, tasarlamayı ve üretimini sağlayan yazılımlar mevcuttur. Dijital sistemin bu avantajlarının yanında muhtemel kullanıcı hatalarından kaynaklanan risk, yazılım programlarındaki karmaşıklık ile artmaktadır. Bu sebeplerden dolayı üreticiler yapılacak restorasyonun tasarımına tamamen 3 boyutlu bir görüntü ya da sanal mum model gibi kolaylaştırıcı özellikler ilave ederek programların daha hassas çalışmasını hedeflemektedirler.



Resim 2.11. : CAD ünitesi

Üretim (CAM)

Bilgisayar kontrolündeki freze ve aşındırma yapan makinelerdir (Resim 2.12). Restorasyonu oluşturmak için farklı marka ve içeriklere sahip bloklar kullanılır. İşlem, CAD-CAM bloklarının frezelenmesi şeklinde oluşturulur. Üretilen bloklar bir teknisyen tarafından manuel olarak son düzeltmeleri, final cilalamaları, veneerlemeleri ve renklendirmeleri yapılarak bitirilir (45–47).



Resim 2.12. : CAM ünitesi

2.4.2. CAD-CAM Sistemlerinin Avantaj ve Dezavantajları

Avantajları

- Geleneksel ölçü yöntemleri ortadan kalkmıştır.
- Daha uyumlu restorasyonlar daha kısa sürede yapılabilir (48,49).
- Hata yapma olasılığı azalmış, aşamalar kısaldığı için çapraz kontaminasyon riski de azalmıştır (50,51).
- Seramik materyallerin füzyon, kondansasyon, sinterizasyon işlemleri nispeten azalmıştır (51).
- Tek seansta uygulanabilir olduklarından dolayı hem hastalar hem de hekimler için zaman kaybı azalmıştır.
- Ölçü alma, geçici kron hazırlama gibi zorunluluklar ortadan kalkmıştır.
- Teknisyenlerin restorasyon yapımında harcadıkları zaman azalmıştır (52).
- Üretimin sürecinde geçen aşamalar ve veriler daha sonraları incelenmek için arşivlenebilir.

Dezavantajları

- Bu sistemlerin dezavantajının başında üretim maliyeti vardır.
- Monokromatik bloklar beklenen ideal estetiği her zaman sağlayamayabilir.
- Subgingival kesim yapılan hastalarda bu marjinlerin bilgisayar ortamına aktarılması sorun olabilmektedir. Bu yüzden iyi bir diş eti retraksiyonu gerekmektedir (53).
- Prefabrike bloklarda renk seçimi şu an için kısıtlıdır.
- Hekimlerin bilgisayarlı sistemlere güveni azdır.
- Hekimlerin bu sistemleri kullanırken öğrenmeye harcadıkları zaman ve üretim kaybı fazladır.

2.5 Lazerler

Lazer, "Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation" tanımlamasının baş harflerinin biraraya getirilmesiyle meydana gelmiştir. Lazer ortamı olarak bilinen sıvı, katı veya gazla dolu bir bölmenin dışarıdan bir etken ile uyarılması sonucu lazer ışını meydana gelir. Bundan köken alan spontan foton salınımı lazer odacığının aynalarla çevrili iki ucu arasında yansıyor ortamdan çıkmaktadır. Bu

hareketli fotonlar lazer ortamı içindeki diğer atomların hareket etmesine neden olur (54).

Lazerin temel çalışma prensibi atomların enerjilerini absorbe ederek daha yüksek enerji düzeyine çıkarması prensibine dayanır. Yapılan bu enerji transferinde oluşan fotonlar aynı frekansa aynı enerji düzeyine ulaşır aynı yöne doğru hareket ederler (55).

Lazerlerin ortak özellikleri aynı frekans ve aynı enerjide (monokromatik) olması ve ışınların birbirlerine paralel (kollimar) olarak yol almalarıdır (56).

Lazer ışığının normal ışıktan farklarını sayacak olursak;

1. Lazerde salınan ışık monokromatiktir. Işığın dalga boyu, elektron daha alt seviyedeki yörüngeye geçerken açığa çıkan enerji miktarı tarafından belirlenmektedir. Sadece tek renk ve tek dalga boyuna sahiptir.
2. Salınan ışık kohorenttir yani ışık dalgası organize biçimde hareket etmektedir.
3. Lazer ışığının hüzmesi konsantre ve güçlüdür. Aynı zamanda doğrusaldır.

Bir lamba ışığını düşünecek olursak ışığını çeşitli doğrultularda yayar, ışık dağınık ve zayıftır. Ancak lazer ışığının darlığı, etrafa gelişigüzel dağılmaması ve ciddi seviyede enerjinin çok ufak noktalara odaklanmasına olanak sağlamaktadır. Lazerlerin yukarıda belirtilen üç özelliğinin meydana gelmesi için, 'stimüle edilmiş salınım' gerçekleşmelidir. Normal ışıpta bu durum, atomların elektronlarını gelişigüzel salarlarken, stimüle edilmiş salınımda foton salınımı mevcuttur. Lazerde salınım bir kez başladığında hareketlenen elektronlar kendileri gibi uyarılmış elektronlarla karşılaşır onların da foton oluşturmalarına neden olabilmektedir (57,58)

Işıkla tedavi ilk olarak 4000 yıl önce cilt hastalıklarının tedavisinde, Mısır'da solar ışınlar kullanılarak yapılmıştır. Sonrasında 19. yy'da dermatopatiler, Ricketss hastalığı ve tüberküloz tedavisi için ışık terapisi kullanılmıştır. Danimarkalı bir fizikçi olan Dr. Niels Ryberg tüberküloz lezyonlarının kış mevsiminde daha çok ortaya çıktığını fark ederek İskandinavya'da sık olarak görülen çiçek hastalığı, lupus vulgaris ve tüberkülozun kütanöz formları gibi hastalıklarda ışığın ne derece etkili olduğunu araştırmıştır. Dr. Niels güneş ışığından ve elektrik arkı lambasından ultraviyole

spektrumdaki ışığı kullanmıştır. Böylelikle fototerapinin temelleri atılmıştır (59).

Tarihteki ilk lazer cihazını, Hughes Araştırma Laboratuvar çalışanı Theodore Harold Haiman, kromyum oksit ve alüminyum oksitten yapılmış sentetik yakut çubuğunu kullanarak 1960 yılında yapmıştır (60). Dermatoloji dışında kullanılan ilk lazer sistemi Ruby lazerdir (61). Goldmann ve ark. (62) Ruby lazerin diş hekimliğinde kullanımını ilk araştıranlardır ve onlardan sonra diş hekimliğinde lazer alanında araştırmaları Stern ve Sognaes yapmıştır (63). Ruby lazeri yüzey deminerilizasyonunu azaltmak amacıyla kullanan araştırmacılar, yapılan çalışmalar sonucunda lazer uygulanmış bölgelerde geçirgenliğin azalmasıyla beraber asit deminerilizasyonuna karşı dirençte artma olduğunu göstermişlerdir (63). Bu araştırmalar yapılırken çeşitli lazerlerin biyolojik dokularda meydana getirdikleri koagülasyon, ablasyon, vaporizasyon ve kesi etkileri de incelenmiştir. CO₂'i aktif ortam olarak kullanan bir gaz lazer 1964 yılında Bell laboratuvarındaki fizikçiler tarafından üretilmiştir (58).

Lazer ışınının ilk defa non-invaziv olarak terapi amaçlı kullanılması, ilk lazer cihazının yapımından 9 yıl sonra gerçekleşmiştir. Lazer terapisi ilk defa Dr. Endre Mester tarafından 1969 yılında düşük doz lazer ışınları kullanılarak canlı dokusunun biyostimülasyonu amacıyla kullanılmıştır. Bu tarihten itibaren orta veya düşük dozda lazerlerle uygulanan ışın tedavisine 'Düşük Doz Lazer Terapisi' (Low Level Lazer Therapy) denilmektedir (64).

Lazer sistemlerini diş hekimliği biliminde ilk defa kullanan ve 'lazerin babası' olarak anılan Amerikalı Doktor Tery Myers'dir. Lazer ışınlarının diş hekimliğine girişi yumuşak dokuyla başlar ve 1970 yıllarında çok popüler olan karbondioksit lazerler ağız cerrahisinde de kullanılmaya başlanmıştır. Bu tarihten itibaren yaklaşık 15 yıl sonra Ruby lazerin kullanılmasıyla diş hekimliğinde de mine ve dentin gibi sert dokularda da lazerlerle ilgili çalışmalar yapılmaya başlanmıştır. Ancak lazerlerin diş hekimleri arasında kendinden bahsettirmesi 1989 yılında Amerikan basımı olan 'Dentistry Today' isimli dergiyle başlamıştır. 1990'lı yıllarda geliştirilen erbium esaslı lazerler sayesinde sert dokudaki aşılama engelere kısmen çözüm bulunmuştur. Sert dokuda etkin kesim yapabilme ve sıcaklıktan dolayı zarar oluşmaması erbium lazerle sağlanmıştır. 1997 yılında geliştirilen, optimum su ve hidroksiapatit absorbans

karakteristiklerine sahip olan Er, Cr: YSGG (2780 nm λ) lazerler sert doku uygulamalarında yaygınlaşmıştır. Günümüz diş hekimliğinde kullanılan lazerleri sert doku lazerleri (Er:YAG 2940 nm λ ve Er, Cr:YSGG 2780 nm λ) ve yumuşak doku lazerleri (Nd:YAG 1064 nm λ ve Diyet Lazer 800 nm λ) olarak iki grupta değerlendirilebilir. Lazer teknolojisindeki gelişmeler sayesinde diş hekimliğinde de yeni uygulama alanlarının olacağından hiç şüphe yoktur (65).

Atomun yapısını temel olarak inceleyecek olursak bir çekirdek (nucleus) ve etrafında dolaşan elektron bulutu olarak görebiliriz. Bulut içerisindeki elektronların çeşitli yörüngeleri takip ederek hareket ettiklerini genel fizik bilgilerimizden biliyoruz. Atom bir miktar ısı ile aktive edildiğinde, düşük enerji yörüngelerindeki elektronların çekirdekten daha uzaktaki yüksek enerjili yörüngelere geçişi beklenmektedir (66).

Kendinden daha yüksek enerjili yörüngeye yerleşen bir elektron, temel enerji durumuna geri dönmek isteyecektir. Bu durumda olan elektron, enerjisini ışık partikülü olarak bildiğimiz ‘foton’ şeklinde dışarıya verecektir. Işık üreten bütün nesnelerin (gaz lambası, lambalar, televizyon ekranı, floresan) ışığını üretme prensibi yer değiştiren elektronlar aracılığıyla olur (66).

Lazerler, temel mantık olarak enerji yüklenmiş atomların foton salınımını kontrol eden cihazlardır. Lazer cihazı atomları uyarılmış safhaya getirmek için aktif lazer ortamını kullanır. Aktif lazer ortamında atomlar uyarılmış safhaya getirilir. Aktif lazer ortamında uyarılan elektronlar kazandıkları enerjini foton şekline salmak için daha kararlı bir yörüngeye inerler. Salınan ışık partikülü, salınma sırasında elektronun sahip olduğu enerji seviyesine göre dalga boyuna ve bu dalga boyunu temsil eden bir renge sahip olurlar. Elektronları aynı seviyede olan atomların saldıkları fotonun rengi ve dalga boyu aynı olur (66).

2.5.1. Lazerlerin Sınıflandırılması

1. Işınlara Hareketlerine Göre;
 - Devamlı ışın verenler
 - Dalgalı olarak ışın verenler
 - Nabız şeklinde ışın verenler
2. Dalga Boylarına Göre;
 - Mikrodalga

- X-Ray
- İnfrared
- Ultraviyole
- Görünür ışık

3. Aktif Maddelerine Göre;

- Likit maddeler
- Katı maddeler
- Gazlar
- Yarı iletken çubuklar

4. Işın Enerjilerine Göre;

- Hard lazer
- Mid lazer
- Soft lazer olarak sınıflandırılırlar.

2.5.2. Lazerlerin Yapısı

Tüm lazerler küçük ya da büyük olsun 3 parçadan oluşmaktadır:

- Enerji kaynağı (güç kaynağı)
- Çoğaltıcı (katı, sıvı veya gaz)
- Yansıtıcı (aynalar)

Lazer ortamları kendilerine verilen enerjiyi saklayabilme yeteneği vardır ve böylelikle enerji organize olarak radyasyonun uyarılmış yayılımı şeklinde yayılabilmektedir. Lazerler genellikle tek dalga boyu üretirler ancak bazı durumlarda değişken dalga boyu da elde edebilirler. Bu tür lazerler çoğunlukla iletken lazerlerdir. Bu lazerlerin iletimi sırasında dalga boyu değişebilmektedir (67).

2.5.3. Lazerin Dokularla Etkileşimi

1. Absorbsiyon (Emilim): Işığın dalga boyuna ve fotonların enerji miktarına bağlı olarak termal veya non-termal etkiler yaratacak şekilde ışının doku içerisine doğru geçmesidir. Absorbsiyonun derecesini etkileyen etkenlerin başında hedef dokudaki hemoglobin ve melanin konsantrasyonu gelmektedir. Yani lazer ışınları pigmente dokularda daha fazla absorbe olmaktadır.

2. Transmission (Derin Dokulara Geçiş): Işığın belli bir dalga boyunda

dokularda ulaştığı en derin uzaklıktır.

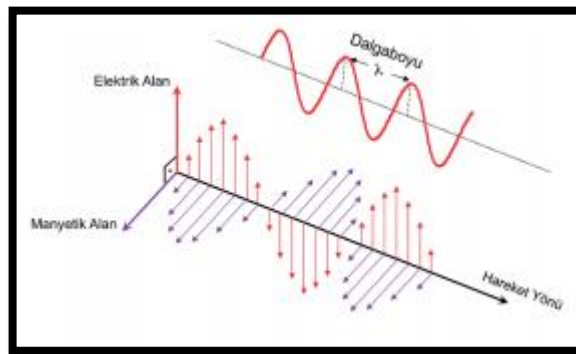
3. Reflection (Yansımaya): Lazerin dokuya çarpması sonucu bir kısım ışın demetinin yansımaya ile geri dönüşüdür. Lazer ışının dokulara geçişi yansıyan ve absorbe edilen ışın miktarı ile belirlenmektedir.

4. Scattering (Yüzeye Çarpıp Dağılma): Yansımaya yapan ışınların orijinal yönünden saparak ilerledikleri lateral yayılım alanlarıdır. Scattering uygulanan lazerin tipine göre değişiklik gösterebilir. Scattering miktarı dokudaki penetrasyonla aynı düzeydedir (68–71).

2.5.4. Işığın Elektromanyetik Dalga Özellikleri

Işıklar ilerlerken dalga özellikleri gösterir. Buna göre, ışık dalgaları, birbirine dik olan zamana ve konuma göre değişiklik gösterebilen elektrik ve manyetik alanlardan oluşur. Elektromanyetik dalga adı verilen bu dalgalar boşlukta 3×10^8 km/sn hızında ilerlerler. Bu ölçünün büyüklüğünü anlamak için şöyle bir kıyas yapılabilir. Dünyanın ekvator çevresi 40.000 km'dir. Işık hızında hareket eden bir elektromanyetik dalga bir saniyede, dünyanın çevresini 7 kez kat edebilir (11).

Boşluktaki dalganın hareket yönü, manyetik ve elektrik yönlerine diktir. (Şekil 2.1).



Şekil 2.1. : Boşluktaki Dalganın Hareket Yönü

Şekilde boşlukta hareket halinde olan elektromanyetik dalga için, alanlarının belli bir andaki konumuna göre değişimi gösterilmiştir. Şekilden de anlaşılacağı üzere dalganın şekli belli bir mesafeden sonra periyodik olarak tekrarlamaktadır. Dalga şeklinin tekrarlandığı en küçük uzunluğa dalga boyu (λ) denilmektedir. Sabit bir konumda olan gözlemci, hareket eden dalganın birim zamanda f (frekans) tane tam

salınımının yanından geçtiğini görecektir. F'ye frekans adı verilir ve Hertz birimiyle ölçülür. Boşlukta, frekans (f) ve dalga boyu (λ) arasındaki ilişki, $c=f \cdot \lambda$ denklemiyle gösterilir. C burada ışığın boşluktaki hızıdır. Farklı elektromanyetik dalgalar farklı renklerde görünmektedir. Örnek verecek olursak kırmızı ışık 650 nm (1 nanometre = 10^{-9} metre yani bir metrenin milyarda biri), mavi ışık 400-450 nm, kızılaltı (infrared) ışık 700 nm ile 300 mikron (1 mikron = 10^{-6} metre) arasındadır (11).

2.5.5. Diş Hekimliğinde Kullanılan Lazer Çeşitleri ve Özellikleri

Diyot lazer

Diyot lazer 1980'li yıllarda tıp alanında kullanılmaya başlanmıştır. Gelişen teknolojiyle birlikte 1989 yılında yeni uygulama alanları bulunmuştur. Diyet lazerin cerrahi alanında ilk kullanımı 1992 yılına dayanmaktadır. Diyet lazer yarı iletken kristalinden yapılmış katı hal lazeridir. Bu tür lazerlerin çalışması LED (Light Emitting Diode) cihazlarına benzemektedir, içinden elektrik geçince ışık verir (65).

Diyot lazerin diş hekimliğindeki kullanımı 800 nm 980 nm arasında dalga boylarına sahiptir. Diyet lazerler pigmente dokularda çok yüksek oranda emilim göstermektedir. Diyet lazerin önemli kullanım alanlarından bir tanesi de düşük doz lazer tedavilerinde biyostimülasyon amcıyladır (72–75).

Argon Lazer

Diş hekimliğinde ilk kullanılan lazerlerdir. Özellikle diş hekimliği cerrahisinde kanama kontrolü için kullanılmıştır (65). Argon lazerlerin ilk kullanılması 1970 yılında oftalmatoloji alanında 'fotokoagulasyon' uygulamaları için kullanılmaktadır. 1990'larda Argon lazerlerin hava soğutma tiplerinin çıkmasıyla beraber ağız içinde de kullanılmaya başlanmıştır.

Argon lazerler görünür spektrumda yer alırlar. Argon lazerlerin diş hekimliğinde kullanılan 2 dalga boyu bulunmaktadır (488 nm ve 514 nm). Diş hekimliğinde kompozit restorasyonların polimerizasyonu için kullanılan mavi ışın 488 nm dalga boyundaki argon lazerdir. Diş beyazlatmalarında kullanılan mavi ışında argon lazerdir. 514 nm dalga boyundaki argon lazer ile iyi bir hemostaz sağlanabilmektedir. Bunu hemosiderin, melanin, hemoglobin gibi pigmente

moleküllere sahip dokularda absorpsiyon göstererek sağlamaktadır. Argon lazerin hiçbir dalga boyu suda ya da dişin sert dokusunda absorbe edilemez. Bu özelliğinden dolayı gingival dokularda etkili cerrahi işlemler yapılabilir. Mine ve dentin zarar görmediğinden dolayı gingivoplasti, aftöz ülser, frenektomi, gingivektomi gibi yumuşak doku cerrahileri başarılı bir şekilde yapılabilmektedir (72–76).

Holmium:YAG Lazer

2100 nm dalga boyundaki lazerdir. Bu lazerin günümüz diş hekimliğinde kullanımı kalmamıştır. Yüksek güçlere çıkılabilmesi sayesinde sert kasifiye dokuları kaldırabilir. Daha çok temporomandibuler eklemdaki cerrahi işlemlerde kullanılmıştır (72–75). Sudaki emilimi Nd:YAG lazerlerle kıyaslandığında 100 kat daha fazladır.

Neodymium: YAG Lazer

Bu lazer 1064 nm dalga boyuna sahiptir. İçeriğinde melanin bulunan dokularda yüksek emilimi bulunmaktadır. Neodymium lazer hemoglobin içeren dokularda daha düşük dozda absorbe edilmektedir. Sudan geçişi yaklaşık olarak %90 dır. Diş hekimliğinde yumuşak dokularda koagülasyon ve kesme, sulkuler debridman olarak karşımıza çıkmaktadır. Diş sert dokularda çok az emilirler, bu sayede dişe komşu olan yumuşak dokularda güvenli bir şekilde çalışılmaya olanak sağlarlar. Nd:YAG lazerler çok iyi hemostaz sağladıklarından dolayı gingivektomi ve gingivoplasti işlemlerinde uygundur. Nd:YAG lazerler derin termal hasar yapmadıklarından dolayı postoperatif ağrısı da azdır. Nd:YAG lazer kullanılarak kanamasız ve minimal anestezi ile frenektomi yapılabilir (72–75).

Erbium Lazer

Erbium:YAG 2940 nm dalga dalga boyuna sahiptir. Erbium, Chromium:YSGG ise 2780 nm dalga boyundadır. İki farklı dalga boyunda bulanabilen bu lazerler invisible, nonionizing, infrared (görünmez, iyonize olmayan, kızılötesi) spektrumda yer almaktadır. Her iki lazer türünde hidroksiapatite yüksek afinite gösterip suda çok yüksek absorpsiyonu vardır. Dişteki gibi kemikte de hidroksiapatit ve suyun yoğun miktarlarda bulunmasından dolayı kemikle ilgili cerrahilerde sıklıkla kullanılabilir. Her iki dalga boyundaki lazerler de yumuşak dokudaki su içeriğinden dolayı yumuşak doku cerrahilerinde de kullanılırlar (72–75).

Karbondioksit (CO₂) Lazer

Kızılötesi spekturumun sonunda yer alan 10600 nm boyunda ki lazerdir. Karbondioksit lazerin bulunduğu bu dalga boyu suda iyi emilebilmektedir. Karbondioksit lazer güzel bir hemostaz sağlar. Dokuya sadece yüzeysel penetrasyon sağlayıp dokunun alt katmanlarına zarar vermez. Karbondioksit lazerin bu özelliği sayesinde liken planus, herpetik lezyonlar, aftöz ülserler gibi yüzeysel mukozal lezyonlarda tercih edilir. Karbondioksit lazer fibröz dokuların vaporizasyonunda da kullanılır.

Diş hekimliğinde kullanılan en yüksek dalga boylu lazer olan karbondioksit lazer hidroksiapatite en fazla absorbsiyona sahiptir. Erbium lazerden 1000 kat daha fazla dalga boyuna sahiptir. Bu sebepten dolayı yumuşak doku cerrahisinde kullanıldığında komşu diş yapıları dikkatle korunmalıdır (72-76).

Aleksandrit ve Ruby Lazerler

Bilinen en eski lazer türüdür. 720-780 nm dalga boyuna sahiptir. Kök yüzeyinden debris ve plakların temizlenmesinde kullanılırlar (77,78).

Eksimer Lazerler

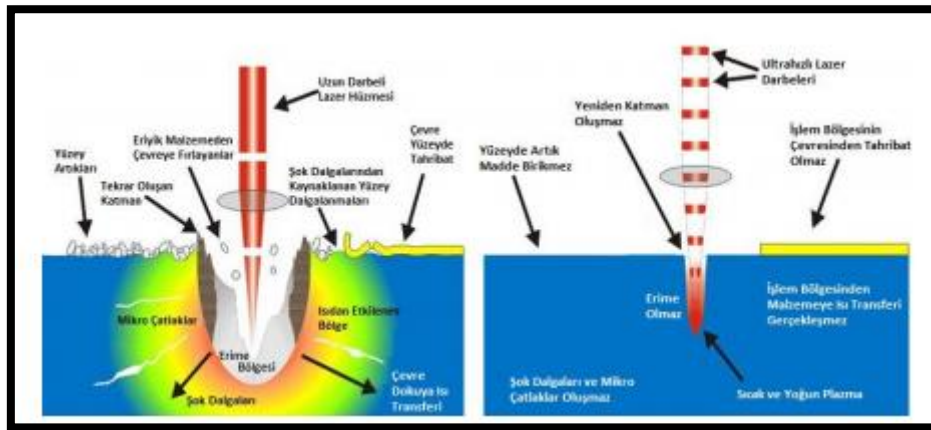
193-308 nm dalga boyundadır. Aktif madde olarak xenon (asalgaz) ve halojengaz (klor) içerir. Mine veya dentin pürüzlendirmesinde, kök kanalı veya kavite sterilizasyonunda kullanılırlar (77,79).

Titanyum Safir Lazerler

Titanyum safir lazerler katı hal lazer grubuna girmektedir. Katı hal lazerlerinde kullanılan kazanç ortamının fiziksel özellikleri sıvı, gaz ve yarı iletken lazerlerinkinden farklıdır. Katı hal lazerlerde optik kazanç sağlamak için, içerisine ışık veren iyon katkılanmış seramik, kristal veya camlar kullanılır. İlk katı hal lazer 1960 yılında icat edilen yakut lazerdir. Yakut, peridot, safir gibi mücevher taşlarının yanısıra yüksek saflıkta birçok sentetik kristal, cam, seramik de bu amaçla kullanılmaktadır. Ortama Tm⁺³, Er⁺³, Yb⁺³, gibi nadir toprak iyonları veya Cr⁺⁴, Cr⁺², Ti⁺³, gibi geçiş metal iyonları katkılanmış zaman, geniş bir dalga boyu aralığında lazer ışını üretmek mümkündür. Bu tür dalga boyu ayarlanabilir katı hal lazeri femtosaniye darbe üretimini mümkün kılar (11).

Femtosaniye lazerleri, uzunluğu femtosaniye (1 femtosaniye 10^{-15} saniye, başka bir deyişle saniyenin katrilyonda veya 1000 trilyonda birine karşılık gelen zaman aralığıdır) mesafesinde olan optik darbe üretiminde kullanılır. Bu tür lazerler hassas malzeme işleme, biyomedikal görüntüleme, faz uyumlu x-ışını üretimi, çok hızlı fotokimyasal olayların ölçümü, metrolojik uygulamalar (örneğin hassas frekans ve zaman ölçümü) yer almaktadır (11). Geçtiğimiz 50 yıllık dönemde, yeni femtosaniye lazerlere ihtiyaç duyulması bu bilimin gelişmesine katkı sağlamıştır. Bunun başlıca nedeni, birçok teknolojik uygulamada, belirli bir dalga boyunda çalışan ve kısa süreli darbe üretebilen lazer sistemlerine gereksinim duyulmasıdır. Biyomedikal doku görüntülemeye bir örnek verilecek olunursa, foton mikroskopisi sistemlerinde, yakın kızılaltı dalga boylarında (800-1400 nm) çalışan lazerler kullanıldığı takdirde, doku içerisindeki saçılmanın en aza indirgenebildiği, daha yüksek çözünürlükte ve derinden görüntü alınabildiğini bilinmektedir. Bu sistemlerde, çok foton soğurma verimini yüksek tutmak için, şiddeti yüksek olan lazer ışınımı tercih edilmektedir. Bu ihtiyaçlardan dolayı yakın kızılaltı bölgelerde çalışan verimli, düşük maliyette femtosaniye lazerlerin geliştirilmesi konusunda yoğun çalışmalar sürdürülmektedir (11).

Femtosaniye lazerler odaklandıkları malzemelerde, sadece odaklanılan bölgede yüksek hassasiyetle işlem yapılabilmesine olanak verir. Ayrıca çok kısa sürede çok büyük anlık güç uygulanabilmesi materyal üzerinde erime, kopma, parçalanma, debris bırakma gibi olaylara fırsat vermeden işlem yapılan bölgenin buharlaşmasını ve odaklandığı bölgenin çevresine nerdeyse hiç zarar verilmemesini sağlar (Resim 2.13) (12).



Resim 2.13. : Uzun darbe süreli lazerlerin (solda) ve kısa darbe süreli lazerlerin (sağda) materyal üzerine etkisi.

2.6. Porselenin Asitlenmesi

2.6.1. Hidroflorik Asit Uygulanması

Seramik yüzeylerde değişiklik oluşturup mekanik tutuculuk elde edilmesi genellikle asitle pürüzlendirme ya da yüzeye alümina parçacık püskürtülmesiyle oluşur.

Seramiklerin asitlerle pürüzlendirme işlemi 1980'li yıllara dayanır. Diş hekimliğinde kullanılan seramikler çok fazlı sistemlerdir, bu tür seramiklerin yapısında kristal faz ve bunu çevreleyen belirli bir şekli bulunmayan camsı faz bulunmaktadır (80). Asitle pürüzlendirme yapılmak istenildiğinde cam seramik maddeler kimyasal olarak daha etkin olduklarından bu bölgedeki atomlar daha fazla tepkimeye girerek daha yüksek oranda çözünürler (81). Seramik camsı yapı florinli asitlerle temas ettiğinde seramik yüzeyde değişiklikler oluşur. Seramiklerin pürüzlendirmesinde çoğunlukla (HFA) kullanılır (82).

HFA porselenin camsı fazına etki ederek 3-4 µm derinliğinde çözünme sağlar. Çözünmenin olduğu bölgelerde heksafluorosilikat oluşturur, bu bileşik su ile yıkanıp ortamdaki uzaklaştırıldığı zaman bal peteğine benzer boşluklu bir yapı oluşur. Burada çözülmüş olan cam matris bağlanma potansiyeli ve yüzey alanını artırarak mikrotutuculuk için ideal bir yapı oluşturur (80,83–85). Asitle pürüzlendirme yaparak seramik yüzeydeki istenmeyen artık oksit tabaka temizlenir ve seramik yüzeyin ıslanabilirliği artar (80). Seramik yüzeyde asitlemeyle birlikte oluşan mikroboşluklar seramikde bulunan kristal faz miktarı, bu kristallerin dağılımı ve kristallerin boyutlarıyla ilişkilidir.

HFA'nın seramik yüzeylerde pürüzlendirmesinin temeli floridin silikona olan ilgisidir. Floridin silikona olan ilgisi oksijenin silikona olan ilgisinden daha fazladır. Seramik yüzeye HFA uygulandığı zaman, seramiğin silika matrisi ile HFA arasında tepkime oluşur ve uçucu bir madde olan SiF₄ oluşur.

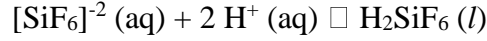


Tepkime sonucu oluşan silikon tetrafluoride (SiF₄) HFA ile tepkimeye girerek

heksafluorosilikat adında çözünebilen bir kompleks oluşturur.



Bu çözelti sonucu oluşan hidrojen iyonları heksafluorosilikat iyonu ile tepkimeye girer ve su ile yıkanarak uzaklaşan fluorosilik asit ($\text{H}_2\text{SiF}_6 (l)$) oluştururlar.



Bu tepkimeler sonucu seramik yüzeyde düzensiz ve boşluklu bir yapıya dönüşür. Mikroboşluklar, petek benzeri şekiller, andırkatlar, uzamış kristaller, sığ düzensizlikler ve pürüzlendirilmiş minede oluşan mikrotağlar pürüzlü fiziksel bir yapı oluşturur. Asitle pürüzlendirilen seramik yüzeyin pH sı değişir, yüzeyde bulunan $-\text{OH}$ iyonları artar ve silan bağlayıcı ajan ile kimyasal bağlantı kuracak şekilde silika oksitlerinin meydana daha fazla çıktığı bildirilmiştir (86).

Seramikler pürüzlendirildikten sonra ıslanabilirliği ve yüzey enerjisi yüzey alanının fiziksel ve kimyasal değişimi sonucu olarak artar, temas açısı azalır, silan bağlayıcı ajan seramik ile daha kolay tepkimeye girer, rezin bağlayıcı ajanın mikromekanik tutuculuğu artar (86).

Porselen yüzeylerin HFA ile pürüzlendirilmesi ve ardından silan uygulanması bağlantı kuvvetine etkisi literatürde incelenmiştir; silan uygulanması klinikte kendisini kanıtlamıştır (87).

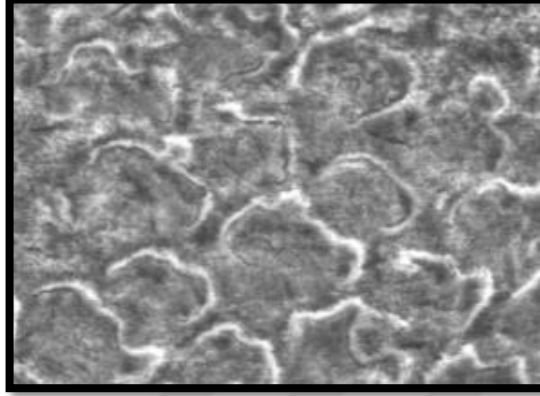
Diş hekimliğinde kullanılan HFA genellikle % 4-10'luk derişimdedir (88). Araştırmacılar % 9-10 luk HFA ile 60-120 saniye süreyle pürüzlendirme yeterli görmüştür (89,90).

HFA canlı dokuları yakma ve yok etme özelliğinden dolayı kullanımı kısıtlıdır. HFA yumuşak dokular üzerinde çok ciddi etkiler doğurabileceği rapor edilmiştir. HFA göz, deri ve mukozada ciddi yanıklar oluşturabilmektedir. % 5'lik HFA insan derisine temas ettiği zaman birkaç saat içinde ağrılı bir tepkimeye yol açabilir. Bu sebeplerden dolayı HFA çoğu ülkede kullanımı sınırlandırılmıştır (90).

2.6.2 Ortofosforik Asit

Ortodontide uzun yıllardır kullanılan yapıştırma tekniği Buonocore'un 1955 yılında yapmış olduğu asitle pürüzlendirmedi (3). 1955'den günümüze kadar gelen

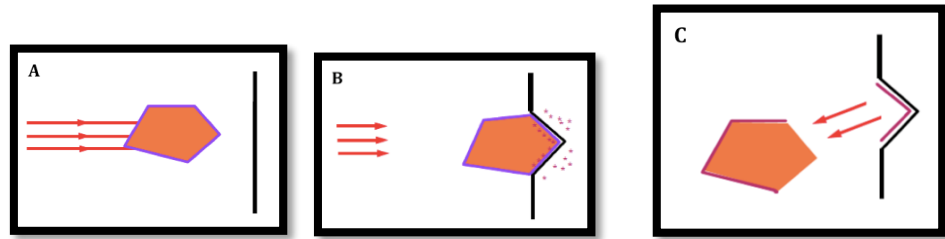
bu teknikle % 37'lik OFA 30 sn. uygulanarak mine yüzeyindeki kalsifiye yapıların çözünmesi sağlanır (Resim 2.14). Uygulanan asit hava su spreyi ile yıkanıp kurutulur, bu işlemleri takiben primer ve adeziv uygulanarak ataçman yapıştırılır.



Resim 2.14. : %37'lik ortofosforik asitle pürüzlendirilmiş minenin SEM görüntüsü

2.7. Tribokimyasal Yöntem

Tribokimyasal yöntemle pürüzlendirme, silika kaplı 30 – 110 μm büyüklüğündeki Al_2O_3 partiküllerinin 2-3 bar basınç altında yaklaşık 5 – 15 sn süreyle uygulanarak gerçekleştirilir. Al_2O_3 partiküllerinin seramik yüzeye çarpmasıyla oluşan çukurcuklar silika ile kaplanır. Bu tabaka sayesinde, seramik yüzeyine uygulanan silan tabakası arasındaki bağlantı kolaylaşır (Şekil 2.2) (91)



Şekil 2.2. : Tribokimyasal Yöntem: A) Silika kaplı partikülün püskürtülmesi
B) Partikülün yüzeye çarpması C) Partikülün yüzeye temas eden bölgesindeki tribokimyasal kaplama.

2.8. Diş Hekimliğinde Silanlar

Diş hekimliğinde kullanılan porselenin yüzeyi ile rezin siman arasındaki ara yüz teması kararlı ve bozulmayan bir bağ için önemli bir etmendir (92).

Adezyon iki maddenin birbiriyle olan yapışmasındaki kuvvettir. Adeziv

bağlanma; adherent (yapışılan) ve adeziv (yapışan) madde arasındaki yüzey enerjisi ve ıslanabilirliğe bağlıdır. Bir sıvının yüzeyi tamamen ıslatabilmesi ve yüzeyin her bölgesine dengeli şekilde yayılabilmesi için adezivin düşük viskoziteye sahip olması ve yüzey geriliminin de yüzeyin geriliminden daha düşük olması gerekir (89,93). Adezyonun temelinde yüzeyi pürüzlendirilen maddenin yüzey topografyasında olan değişiklikler bulunur (93).

Silanlar bifonksiyonel özellikleri sayesinde yüzeyin rezinlerle temasını ve ıslanabilirliğini arttırmakta, porselenin yüzey enerjisi arttırarak ve rezin simanın seramik yüzeyinin nemlendirilmesini arttırarak ıslak fiziksel adezyonu geliştirirler. Aynı zamanda seramik yüzeyi kimyasal olarak tepkimeye daha yatkın hale getirirler (89,93). Silanla kaplanan yüzey hidrofobik ve adeziv rezinlere karşı organofilik (hidrofobik) özellik kazanmaktadır, bu özelliklerden dolayı seramik yüzeyde oluşan mikroskopik boşluklara ve pürüzlü yüzeylerdeki düzensizliklere rezin adeziv daha iyi infiltre olur (89,94,95).

Seramiklerin rezin kompozitlerle aralarında oluşan bağın ağız içinde uzun süre kararlı olması istenir. Ağız içerisine simante edilen porselenler pH değişikliğine, ısı farkına ve ıslak bir ortama maruz kalırlar, bu ortamlarda kalan seramiklerin bağlantı arayüzünde stres ve çatlak oluşabilir (96). Silan uygulanması sayesinde seramik yüzey ile rezin siman arasında oluşan bağ devamlılık gösterir ve ara yüzdeki sızıntı en aza iner (92,97–103). Silanlarla gerçekleşen adezyonda hidrolitik stabilite konusunda farklı görüş sürenlerde olmuştur (104,105).

Rezin polimer matris ile silan arasında oluşan C-C kovalent bağları su ile parçalayıcı etkilere karşı çok dayanıklıdır. Aynı zamanda silan ile mineral arasında oluşan oksan bağı kovalent bağ olduğu için iyonik karektere sahiptir ve bu nedenle hidrolize duyarlıdır (106). Rezinlerin suyu emme 'sorption' ve suyu geçirme özelliklerinden dolayı seramik ile rezin arasında nemli bir ortam oluşabilmektedir. Seramik yüzeyde bulunan siloksan tabakasının ve hidrolitik stabilitesinin (siloksan bağının su ile parçalanmaya karşı kararlı duruşu) sulu ortam içerisinde siloksan bağındaki hidrolize bağlı olarak uzun sürede bozulduğunu düşünen yazarlar vardır (96,97,107–116,86). Si-O arasındaki bağların su emilimi sonrasında oluşan hidrolizi silan geçirgenliğini oluşturur (102).

2.9. Ağız İçi Koşulları Taklit Etme Yöntemleri

Termal Siklus

Diş hekimliğinde kullanılan dental restoratif materyaller ağız ortamında sürekli olarak pH ve ısı değişikliklerine maruz kalmaktadır (117). Nefes alıp vermek, yemek, içmek ağız içi sıcaklık değişikliklerine sebep olur. Ağız içerisindeki bu besinlerin ısıları yaklaşık 0 °C ile 60 °C arasında değişmektedir (118). Nefes alıp verme işlemi yada yeme içme olmadığı zamanlarda yani ağızın kapalı olduğu zaman ağız içi sıcaklık 35.2 ± 2.1 °C olarak ölçülmüştür (119).

İn vivo şartların benzerini sağlamak için in vitro yöntemlerden yararlanılabilir. Dental restoratif materyallerin değerlendirilebilmesi için yapılan çalışmalarda in vivo şartları taklit etmek için termal siklus kullanılabilir.

2.10. Bağlanma Direnci Testleri

Günümüz diş hekimliğinde sıklıkla kullanılan adezivlerin etkinliklerinin değerlendirilmesi için farklı yöntemler kullanılmaktadır. En etkin yöntem tahmin edileceği gibi klinik çalışmalardır. Ancak klinik çalışmaların uzun dönem takiplerinin zaman alıcı ve standart olarak gerçekleştirilmesinin zor olacağından, in-vitro bağlantı dayanım testleri diş hekimliğinde sıklıkla kullanılmaktadır (120,121).

Bağlanma direnci testleri, adeziv-aderent arasındaki bağlantıyı bozarak başarısızlığa neden olan minimum kuvveti ölçer. Bağlanmayı bozarak aslında bağlanmanın ne kadar kuvvetli olduğu görülmek istenir (121,122).

Bağlanma direnci sonuçlarını çok sayıda değişken etkileyeceğinden dolayı bu testler standardize edilmeye çalışılmıştır. Bunu sağlamak için Uluslararası Standardizasyon Organizasyonu (ISO) tarafından 1994 yılında 'Dental Materyaller-Diş Dokusuna Adezyon Testleri' başlıklı bir döküman yayınlamıştır. Böylelikle farklı üretici ve araştırmacıların dökümanda belirtilen prosedürleri takip ederek elde edilen verilerin standardizasyonu ve kıyaslanabilmesi hedeflenmiştir (121,123).

ISO 11405 (2003)'e göre bağlantı direnci testleri çekme bağlanma direnci testi (tensile bond strength) ve makaslama bağlanma direnci testi olarak ikiye ayrılır. Ancak son yıllarda daha küçük yüzeylerin değerlendirilmesini sağlayan mikro-çekme bağlanma direnci (microtensile bond strength) testi ve dişlerde bölgesel

değişikliklerin bağlanma direncine etkisini değerlendiren mikro-makaslama direnci (microshear bond strength) kullanılmaktadır (121,123,124).

2.10.1. Çekme (Tensile) Bağlantı Direnci Testleri

Çekme testlerinde kopma kuvveti, hazırlanan örneğe 90° açı ile gelmelidir. Çekme testlerinde örneğin doğru konumlanması kuvvet dağılımının uniform olabilmesi için önemlidir. ISO 11405 (2003) teknik dökümanında tarif edildiği gibi özel ekipmanın kullanılması ile test cihazı, hazırlanan örnekle adeziv materyal arasında doğru konumlanıp bu stabilite test süresince korunabilir. Kuvvetin doğrultusundaki ya da örneğin konumundaki en ufak sapmalar kuvvet dağılımının uniform olmamasına ve sonucun etkilenmesine sebep olabilir. Ayrıca çekme testlerinde örnek hazırlanırken oluşabilecek mikroçatlaklar test sonucunu etkileyebilir (121,123,125)

2.10.2. Makaslama (Shear) Bağlantı Direnci Testleri

Bağlanma testleri içinde en sıklıkla kullanılan makaslama testleridir. Makaslama testlerinde kopma kuvveti, hazırlanan örneklere paralel olarak uygulanmaktadır. Ayrıca kuvveti uygulayacak olan uç diş-adeziv bağlanma yüzeyine mümkün olan en kısa mesafeden uygulanmalıdır, aksi takdirde dönme momenti oluşabilir. Makaslama testleri ağız ortamını en iyi taklit eden testlerdir. Bu testlerin kuvvet dağılımı daha uniformdur (121,124,126).

2.11. Bağlanma Kuvveti Testleri Sonucu Meydana Gelen Kopma Tiplerinin Değerlendirilmesi

Kopma tipleri oluşum şekillerine göre 3 grupta incelenebilir.

- **Koheziv kopma**, aynı maddenin kendi içinde (adeziv veya aderentin kendi içerisinde) oluşan kopmalardır.
- **Adeziv kopma**, adeziv ve aderent arasında oluşan kopmalardır. Porselen ve rezin siman arasında oluşur.
- **Karışık kopma**, koheziv ve adeziv kopmanın beraber olduğu kopmalardır (127).

2.11.1. Adhesive Remnant Index (ARI)

Braketler koparıldıktan sonra kalan adeziv miktarını ölçmek için kantitatif (nicel) ve kalitatif (nitel) yöntemler bulunmaktadır. Nitel yöntemler; sonlu elemanlar analizi, taramalı elektron mikroskobu (SEM), 3 boyutlu profilometre, model üzerinde ölçüm alan ve ağırlık değerlendirmeleri şeklindedir (128–130). Nicel yöntemlerde ise orijinali 4 dereceli skala olan ve modifiye edilmişinde 5 derece skalası bulunan subjektif bir yöntem olup, görsel olarak değerlendirmeye bulunan ARI skor sistemidir (131). Bergland ve Artun isimli araştırmacılar braketlerin kopmasından sonra diş ya da porselen üzerinde kalan adeziv miktarını değerlendirmişlerdir. Bu indeksde;

- **Skor 0** = Diş üzerinde hiç adeziv kalmaması,
- **Skor 1** = Adezivin yarısından daha azının diş üzerinde kalması,
- **Skor 2** = Adezivin yarısından fazlasının diş üzerinde kalması,
- **Skor 3**= Braketin mesh yapısının iziyle beraber tüm adezivin diş üzerinde kalmasıdır.

Uzun zamandır ARI skorları, ortodontik adezivler üzerine yapılan çalışmalarda en çok kullanılan değerlendirme yöntemidir. Bu nedenle Bergland ve Artun buldukları ARI sistemini genişleterek 5 veya 6 skalaya ayıran çalışmalar yapmışlardır (132–134).

2.11.2. Porcelan Fracture İndeks (Porselen Kırılma İndeksi)

Seramik yüzeyde hasar olup olmadığını tespit etmek için nitel bir yöntem olan 0 dan 3 e kadar skor verilerek yapılan porselen fracture index (PFI) skorlaması yapılmıştır (1). Bu skorlama sistemine göre;

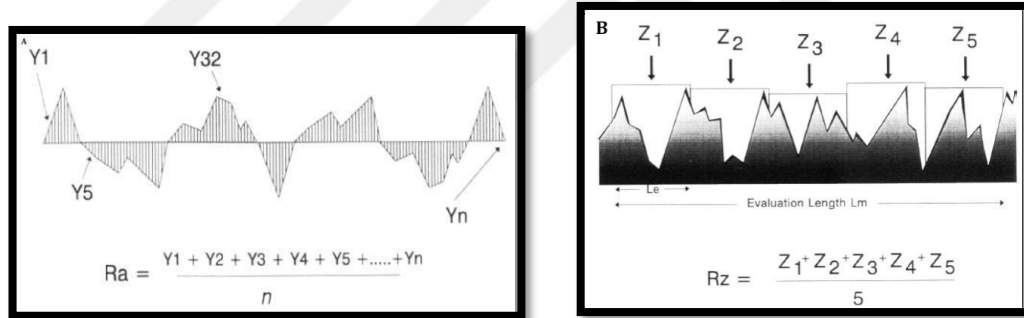
- **Skor 0** = Seramik yüzey hasar görmemiş
- **Skor 1** = Yüzeydeki hasar glaze tabakasıyla veya sadece seramik kısmın üst yüzeyiyle sınırlı
- **Skor 2** = Seramik yüzeyinde rezinle tamir gerekecek veya restorasyonun değiştirilmesini gerektirecek şekilde kayıp
- **Skor 3** = Seramiğin kor materyalini ortaya çıkaracak şekilde büyük hasar oluşması

Burda istenen skorlar daha çok düşük skorlar olmalıdır.

2.12. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Yöntemleri

Yüzey pürüzlülüğünü ölçmek için birçok yöntem kullanılır. Dental materyallerin yüzey pürüzlülüğünün ölçümünde taramalı ve optik elektron mikroskobu, detaylı topografik (bölge anatomisi) yüzey görüntülerini nanometrik çözünürlükte verebilen atomik kuvvet mikroskobu, yüzey profil analizi gibi yöntemler kullanılmaktadır (135).

Yüzey pürüzlülüğünün belirlenmesinde en çok tercih edilen yöntem, belli bir alandaki bölgenin anatomisinin, hassas bir uç ile taranmasıyla gerçekleştirilen yüzey profil analizidir (136). Yüzey profil analizinde Rz, Rmax, Ra ve Rk parametreleri kullanılmaktadır. Rz parametresi ölçüm yapılan alanın beşe bölünmesi, her bir parçadaki en tepe nokta ile en derin nokta arasındaki farkların ortalamalarının alınmasıyla elde edilir ve örnekteki yüzey pürüzlülük derecesini tanımlamak için kullanılır (137). Ra ise yüzeyin genel olarak pürüzlülüğünü tanımlar ve ölçüm yapılan alandaki pürüzlülük profilini aritmetik bir ortalama olarak verir (Şekil 2.3).



Şekil 2.3. : Yüzey profil analizinde kullanılan parametrelerin grafikleri: A) Ra parametresinin grafiği B) Rz parametresinin grafiği.

Whitehead ve diğerlerinden alınmıştır (137).

3. MATERYAL VE METOT

Bu in vitro çalışma, Dicle Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri koordinatörlüğü tarafından desteklenen DİŞ.17.006 numaralı destek projesi ile alınan sarf malzemeler kullanılarak Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı'nda yürütüldü.

Metal ve seramik braketlerin hibrit seramik CAD-CAM materyali üzerinde yapılan farklı yüzey pürüzlendirmelerinde makaslama dirençlerinin değerlendirilmesi amaçlanan bu tez çalışmasının yapım aşamaları Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ve Gaziantep Üniversitesi Araştırma Laboratuvar'larında gerçekleştirildi. Çalışmada kullanılan materyaller, Tablo 3.1'de gösterilmiştir.

Tablo 3.1. Çalışmada Kullanılan Materyallerin İçeriği Ve Uygulama Şekli

Gereçler Üretici Firma Seri no	Uygulama şekli	İçerik
VITA Enamic 1M1 HT (Hibrit seramik blok) VITA Zahnfabrik, Bäd Sackingen, Germany Seri No: 85398958	CAD-CAM cihazında frezelenerek restorasyon elde edilir.	Alüminyum oksitle güçlendirilmiş feldspatik seramik
Ortofosforik Asit Panora 200 (Imicryl Diş Malzemeleri San. Ve Tic A.Ş., Konya, Turkey (Seri No:15316)	Yüzeye uygulanıp 30 saniye beklenir, hava su spreyi ile yıkanıp kurutulur	%37'lik OFA
Hidroflorik Asit (Porch-Etch™ Reliance Orthodontic Products Inc.- A.B.D.)	Yüzeye uygulanıp 60 saniye beklenir, hava su spreyi ile yıkanıp kurutulur	%9'luk HFA
Transbond™ XT (3M Unitek, Monrovia, CA, A.B.D) Primer (Seri No: N628038)	Yüzeye uygulanıp hava spreyi ile yayılması sağlanır.	Bis-GMA %45-55 TEGDMA %45-55 4-(dimetilamino)-benzen etanol <%3 DL-kamforokinon <%3 Hidrokinon <%3

Gereçler Üretici Firma Seri no	Uygulama şekli	İçerik
Transbond™ Composite (3M Unitek, Monrovia, CA, A.B.D) Yapıştırıcı (Seri No: N660371)	Braket tabanına yeteri kadar uygulanıp ışıkla polimerize olması beklenir.	Bis-GMA %10-20 Bisfenol A Bis (2- hidroksietil eter) DMA %5- 10 Silan uygulanmış kuartz %70-80 Silan uygulanmış silika <%2 Difeniliodoium hekzaflorofosfat <%0.2
Cojet kumu 3M™ ESPE™ COJET SAND 70-2011-0054-5 A.B.D	10 mm mesafeden dik şekilde 2.8 bar basınçla 5 saniye uygulandı.	Aluminiyum Oksit >97 * Synthetic Amorphous Silica, Fumed, Crystalline Free <5 Titanium Dioxide <0.6
Silan Reliance™ porcelain conditioner Reliance Orthodontic Products Inc.- A.B.D.)	İnce bir tabaka olacak şekilde bond fırçasıyla uygulanır 60 saniye ya da kuruyana kadar beklenir.	Silan maddesi
Soğuk akrilik (Imicryl, Konya/Türkiye)	Polimerizasyonu normal oda şartlarında kendi kendine olmaktadır.	Kadmiyum içermez ve partikül büyüklüğü homojen ve uygundur. • Likit metilmetakrilat monomer içermektedir. • Hamurlaşma süresi kısaadır.

3.1. MATERYAL

3.1.1. DeneY Gruplarının Hazırlanması İçin Kullanılan Materyaller

1. VITA Enamic (VITA Zahnfabrik, Bäd Sackingen, Germany)
2. Metkon™ Micracut 201 (Metkon, Bursa-Türkiye) kesme cihazı
3. 600,800,1000 silikon karbit zımparalar (3M™ Wetordry™, 3M, St. Paul, MN, A.B.D)
4. Ultrasonik temizleme cihazı (Ultrasonic Cleaner CD 4820)
5. Er-YAG lazer ($\lambda=2940$ nm; Fotona, Horse Fidelis, Ljubljana, Slovenya)
6. Nd-YAG lazer ($\lambda=1064$ nm; Fotona, Horse Fidelis, Ljubljana,

Slovenya)

7. %37'lik Ortofosforik asit Panora 200 (Imicryl Diş Malzemeleri San. ve Tic A.Ş., Konya, Turkey)
8. %9'luk Hidroflorik asit (Porch-Etch™ Reliance Orthodontic Products Inc.- A.B.D.)
9. Cojet kumu ve Cojet kiti (3M™ ESPE™ 3M, St. Paul, MN, A.B.D)
10. Titanyum safir (Ti-safir) femtosaniye lazer (Quantronix, IntegraC 3.5, NY, A.B.D.)
11. Silan Reliance™ porcelain conditioner (Reliance Orthodontic Products Inc.- A.B.D.)
12. Transbond XT Primer (3M Unitek, Monrovia, CA, A.B.D)
13. Transbond XT Kompozit (3M Unitek, Monrovia, CA, A.B.D)
14. 0.018 sol üst santral metal braket (Master Series, American Orthodontics, Sheboygan, Wisconsin, A.B.D)
15. 0.018 sol üst santral porselen braket (American Orthodontics 20/40™ Wisconsin, A.B.D.)
16. Işıkla polimerizasyon cihazı, Valo Cordless (Ultradent Products, South Jordan, Utah, A.B.D)

3.1.2. Termal Döngü

Termal siklus cihazı (Julabo GmbH, Seelbach/Almanya)

3.1.3. Deney Gruplarının Akrilik Bloklara Gömülmesi

- Soğuk akrilik (Imicryl, Konya/Türkiye)
- 20 mm çapında kalıplar

3.1.4. Makaslama Kuvveti Testi

Universal test cihazı (Instron 3345, A.B.D)

3.1.5. Stereomikroskop

Leica Stereomikroskop (Wetzlar, Germany)

3.1.6. Taramalı Elektron Mikroskobu

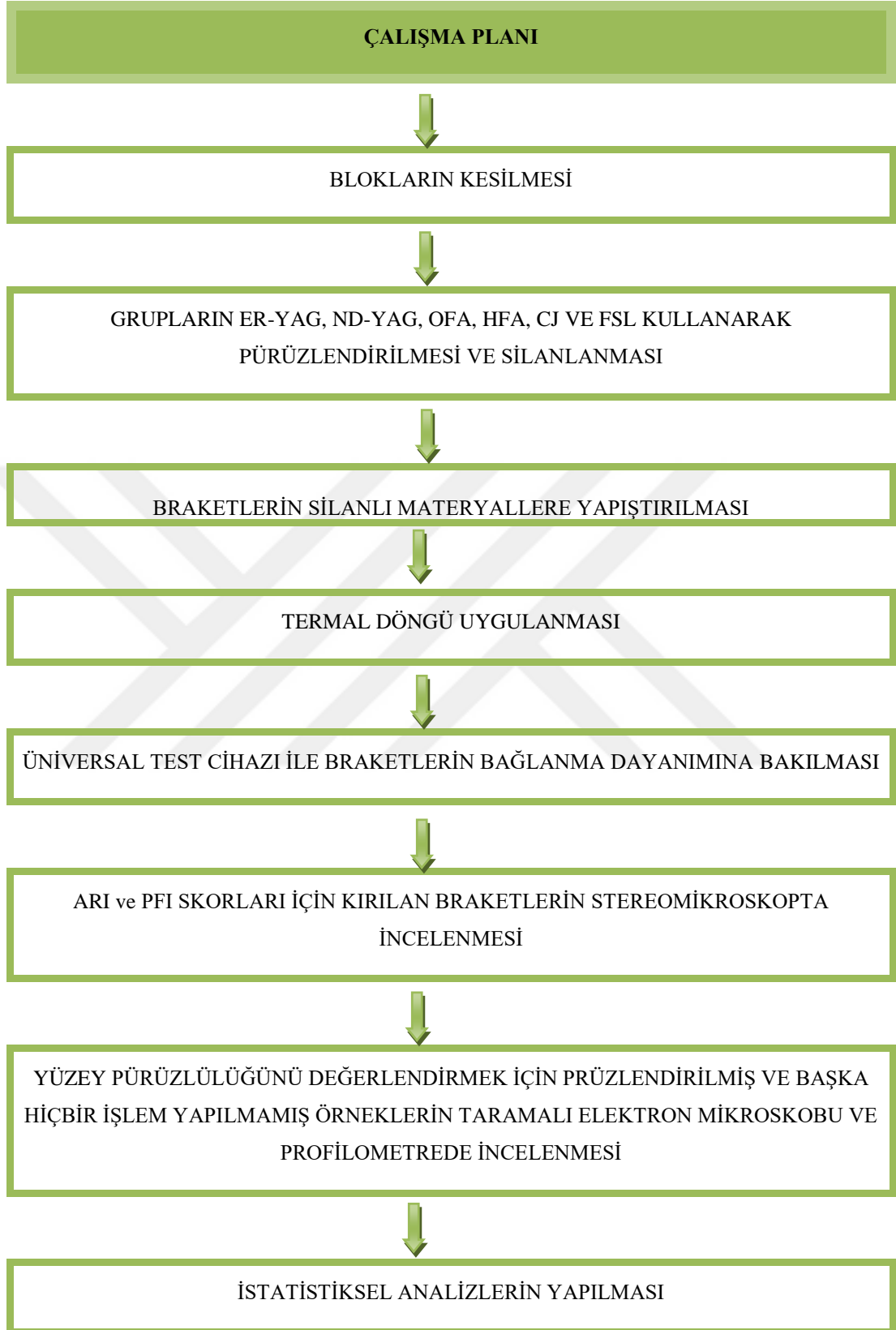
Jeol Taramalı Elektron Mikroskobu (JSM-6390 LV, Tokyo-Japan)

3.1.7. Profilometre

Profilometre cihazı (AEP NanoMap-LS, CA-A.B.D.)

3.2. METOT

Metal ve seramik braketlerin hibrit seramik CAD-CAM materyali üzerinde yapılan farklı yüzey pürüzlendirmelerinde makaslama dirençlerinin değerlendirilmesi için yapılan bu in vitro çalışmada sırası ile; CAD-CAM blokları yaklaşık 2 mm kalınlığında olacak şekilde kesilmesi, eşit kalınlıkta kesilen blokların yüzeylerinin zımparalanması, blokların ultrasonik suda yıkanması, numunelerin gruplara ayrılması, 6 farklı pürüzlendirme yöntemlerinin yapılması, prüzlenen örneklerin silanlanması, silanlı materyallerin adeziv uygulanarak braketlerin yapıştırılması, distile suda bekletilmesi, termal döngü uygulanması, braketlenmiş numunelerin akrilik kaideye gömülmesi, bağlanma dayanım testi uygulanması, stereomikroskop, taramalı elektron mikroskobu ve profilometrede incelenmesi ve sonuçlarının istatistiksel analizinin yapılması aşamaları ile gerçekleştirilmiştir.



Şekil 3.1. : Çalışma Planı

3.2.1. Numunelerin Kesilmesi

1 M1 – HT EM-14 (12x14x18) VITA Enamic (Vita Zahnfabrik Hrauter GmbH & Co Postfach Almanya) CAD-CAM blokları (Resim 3.1) Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi laboratuvarında Metkon™ Micracut 201 (Metkon, Bursa-Türkiye) (Resim 3.2) kesme cihazı kullanılarak ~2*12*14 mm kalınlığında kesildi.



Resim 3.1. : VITA Enamic bloklar

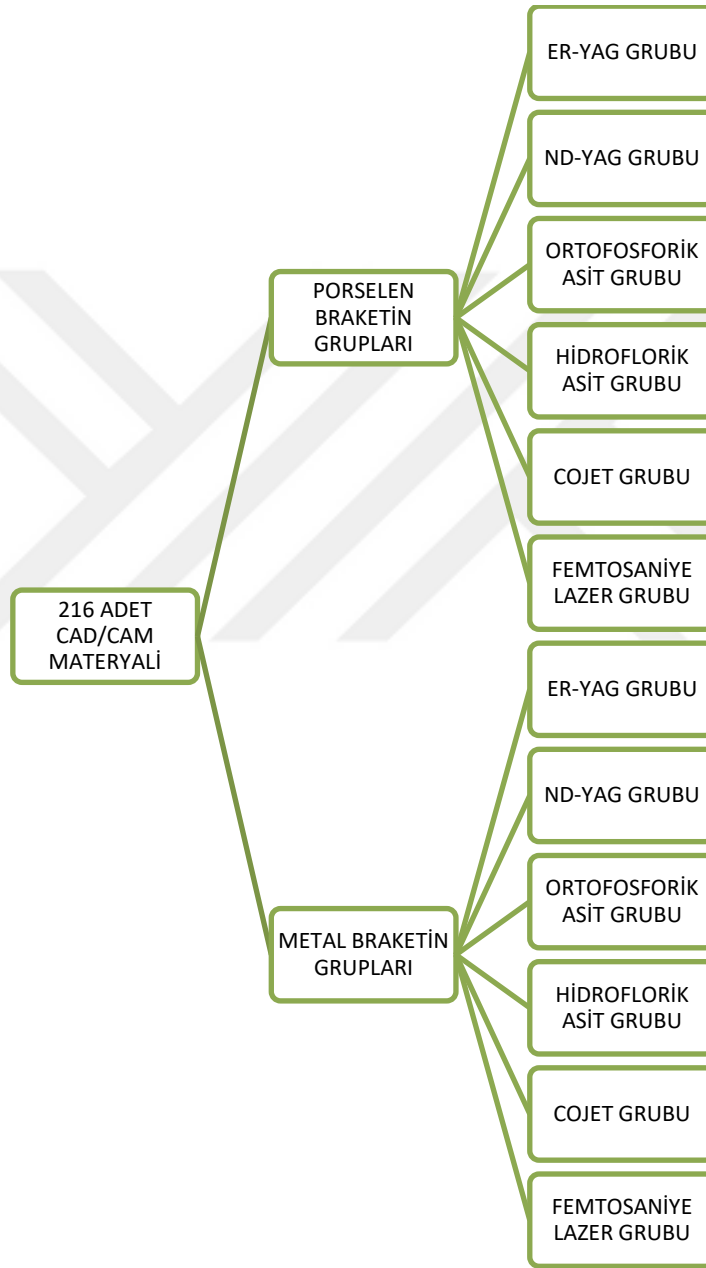


Resim 3.2. : Metkon™ micracut 201 kesme cihazı

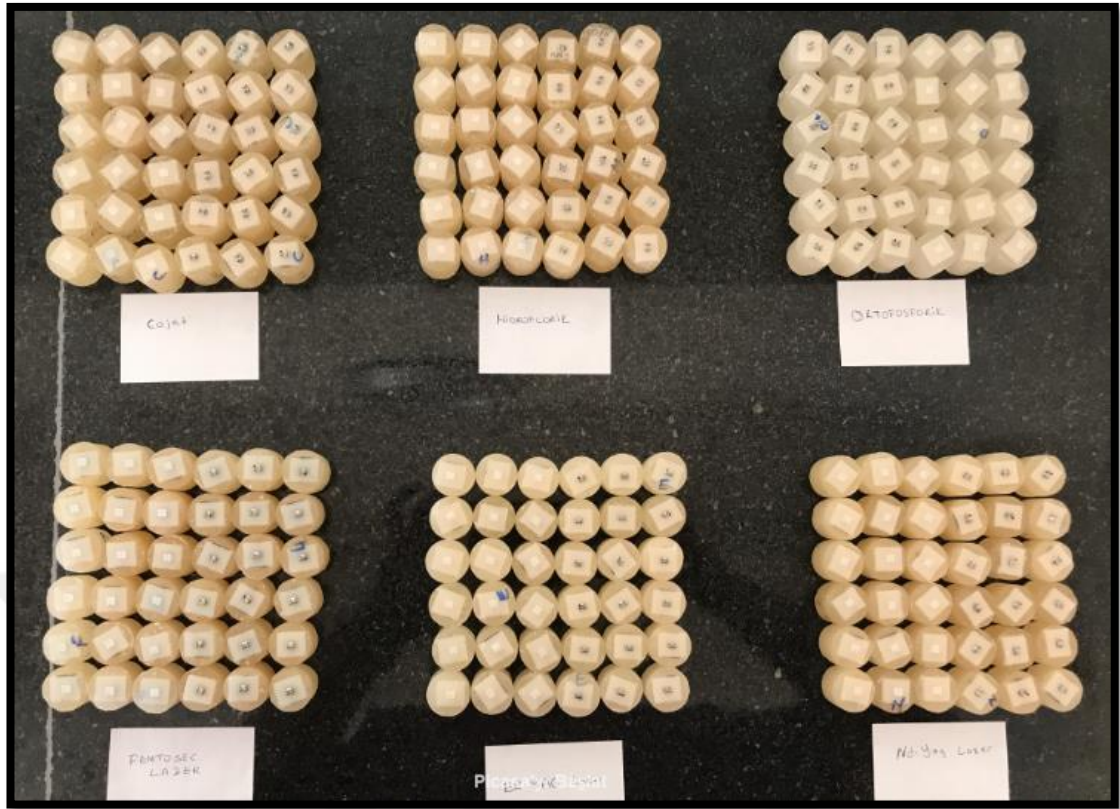
50 adet bloktan 250 adet numune elde edildi. Kesimi tamamlanan numuneler 600, 800, 1000 silikon karbit zımparalarla yüzeyleri düzleştirildi.

3.2.2. Yüzey Pürüzlendirme İşleminin Yapılması

250 adet numune seramik ve metal braket olmak üzere 2 ana gruba ayrıldı. Daha sonra ana gruplar herbiri 18'er olacak şekilde 6'şar adet alt grup oluşturuldu (Şekil 3.2) (Resim 3.3). 216 örnek ayrı ayrı gruplar halinde pürüzlendirme işlemi yapılmadan önce ultrasonik banyoda 10'ar dakika temizlendi (Resim 3.4).



Şekil 3.2. : Grup şeması



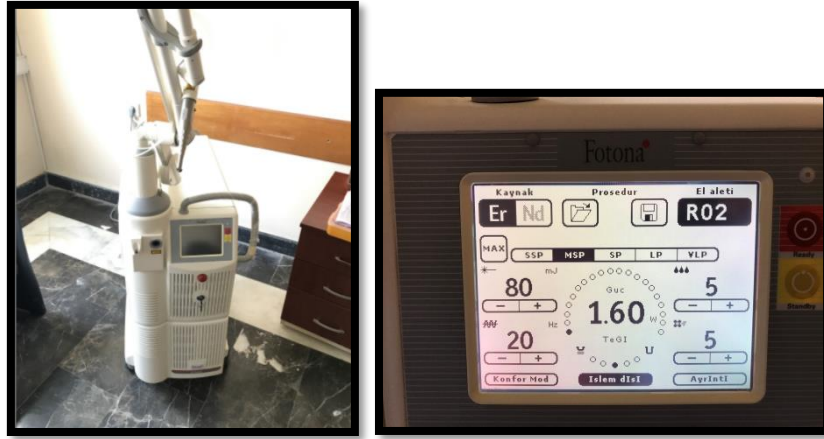
Resim 3.3. : Tüm örneklerin gruplanmış hali



Resim 3.4. : Ultrasonik temizleme cihazı

- **Er-YAG Lazer Grubu**

Er-YAG grubu örneklerin oluşturulması için Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesinde bulunan İleri Teknoloji ve Araştırma Merkezine (İLTEK) bağlı hizmet veren fotona lazer ünitesi kullanıldı (Resim 3.5).



Resim 3.5. : Er-YAG lazer ünitesi ve ekranı

Er-YAG lazer grubunu ($\lambda=2940$ nm; Fotona, Horse Fidelis, Ljubljana, Slovenya) 1 mm uzaklıktan non-kontakt uç ile 80 mJ atım enerjisi, 100 ms atım genişliği olan, 20 Hz frekansta, 1.6 W gücünde 20 sn süreyle su soğutmasıyla braket taban alanı genişliği olacak şekilde 36 örneğe uygulanmıştır.

- **Nd-YAG Lazer Grubu**

Nd-YAG lazer grubunu oluşturmak için 36 adet örneğe Selçuk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesinde bulunan İLTEK merkezinde hizmet veren fotona lazer ünitesi kullanıldı (Resim 3.6). Nd-YAG ($\lambda=1064$ nm; Fotona, Horse Fidelis, Ljubljana, Slovenya) lazer ile pürüzlendirme yapmak için yaklaşık braket tabanının geleceği alana 300 μ m fiber el aleti ile 20 saniye boyunca 1 mm mesafeden non-kontakt uç ile 100 mJ atım enerjisi, 150 μ s atım genişliği olan, 2 W, 20 Hz değerleri kullanıldı.



Resim 3.6. : Nd-YAG lazer ünitesi ve ekranı

- **Ortofosforik Asit Grubu**

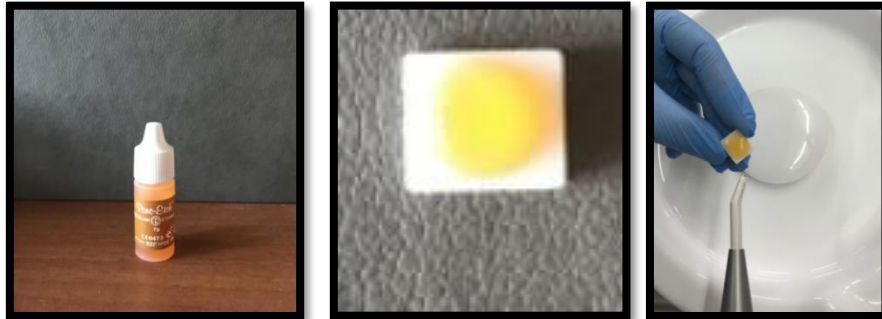
36 adet örneğe %37'lik OFA Panora 200 (Imicryl Diş Malzemeleri San. Ve Tic A.Ş., Konya, Turkey) 60 saniye süre ile uygulandı. Bu süre sonunda 60 sn boyunca hava su spreyi ile yıkanıp kurutuldu (Resim 3.7).



Resim 3.7. : Ortofosforik grubunun yapım aşamaları

- **Hidroflorik Asit Grubu**

36 adet örneğe %9'luk HFA (Porch-Etch™ Reliance Orthodontic Products Inc.- A.B.D.) 60 saniye boyunca örnek yüzeyine uygulandı. Bu süre sonunda 60 saniye hava su spreyi ile yıkanıp kurutuldu (Resim 3.8).



Resim 3.8. : Hidroflorik Grubu Yapım Aşamaları

- **Cojet Grubu**

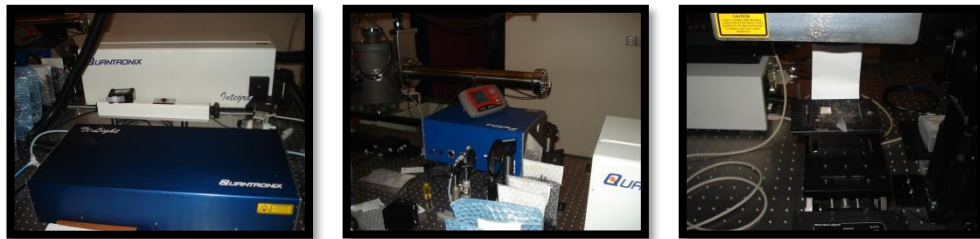
36 adet örnek 30 µm partikül boyutundaki silika kaplı alüminyum oksit (Al₂O₃) parçacıkları Cojet sistem kullanılarak (3 M ESPE, St. Paul, MN, A.B.D.) ~10 mm mesafeden dik şekilde 2.8 bar basınçla 5 sn süreyle uygulandı. Numuneler üzerinde kalan parçalar hava spreyi ile uzaklaştırıldı (Resim 3.9).



Resim 3.9. : Cojetin basıncını gösteren basınç ölçer ve cojet kumu

- **Femtosaniye Lazer Grubu**

36 adet örnek Selçuk Üniversitesi İLTEK’de bulunan femtosaniye lazer kullanarak pürüzlendirildi. Titanyum safir (Ti-safir) femtosaniye lazer (Quantronix, Integra-C-3.5, NY, A.B.D.) 90 fs puls genişliğine sahip 800 nm dalga boyunda 85.5 mHz tekrarlamaya sahip, Kerr lensli, mod-kilitli Ti:Safir Lazer (Quantronix, Ti:light, NY, A.B.D.) ile pompalanarak ampifikasyon lazer için demet oluşturmaktadır (Resim 3.10) .



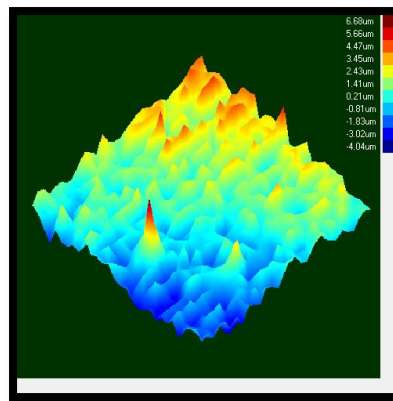
Resim 3.10. : Ti: safir Femto saniye lazer

Oluşan lazer demeti bilgisayar kontrollü mikro işleme sistemine (Quantronix, Qmark, A.B.D.) aynalar ile taşınarak örneklerin tarama işlemi gerçekleştirilmiştir. Mikro işleme ünitesi 11 cm odak uzaklığına, f-theta lense sahip 5x5 cm² tarama alanı sunan bir sistemdir. Daha önceki çalışmalar referans alınarak farklı dozlar denenerek

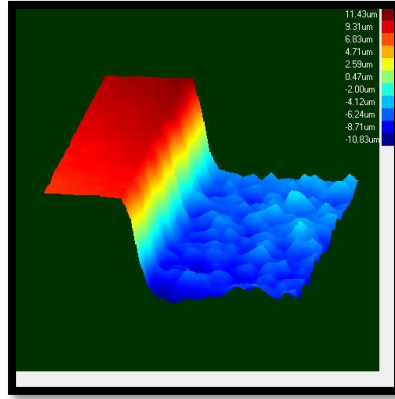
uygun dozu bulabilmek için numuneler tarandı (138). Yapılan pilot çalışmada uygun dozun belirlenmesi için profilometre kullanıldı. Uygun dozun bulunabilmesi için 12 adet farklı pilot çalışma yapıldı. Yapılan bu dozlar şöyledir;

1. 50 mw gücünde 0.01 mm aralıklarla (Resim 3.11)
2. 50 mw gücünde 0.03 mm aralıklarla (Resim 3.12)
3. 50 mw gücünde 0.05 mm aralıklarla (Resim 3.13)
4. 150 mw gücünde 0.01 mm aralıklarla (Resim 3.14)
5. 150 mw gücünde 0.03 mm aralıklarla (Resim 3.15)
6. 150 mw gücünde 0.05 mm aralıklarla (Resim 3.16)
7. 250 mw gücünde 0.01 mm aralıklarla (Resim 3.17)
8. 250 mw gücünde 0.03 mm aralıklarla (Resim 3.18)
9. 250 mw gücünde 0.05 mm aralıklarla (Resim 3.19)
10. 350 mw gücünde 0.01 mm aralıklarla (Resim 3.20)
11. 350 mw gücünde 0.03 mm aralıklarla (Resim 3.21)
12. 350 mw gücünde 0.05 mm aralıklarla (Resim 3.22)

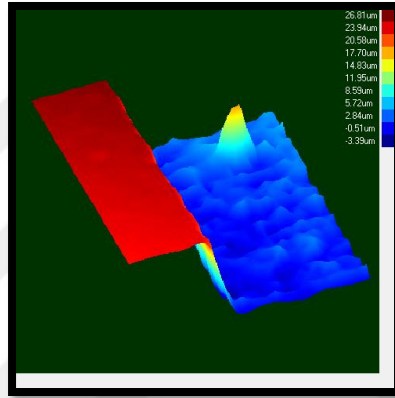
Yapılan bu pürüzlendirme işlemi 30 mm/sn işaretleme hızı, 125 mm/sn. frekans ile yapılmıştır.



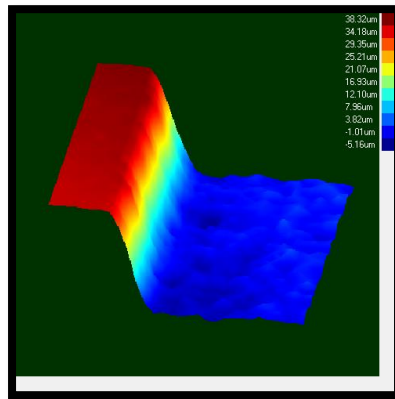
Resim 3.11. : 1 nolu dozun profilometre görüntüsü



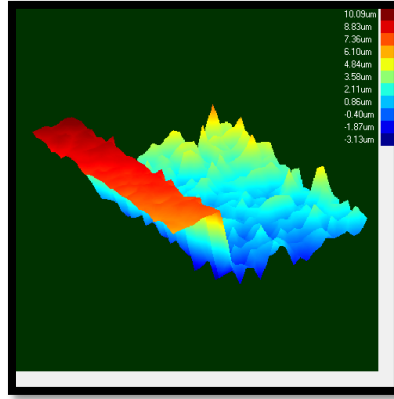
Resim 3.12. : 2 nolu dozun profilometre görüntüsü (pürüzlendirme yapılan ve yapılmayan alan)



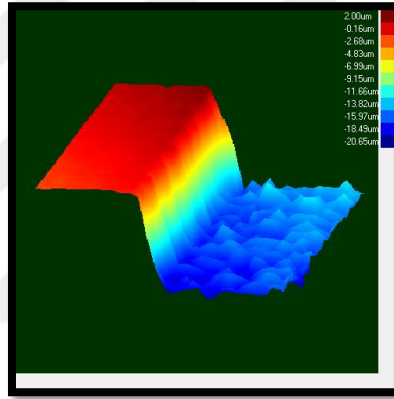
Resim 3.13. : 3 nolu dozun profilometre görüntüsü (pürüzlendirme yapılan ve yapılmayan yerlerin kesişiminden)



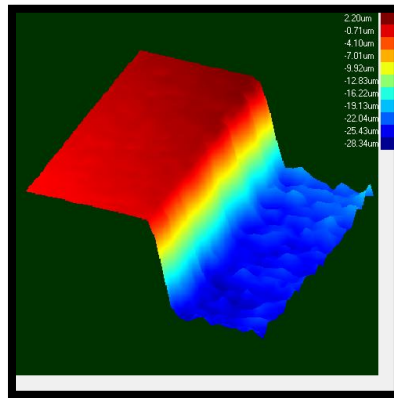
Resim 3.14. : 4 nolu dozun profilometre görüntüsü (pürüzlendirme yapılan ve yapılmayan yerlerin kesişiminden)



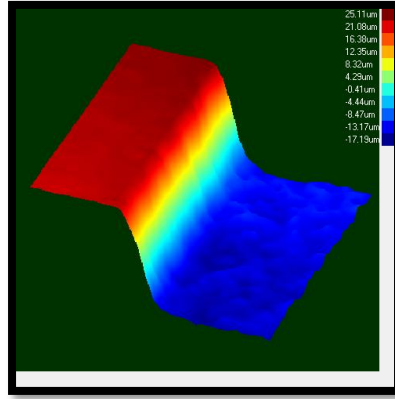
Resim 3.15. : 5 nolu dozun profilometre görüntüsü (pürüzlendirme yapılan ve yapılmayan yerlerin kesişiminden)



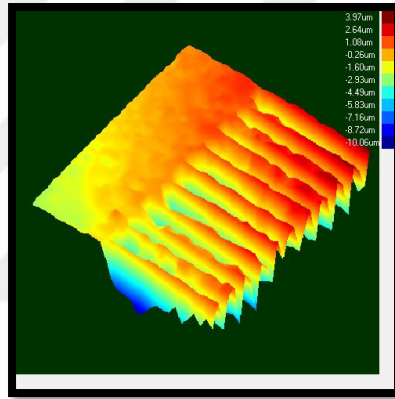
Resim 3.16. : 6 nolu dozun profilometre görüntüsü (pürüzlendirme yapılan ve yapılmayan yerlerin kesişiminden)



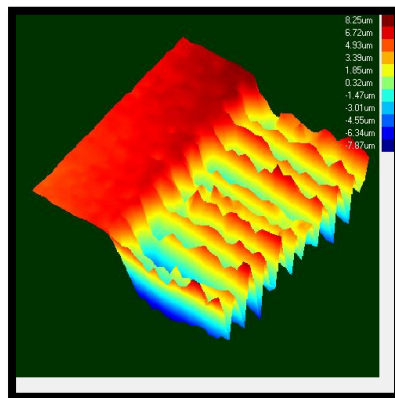
Resim 3.17. : 7 nolu dozun profilometre görüntüsü (pürüzlendirme yapılan ve yapılmayan yerlerin kesişiminden)



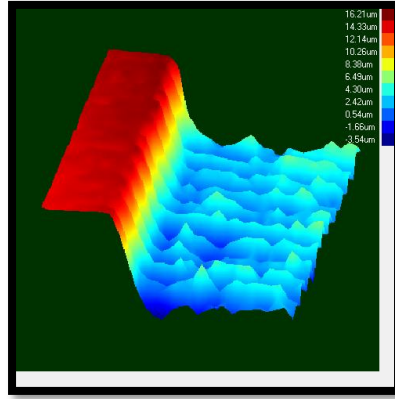
Resim 3.18. : 8 nolu dozun profilometre görüntüsü (pürüzlendirme yapılan ve yapılmayan yerlerin kesişiminden)



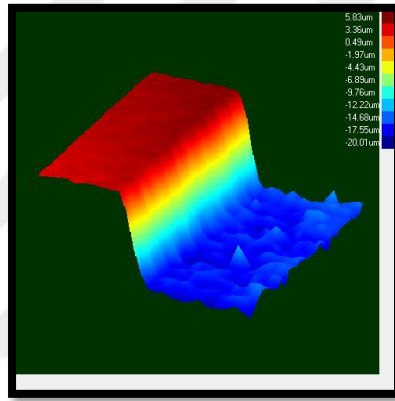
Resim 3.19. : 9 nolu dozun profilometre görüntüsü



Resim 3.20. : 10 nolu dozun profilometre görüntüsü



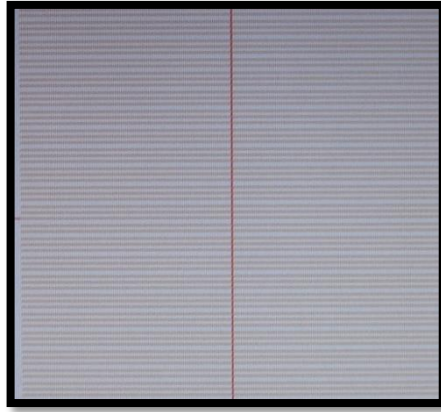
Resim 3.21. : 11 nolu dozun profilometre görüntüsü



Resim 3.22. : 12 nolu dozun profilometre görüntüsü

Yapılan doz uygulamalarında 50 mW'ın üzerindeki dozlarda pürüzlülük yaklaşık olarak 14 μm 'den daha fazla olduğu için doz seçiminde 50 mW'ın üstüne çıkılmaması tercih edildi. Ayrıca dozları incelediğimizde en homojen yapının 50 mW ve 30 μm aralıklarla yapılan dozda olduğu gözlemlendi.

Bu dozlarda örneklerin yüzeyinde minimum ablyasyon maksimum pürüzlülük sağlandı. Femtosaniye lazer 6x5 mm²'lik alana paralel çizgiler şeklinde uygulandı (Resim 3.23, Resim 3.24).



Resim 3.23. : Femto saniye lazerin uygulanma şekli



Resim 3.24. : Femto saniye uygulanmış numune

3.2.3. Silan Uygulanması

Pürüzlendirme işlemi yapılan bütün örneklere aynı süre ve miktarda ince bir tabaka halinde silan (Reliance™ Porcelain Conditioner Reliance Orthodontic Products Inc.- A.B.D.) uygulunup kuruması beklenildi (Resim 3.25).



Resim 3.25. : Uygulanan silan maddesi

3.2.4. Bondlama İşleminin Yapılması

Silan uygulanan ve kuruyan örnekler ince uçlu bond fırçası yardımıyla pürüzlenen yüzeye uygulandı (Transbond XT, 3M Unitek, Monrovia, CA) (Resim 3.26).



Resim 3.26. : Uygulanan bond maddesi.

3.2.5. Braketlerin Yapıştırılma İşlemi

Braketleme işlemi tek bir uygulayıcı tarafından yapıldı. Bondlama işlemi bittikten sonra metal braket grupları için American Orthodontics mini-master series™ (Wisconsin, A.B.D.) mesh tabanlı sol üst santral braket kullanıldı. Porselen braketler için American Orthodontics 20/40™ (Wisconsin, A.B.D.) sol üst santral braket kullanıldı. Braketler, braket tutucu yardımıyla taşındı. Braketlerin tabanına eşit miktarda kompozit (Transbond XT, 3M Unitek, Monrovia, CA) konulmasına dikkat edildi (Resim 3.27). Kompoziti konulan braketlerin tabanındaki kompozite dokunulmadan numunelere yapıştırıldı. Taşan kompozit artıkları ince uçlu sondla temizlendi. Braketlerin oklüzal ve gingival kenarlarının numunelere paralel olmasına dikkat edildi.



Resim 3.27. : Uygulanan kompozit maddesi

3.2.6. Polimerizasyon İşlemi

Final pozisyonu verilen braketler ışık şiddeti 1000 mW/cm^2 'ye ayarlanan cihaz (Valo cordless Ultradent Products Inc., A.B.D.) ile 10 sn. (5 saniye oklüzal 5 saniye gingivalden) ışıklandırılarak polimerizasyon işlemi tamamlandı (Resim 3.28).



Resim 3.28. : Işıklama için kullanılan ışık cihazı

3.2.7. Termal Siklus

Braketlerin numunelere yapıştırılma işlemi bittikten sonra oda sıcaklığında kapalı kutularda distile su içerisinde en az 24 saat bekletildi. Bekleme işleminin ardından ağız ortamını taklit edebilmek amacıyla numuneler termal siklus cihazına (Julabo GmbH, Seelbach/Almanya) konuldu (Resim 3.29). Bu işlem Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarında gerçekleştirildi. Numunelere 1000 siklus uygulandı. Cihazın 1 siklusunda 25 saniye 55°C su tankında bekleyip 10 saniye dışarda süzme işlemi yapıldıktan sonra tekrar 25 saniye 5°C su tankında bekletilip tekrar 10 saniye dışarda süzme işlemi şeklinde tamamlanmaktadır.



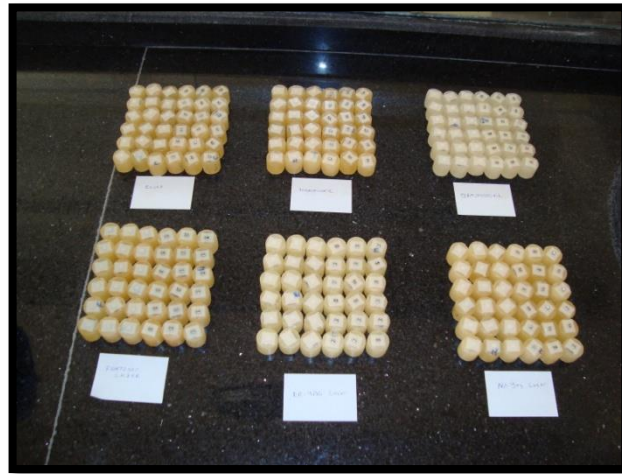
Resim 3.29. : Termal siklus cihazı

3.2.8. Akrilik Bloklara Gömülmesi

Braketleme işlemi tamamlanan ve termal siklus cihazından çıkan örnekler makaslama testinin uygulanması için daha önceden Konya sanayi sitesinde hazırlatılan teflon kalıplar kullanılarak soğuk akrilik (Imicryl, Konya/Türkiye) materyaline gömüldü (Resim 3.30, Resim 3.31).



Resim 3.30. : Soğuk akrilik malzemesi



Resim 3.31. : Numunelerin akrilik bloklara gömülmüş hali

3.2.9. Bağlanma Dayanımı Testi

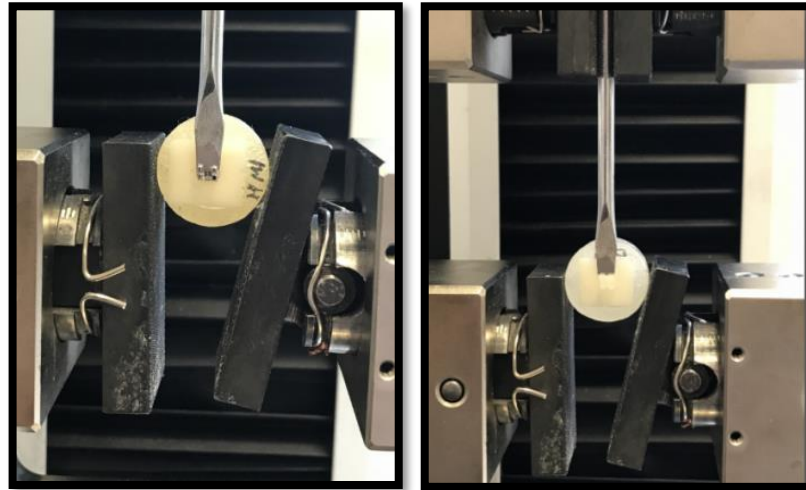
Numuneler universal test cihazına (Instron 3345, A.B.D.) bağlandı (Resim 3.32). Paslanmaz çelik keski şeklindeki uç, braketin oklüzal kenarına dik gelecek ve braketle CAD-CAM materyali arasında kopmayı gerçekleştirecek şekilde ayarlandı

(Resim 3.33). Koparacak olan uç 0.5 mm/dk. hız uygulanarak kopma meydana gelene kadar kuvvet uygulandı. Kopan braketlerin bağlanım dayanımı bilgisayar yardımıyla kayıt edildi (Resim 3.34).

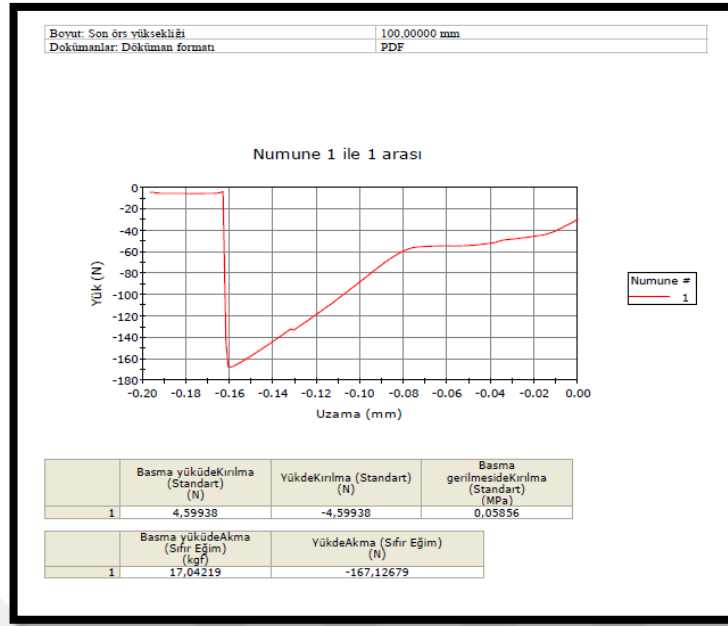
Koparacak olan uç 0.5 mm/dk. hız uygulanarak kopma meydana gelene kadar kuvvet uygulandı. Kopan braketlerin bağlanım dayanımı bilgisayar yardımıyla kayıt edildi



Resim 3.32. : Instron üniversal test cihazı



Resim 3.33. : Metal ve porselen braketlerin yerleştirilmesi



Resim 3.34. : Instron universal test cihazının ekran görüntüsü

Kopma işlemi tamamlandıktan sonra kayıt edilen değerler Newton değerinden olduğu için, makaslama bağlanma dayanımı ölçmek için değerler Megapascal'a (MPa) dönüştürüldü. Bu değer, Newton değerlerinin braket tabanının alanına bölünerek elde edildi. Braket taban alanı üretici firmanın verdiği bilgiler doğrultusunda porselen için $13,270296 \text{ mm}^2$ metal için $10,876752 \text{ mm}^2$ değerlendirildi.

$$RS \text{ (MPa)} = F \text{ (Newton)} / A \text{ (mm}^2\text{)}$$

RS (MPa): Makaslama bağlanma dayanımı

F (Newton): Ölçülen kuvvet değerleri

A (mm²): Braketin taban alanı

3.2.10. Adhesive Remnant Index (ARI) Analizi

Bağlanma dayanımı testi sonucunda numuneler $\times 20$ büyütmede stereomikroskopta (Leica, Wetzlar/Germany) incelendi (Resim 3.35) ve adeziv kopma şekilleri ARI indeksine göre kaydedildi (Resim 3.36).



Resim 3.35. : Stereomikroskop

Skor 0 = Numune yüzeyinde hiç adeziv kalmaması (Resim 3.36),

Skor 1 = Adezivin %50'sinden daha azının numunenin üzerinde kalması (Resim 3.37),

Skor 2= Adezivin %50'sinden daha fazlasının numunenin yüzeyinde kalması (Resim 3.38),

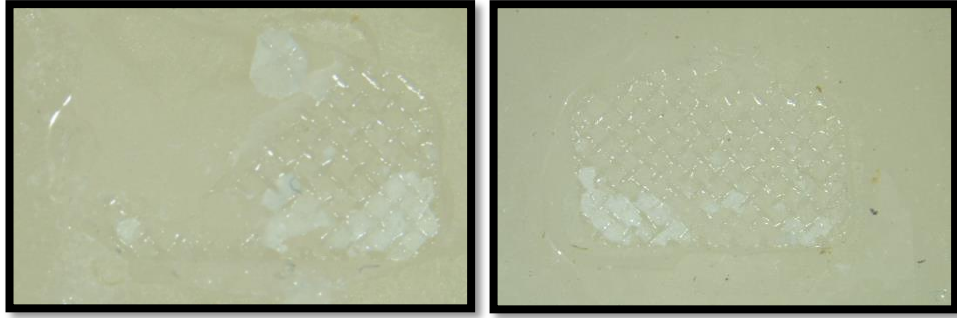
Skor 3 = Adezivin tamamının numune yüzeyinde kalması (Resim 3.39).



Resim 3.36. : ARI Skor 0



Resim 3.37. : ARI Skor 1



Resim 3.38. : ARI Skor 2

Resim 3.39. : ARI Skor 3

3.2.11. Porcelan Fracture Index (PFI) Analizi

Bağlanma dayanımı testinden çıkan numuneler porselen kırılma indeksine (PFI) göre değerlendirilip skorlar bilgisayar yardımıyla kaydedildi.

Skor 0= Seramik yüzeyde hasar yok, bondlama öncesi ile aynı yüzey yapısına sahip (Resim 3.40).

Skor 1= Seramik yüzeyde hasar sadece glaze tabakasında veya yüzeysel seramik katmanı ile sınırlı (Resim 3.41).

Skor 2= Defektin kompozit rezin ile tamirini veya yenilenmesini gerektirecek derecede belirgin hasar (Resim 3.42).

Skor 3= Derin koheziv hasara bağlı kor materyalinin ekspozu (Resim 3.43).



Resim 3.40.: PFI Skor 0



Resim 3.41.: PFI Skor 1



Resim 3.42.: PFI Skor 2



Resim 3.43.: PFI Skor 3

3.2.12. Taramalı Elektron Mikroskop (SEM) Analizi

Pürüzlendirmeyi değerlendirmek için, pürüzlenmesi yapılan bütün gruplardan (6 grup) 1'er adet örnek ultrasonik su banyosunda 10 dk temizlendikten sonra incelenmek üzere Gaziantep Üniversitesi'nde bulunan SEM (Jeol JSM-6390 LV, Tokyo-Japonya) cihazıyla (Resim 3.44) $\times 500$, $\times 1000$, $\times 2000$ büyütmelerde incelenmiştir. Örnekler incelenmeden önce Altın/Palladyum (Au/Pd) kaplaması yapılmıştır.



Resim 3.44. : Taramalı elektron mikroskobu

3.2.13. Profilometre ile Analiz

Yapılan pürüzlendirmeyi 3 boyutlu olarak incelemek için Selçuk Üniversitesinde bulunan profilometre cihazı (AEP NanoMap-LS, CA-A.B.D.) kullanılmıştır. Pürüzlendirmesi yapılan her gruptan 2'şer adet örnek ve hiçbir işlem yapılmayan 1 adet örnek bu profilometre ile analiz edilmiştir.

40 $\mu\text{m}/\text{sn}$ tarama hızına ayarlanıp, yüzeye 40 mg kuvvet ile temas ederek, uzunluğu 500 μm olan çizgisel hat üzerinde 30 kez derinliğin ölçülmesiyle yüzey yapısının 3 boyutlu haritası çıkarılmıştır.



Resim 3.45. : Profilometre cihazı

3.2.14. İstatistiksel Analiz

Bu çalışmada tanımlayıcı istatistik olarak ortalama, standart sapma, standart hata, minimum ve maksimum değerler verilmiş olup, sürekli değişkenlerin normallik dağılım varsayımına uygunluğu Kolmogorov-Smirnow testi, homojenliği ise Levene testi ile araştırılmıştır.

Bağımsız gruplara ait ortalamalar arası farkların karşılaştırılmasında parametrik ve non parametrik analiz testlerinden ANOVA (Tek Yönlü Varyans Analizi), Kruskal-Wallis ve Independent t-testleri, çoklu karşılaştırmalarda ise Tukey HSD ve Mann-Whitney testleri kullanılmıştır. Betimsel istatistik yöntemleri (frekans, yüzde hesabı) ki-kare testi, örneklem sayıları eşit gruplarda Varyans analizi için Güç analizi testlerinden yararlanılmıştır.

İstatistik analiz testlerinde %95 lik güven aralığı uygulanmış olup; tanımlayıcı istatistikler ve analizler R version 3.2.3 (2015-12-10), Copyright (C) 2015 The R Foundation for Statistical Computing free software bilgisayar paket programı kullanılarak yapılmıştır. $p < 0,05$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir. (Sciences version 2.1, SPSS Inc., Chicago, Illinois)

4. BULGULAR

4.1. Bağlanma Dayanımı Bulguları Analizi

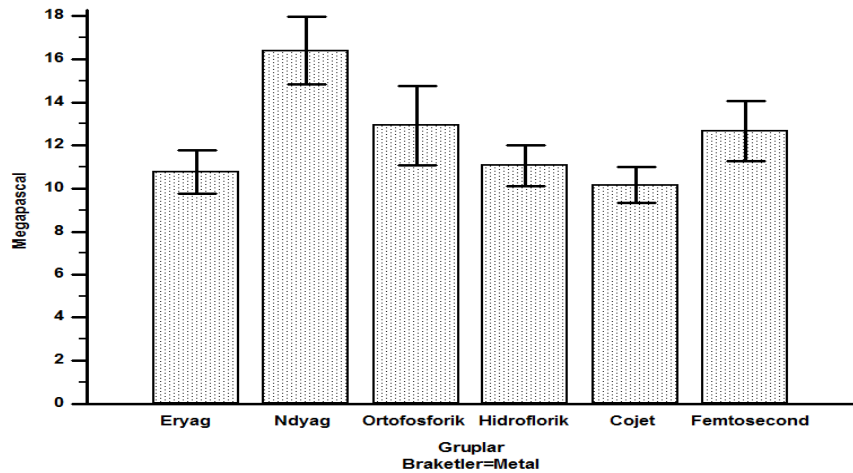
Çalışmamızda metal ve porselen grupların ayrı ayrı kendi içlerinde pürüzlendirmeleri arasında fark olup olmadığına, ayrıca pürüzlendirmesi yapılan grubun metal ve porselen braketleri arasında fark olup olmadığına bakılmıştır.

Metal braket grubunu kendi içerisinde değerlendirildiğinde Nd-YAG ile yapılan pürüzlendirmenin istatistiksel olarak anlamlı olduğu görülmüştür ($p<0,05$). Nd-YAG ile yapılan pürüzlendirme Er-YAG, Hidroflorik asit ve Cojet ile yapılan pürüzlendirmeye göre anlamlıdır (Tablo 4.1, Şekil 4.1).

Tablo 4.1. : Metal braketlerin yüzey pürüzlendirmeleri arasındaki değerlendirme

GRUPLAR	n	Ort.	Std. Sapma	Std. Hata	Min.	Max.	Çoklu karşılaştırma($p<0,05$)
(1)Er-YAG	16	10,76212	4,006600	1,001650	4,945	18,969	(2)
(2)Nd-YAG	16	16,39299	6,279863	1,569966	4,259	27,761	(1)(4)(5)
(3)OFA	16	12,92660	7,377958	1,844489	2,111	25,243	
(4)HFA	16	11,07546	3,760130	0,940033	7,724	21,261	(2)
(5)CJ	16	10,17382	3,376095	0,844024	5,303	17,827	(2)
(6)FSL	16	12,66124	5,539519	1,384880	4,461	28,745	

($F=2,965$; $p=0.016$)



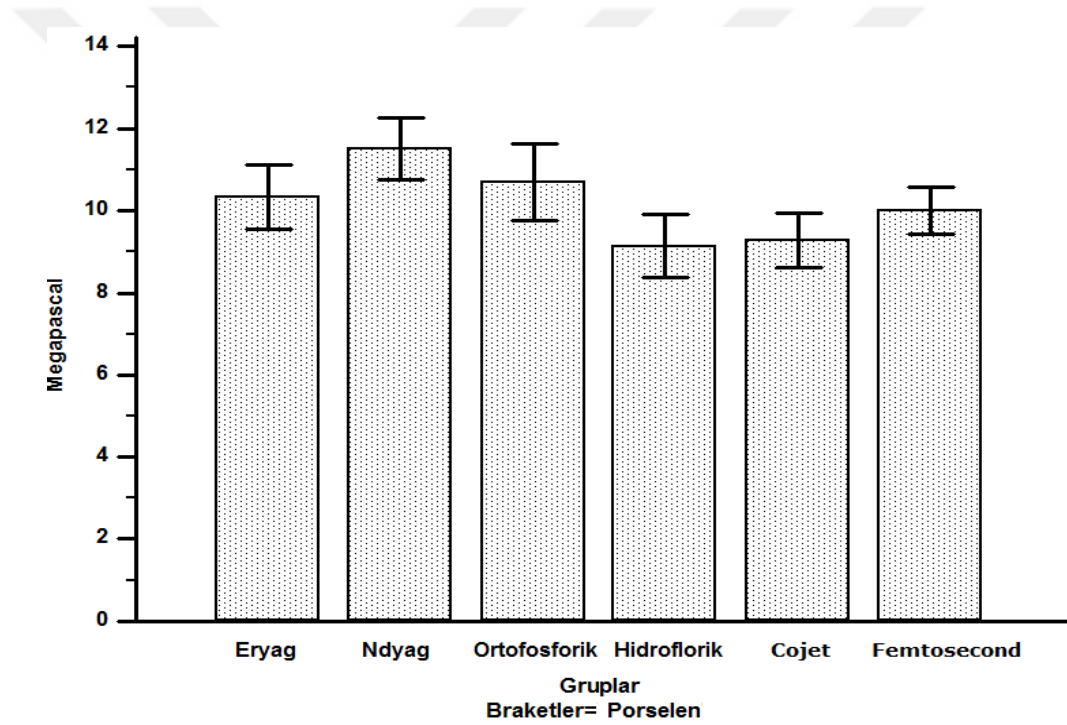
Şekil 4.1. : Metal braketlerin yüzey pürüzlülüğü arasındaki grafik

Porselen braket grubunu kendi içerisinde değerlendirildiğinde bu gruplar arasında istatistiksel olarak bir fark olmadığı görülmüştür ($p<0,05$) (Tablo 4.2, Şekil 4.2).

Tablo 4.2. : Porselen braketlerin yüzey pürüzlendirmeleri arasındaki değerlendirme

GRUPLAR	n	Ort.	Std. Sapma	Std. Hata	Min.	Max.	Çoklu karşılaştırma (p<0,05)
(1)Er-YAG	16	10,32828	3,139353	0,784838	4,326	15,737	ns
(2)Nd-YAG	16	11,50426	2,980989	0,745247	4,039	16,003	ns
(3)OFA	16	10,70026	3,697205	0,924301	3,472	15,762	ns
(4)HFA	16	9,14599	3,077294	0,769324	3,655	12,171	ns
(5)CJ	16	9,28926	2,635367	0,658842	5,041	13,343	ns
(6)FSL	16	9,99987	2,310775	0,577694	5,646	13,514	ns

(F=1,396 ; p=0.233; ns=non-significant p>0,05)

**Şekil 4.2. :** Porselen braketlerin yüzey pürüzlülüğü arasındaki grafik

Pürüzlendirilme yapılmış 6 farklı grubun metal ve seramik braketler arasındaki bağlanma dayanımına bakıldığı zaman burada istatistiksel olarak anlamlı farkı, Nd-

YAG lazer ile yapılan grupta görmekteyiz. Nd-YAG lazer ile pürüzlendirme yapılmış grupta metal braketlerin bağlanım dayanımı, porselen braketlerin bağlanım dayanımından yüksek çıkmıştır (Tablo 4.3).

Tablo 4.3. : Aynı pürüzlendirme şeklinin metal ve seramik braketler arasındaki farkı

Grup istatistikleri

Gruplar	Braketler	n	Ort.	Std. Sapma	Std. Hata ortalama	p
Er-YAG	Metal	16	10,76212	4,006600	1,001650	0,736
	Porselen	16	10,32828	3,139353	0,784838	
Nd-YAG	Metal	16	16,39299	6,279863	1,569966	0,010
	Porselen	16	11,50426	2,980989	0,745247	
OFA	Metal	16	12,92660	7,377958	1,844489	0,292
	Porselen	16	10,70026	3,697205	0,924301	
HFA	Metal	16	11,07546	3,760130	0,940033	0,123
	Porselen	16	9,14599	3,077294	0,769324	
CJ	Metal	16	10,17382	3,376095	0,844024	0,415
	Porselen	16	9,28926	2,635367	0,658842	
FSL	Metal	16	12,66124	5,539519	1,384880	0,086
	Porselen	16	9,99987	2,310775	0,577694	

4.2. Adeziv Remnant Index Skorunun Analizi

Çalışmamızda farklı pürüzlendirmeler sonrası grupların ARI skorlarının dağılımı incelenmiştir. ARI skorları istatistiksel olarak değerlendirilirken metal braket grupları ve porselen braket grupları kendi içerisinde kıyaslanmış olup metal braket grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($P < 0.05$) (Tablo 4.4).

Tablo 4.4. : Gruplara göre ARI skorunun değerlendirilmesi

Braketler	Gruplar	ARI skorlarına ait gözlem değerleri ve yüzdeleri				Toplam
		0	1	2	3	
Metal	Er-YAG	0(0%)	5(31,3%)	4(25,0%)	7(43,8%)	16
	Nd-YAG	2(12,5%)	2(12,5%)	6(37,5%)	6(37,5%)	16
	OFA	0(0%)	1(6,3%)	3(18,8%)	12(75,0%)	16
	HFA	0(0%)	0(0%)	2(12,5%)	14(87,5%)	16
	CJ	0(0%)	1(6,3%)	2(12,5%)	13(81,3%)	16
	FSL	0(0%)	3(18,8%)	5(31,3%)	8(50,0%)	16
	Toplam	2(2,1%)	12(12,5%)	22(22,9%)	60(62,5%)	96
Porselen	Er-YAG	0(0%)	5(31,3%)	7(43,8%)	4(25,0%)	16
	Nd-YAG	0(0%)	1(6,3%)	14(87,5%)	1(6,3%)	16
	OFA	0(0%)	1(6,3%)	9(56,3%)	6(37,5%)	16
	HFA	0(0%)	1(6,3%)	10(62,5%)	5(31,3%)	16
	CJ	0(0%)	1(6,3%)	10(62,5%)	5(31,3%)	16
	FSL	0(0%)	0(0%)	13(81,3%)	3(18,8%)	16
	Toplam	0(0%)	9(9,4%)	63(65,6%)	24(25,0%)	96

Metal	Chi-Square=27,436 ; p=0,025
Porselen	Chi-Square=17,524 ; p=0,064

Braketlere göre ARI skorları değerlendirildiğinde Nd-YAG, HFA, CJ, FSL grupları arasında metal ve porselen braketler arasında anlamlı ($P<0.05$) fark bulunmuştur (Tablo 4.5).

Tablo 4.5. : Braketlere göre ARI skorlarının değerlendirilmesi

Gruplar			ARI Skorlarına Ait Gözlem Değerleri ve Yüzdeleri				Toplam
			0	1	2	3	
Er-YAG	Braketler	Metal	0(0%)	5(31,3%)	4(25,0%)	7(43,8%)	16
		Porselen	0(0%)	5(31,3%)	7(43,8%)	4(25,0%)	16
	Toplam		0(0%)	10(31,3%)	11(34,4%)	11(34,4%)	32
Nd-YAG	Braketler	Metal	2(12,5%)	2(12,5%)	6(37,5%)	6(37,5%)	16
		Porselen	0(0%)	1(6,3%)	14(87,5%)	1(6,3%)	16
	Toplam		2(6,3%)	3(9,4%)	20(62,5%)	7(21,9%)	32
OFA	Braketler	Metal	0(0%)	1(6,3%)	3(18,8%)	12(75,0%)	16
		Porselen	0(0%)	1(6,3%)	9(56,3%)	6(37,5%)	16
	Toplam		0(0%)	2(6,3%)	12(37,5%)	18(56,3%)	32
HFA	Braketler	Metal	0(0%)	0(0%)	2(12,5%)	14(87,5%)	16
		Porselen	0(0%)	1(6,3%)	10(62,5%)	5(31,3%)	16
	Toplam		0(0%)	1(3,1%)	12(37,5%)	19(59,4%)	32
CJ	Braketler	Metal	0(0%)	1(6,3%)	2(12,5%)	13(81,3%)	16
		Porselen	0(0%)	1(6,3%)	10(62,5%)	5(31,3%)	16
	Toplam		0(0%)	2(6,3%)	12(37,5%)	18(56,3%)	32
FSL	Braketler	Metal	0(0%)	3(18,8%)	5(31,3%)	8(50,0%)	16
		Porselen	0(0%)	0(0%)	13(81,3%)	3(18,8%)	16
	Toplam		0(0%)	3(9,4%)	18(56,3%)	11(34,4%)	32

Er-YAG	Chi-Square=1,636 ; p=0,441
Nd-YAG	Chi-Square=9,105 ; p=0,028
OFA	Chi-Square=5,000 ; p=0,082
HFA	Chi-Square=10,596 ; p=0,005
CJ	Chi-Square=8,889 ; p=0,012
FSL	Chi-Square=8,828 ; p=0,012

4.3. Porcelan Fracture Index (PFI) Analizi

Çalışmamızda numunelerin PFI skorları kaydedilip istatistiksel analizi yapılmıştır. Braketlere ve gruplara göre analizi yapılan değerler arasında istatistiksel olarak fark bulunmamıştır (Tablo 4.6, Tablo 4.7).

Tablo 4.6. : Gruplara göre PFI skorunun değerlendirilmesi

Braketler	Gruplar	PFI				Toplam
		0	1	2	3	
Metal	Er-YAG	11(68,8%)	4(25,0%)	1(6,3%)	0(0%)	16
	Nd-YAG	10(62,5%)	3(18,8%)	2(12,5%)	1(6,3%)	16
	OFA	14(87,5%)	1(6,3%)	0(0%)	1(6,3%)	16
	HFA	14(87,5%)	2(12,5%)	0(0%)	0(0%)	16
	CJ	13(81,3%)	1(6,3%)	2(12,5%)	0(0%)	16
	FSL	12(75,0%)	1(6,3%)	2(12,5%)	1(6,3%)	16
	Toplam	74(77,1%)	12(12,5%)	7(7,3%)	3(3,1%)	96
Porselen	Gruplar					
	Er-YAG	10(62,5%)	3(18,8%)	3(18,8%)	0(0%)	16
	Nd-YAG	7(43,8%)	5(31,3%)	4(25,0%)	0(0%)	16
	OFA	12(75,0%)	0(0%)	4(25,0%)	0(0%)	16
	HFA	10(62,5%)	3(18,8%)	3(18,8%)	0(0%)	16
	CJ	12(75,0%)	3(18,8%)	1(6,3%)	0(0%)	16
	FSL	10(62,5%)	5(31,3%)	1(6,3%)	0(0%)	16
	Toplam	61(63,5%)	19(19,8%)	16(16,7%)	0(0%)	96

Tablo 4.7. : Braketlere Göre PFI Skorlarının Değerlendirilmesi

Gruplar			PFI				Toplam
			0	1	2	3	
Er-YAG	Braketler	Metal	11(68,8%)	4(25,0%)	1(6,3%)	0(%0)	16
		Porselen	10(62,5%)	3(18,8%)	3(18,8%)	0(%0)	16
	Toplam		21(65,6%)	7(21,9%)	4(12,5%)	0(%0)	32
Nd-YAG	Braketler	Metal	10(62,5%)	3(18,8%)	2(12,5%)	1(6,3%)	16
		Porselen	7(43,8%)	5(31,3%)	4(25,0%)	0(0%)	16
	Toplam		17(53,1%)	8(25,0%)	6(18,8%)	1(3,1%)	32
OFA	Braketler	Metal	14(87,5%)	1(6,3%)	0(0%)	1(6,3%)	16
		Porselen	12(75,0%)	0(0%)	4(25,0%)	0(0%)	16
	Toplam		26(81,3%)	1(3,1%)	4(12,5%)	1(3,1%)	32
HFA	Braketler	Metal	14(87,5%)	2(12,5%)	0(0%)	0(%0)	16
		Porselen	10(62,5%)	3(18,8%)	3(18,8%)	0(%0)	16
	Toplam		24(75,0%)	5(15,6%)	3(9,4%)	0(%0)	32
CJ	Braketler	Metal	13(81,3%)	1(6,3%)	2(12,5%)	0(%0)	16
		Porselen	12(75,0%)	3(18,8%)	1(6,3%)	0(%0)	16
	Toplam		25(78,1%)	4(12,5%)	3(9,4%)	0(%0)	32
FSL	Braketler	Metal	12(75,0%)	1(6,3%)	2(12,5%)	1(6,3%)	16
		Porselen	10(62,5%)	5(31,3%)	1(6,3%)	0(0%)	16
	Toplam		22(68,8%)	6(18,8%)	3(9,4%)	1(3,1%)	32

Er-YAG	Chi-Square=1,190; p=0,551
Nd-YAG	Chi-Square=2,696; p=0,441
OFA	Chi-Square=6,154; p=0,104
HFA	Chi-Square=3,867; p=0,145
CJ	Chi-Square=1,373; p=0,503
FSL	Chi-Square=4,182; p=0,242

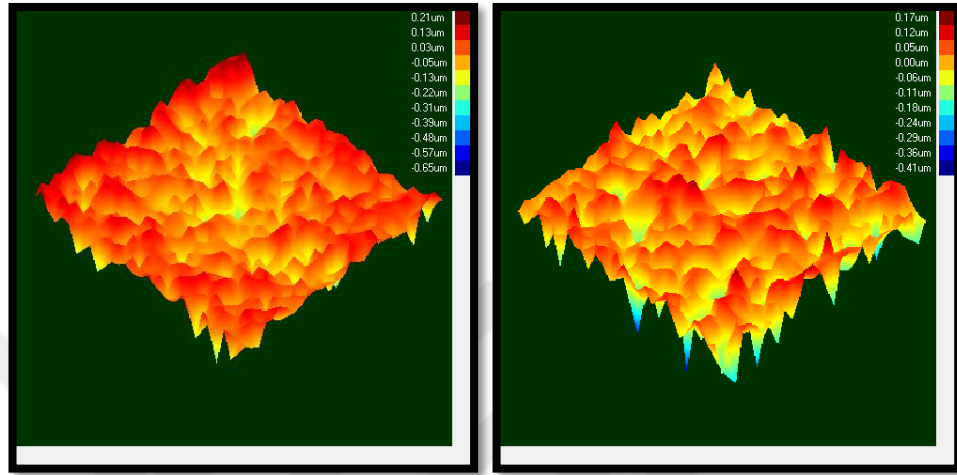
4.4. Yüzey Pürüzlülüğü Yapılan Örneklerin Yüzeylerinin Profilometre ve Taramalı Elektron Mikroskopuyla İncelenmesi

Yüzey pürüzlendirmesi tamamlanan örneklerin, yüzey pürüzlülüğünü görmek için profilometre ve taramalı elektron mikroskopunda incelendi.

4.4.1 İşlem Görmemiş Numunelerin İncelenmesi

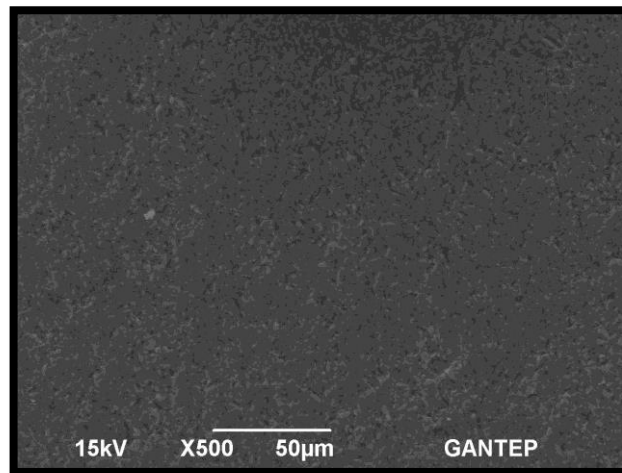
Yüzey pürüzlendirmesi yapılmayan örnekler kontrol grubu olması amacıyla profilometre ve SEM 'de incelendi.

Profilometrede incelenen yüzey pürüzlülüğü yapılmayan örneğin ortalama pürüzlülük değeri (Roughness Ra) = 0.060 μm , minimum derinlik -0.6549 μm maksimum derinlik 0.2109 μm , en yüksek ve en derin noktalar arasındaki fark (Peak to Peak) 0.8657 μm olarak ölçülmüştür (Resim 4.1). Profilometrede incelenen örnekte homojen yapı dikkat çekmektedir.

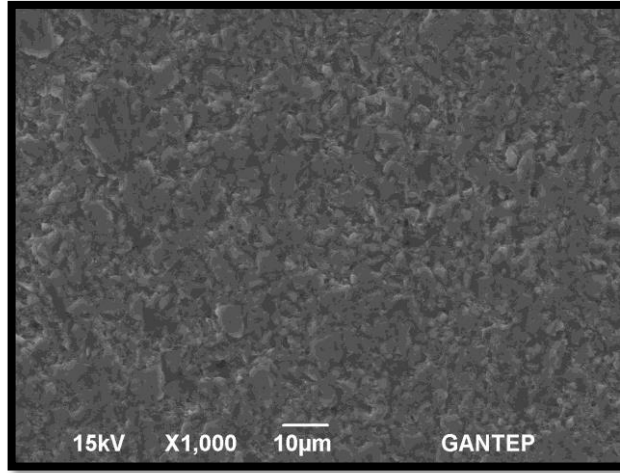


Resim 4.1. : Yüzey pürüzlendirmesi yapılmayan VITA Enamic'in profilometre görüntüsü

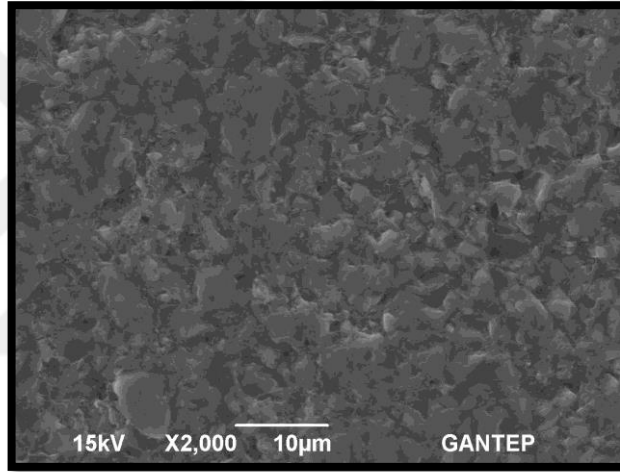
SEM'de incelenen yüzeyine işlem uygulanmamış örnek $\times 500$, $\times 1000$, $\times 2000$ 'lik büyütmeleerde incelenmiştir (Resim 4.2, Resim 4.3, Resim 4.4). Homojen bir yapıya sahip olan örnekte mikro düzeyde boşluklar görülmüştür.



Resim 4.2. : SEM'deki $\times 500$ 'lük büyütme



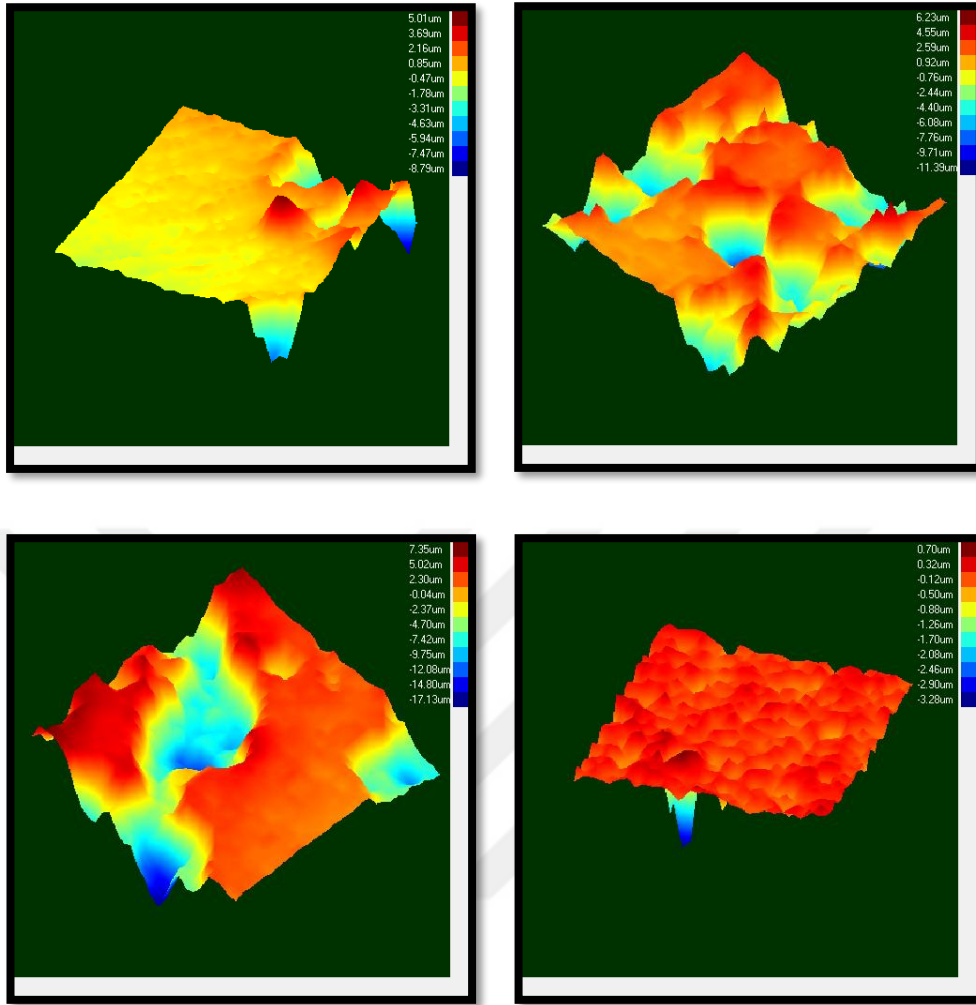
Resim 4.3. : SEM'deki $\times 1000$ 'lik büyütme



Resim 4.4. : SEM'deki $\times 2000$ 'lik büyütme

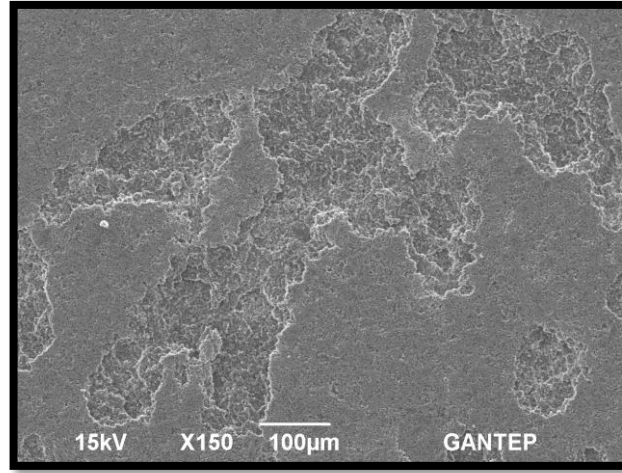
4.4.2. Er-YAG ile Pürüzlendirme Yapılan Numunelerin İncelenmesi

Profilometrede incelenen Er-YAG lazer ile pürüzlendirilen örneğin ortalama pürüzlülük değeri (Roughness Ra) = 3,191 μm , minimum derinlik -11.3918 μm maksimum derinlik 6.2306 μm , en yüksek ve en derin noktalar arasındaki fark (Peak to Peak) 17.6225 μm olarak ölçülmüştür (Resim 4.5). Lazer uygulanan örnekte homojen olmayan görüntü farklı açılardan görülmüştür. Bazı bölgelerde 17 μm ye kadar derinlik ölçülmüştür.

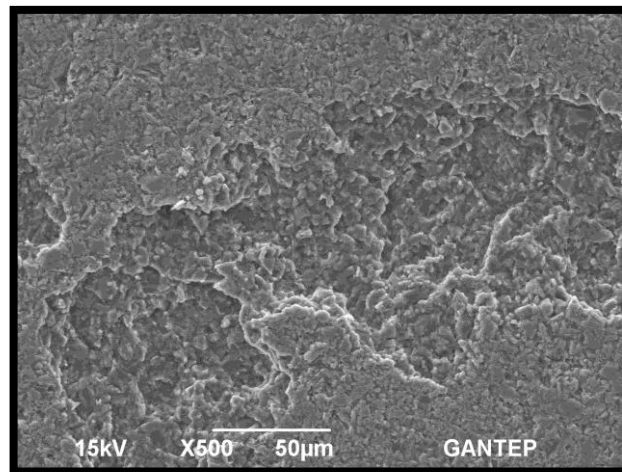
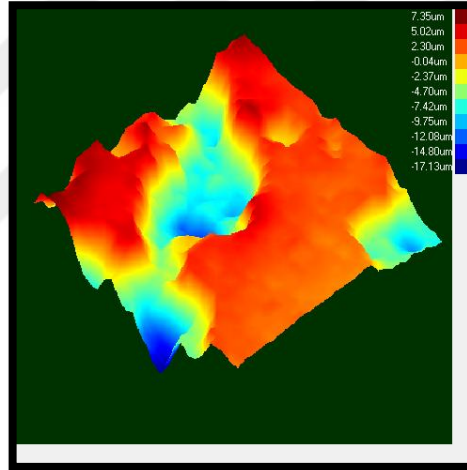


Resim 4.5. : Er-YAG grubunun farklı açı ve örneklerden profilometre görüntüleri

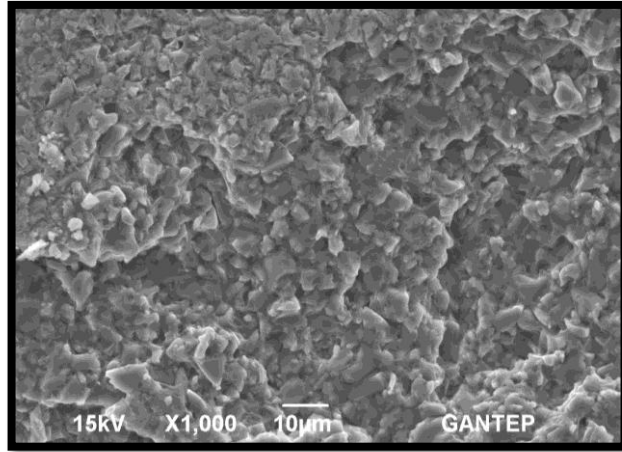
Er-YAG lazer ile pürüzlendirilen örneklerde makroskobik olarak pürüzlenme izlenmiştir. Er-YAG lazer ile pürüzlendirilen örneklerin homojenik olmayan görüntüsü SEM’de gözlenmiştir (Resim 4.6, Resim 4.7, Resim 4.8, Resim 4.9). İşlem uygulanan bölgeden tek noktada $\times 2000$ ’lik büyütmelere bakıldığında daha homojen görüntü izlenmiştir, $\times 150$ ’lik büyütmede pürüzlenen ve pürüzlenmeyen bölgeler açıkça görülmüştür.



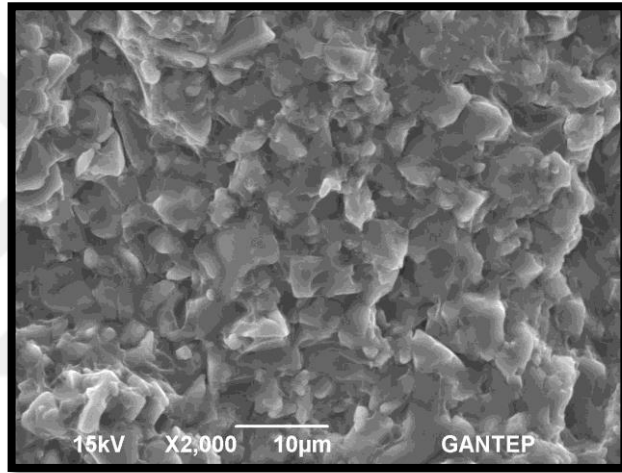
Resim 4.6. : Er-YAG grubunun SEM'deki $\times 150$ 'lik büyütmede görüntüsü



Resim 4.7. : Er-YAG grubunun SEM'deki $\times 500$ 'lük büyütmede görüntüsü



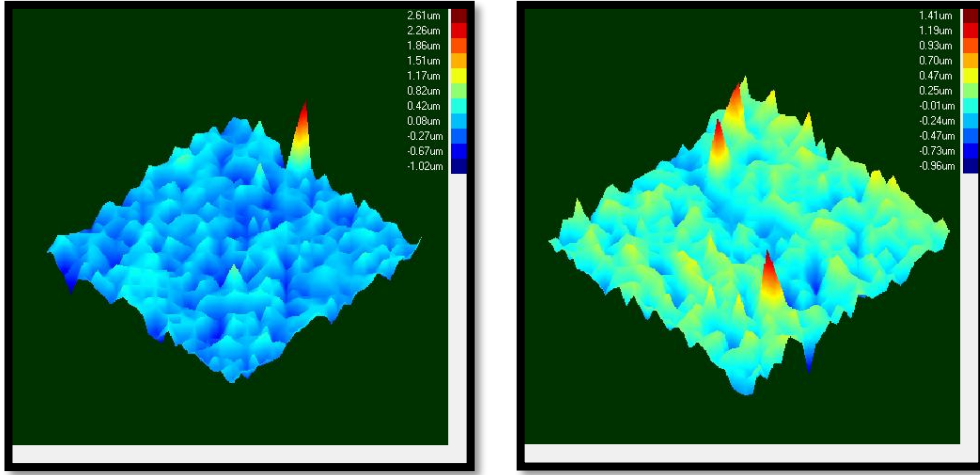
Resim 4.8. : Er-YAG grubunun SEM'deki $\times 1000$ 'lik büyütmede görüntüsü



Resim 4.9. : Er-YAG grubunun SEM'deki $\times 2000$ 'lik büyütmede görüntüsü

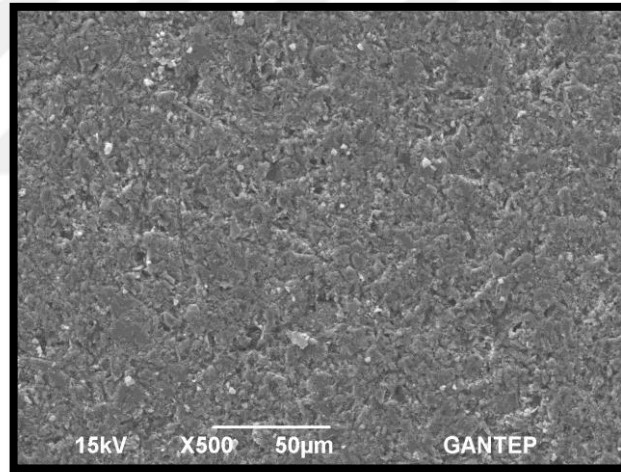
4.4.3. Nd-YAG ile Pürüzlendirme Yapılan Numunelerin İncelenmesi

Profilometrede incelenen Nd-YAG lazer ile pürüzlendirilen örneğin ortalama pürüzlülük değeri (Roughness Ra) = 0,168 μm , minimum derinlik -0.8472 μm maksimum derinlik 2.0885 μm , en yüksek ve en derin noktalar arasındaki fark (Peak to Peak) 2.9357 μm olarak ölçülmüştür. Nd-YAG lazer ile pürüzlendirilmesi yapılan numunelerin homojen yapısı profilometrede görülmüştür (Resim 4.10).

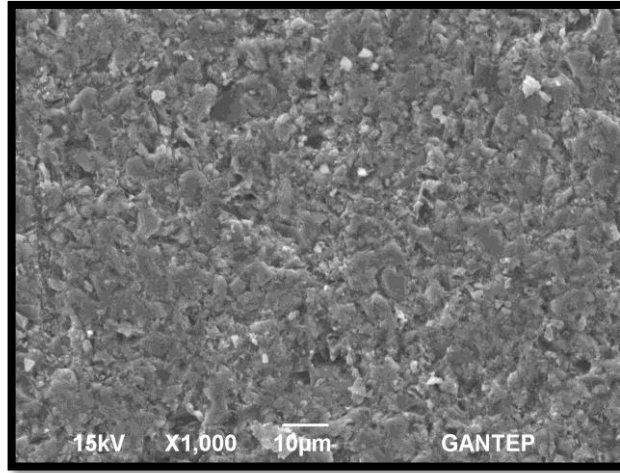


Resim 4.10. Nd-YAG grubunun farklı açı ve örneklerden profilometre görüntüleri

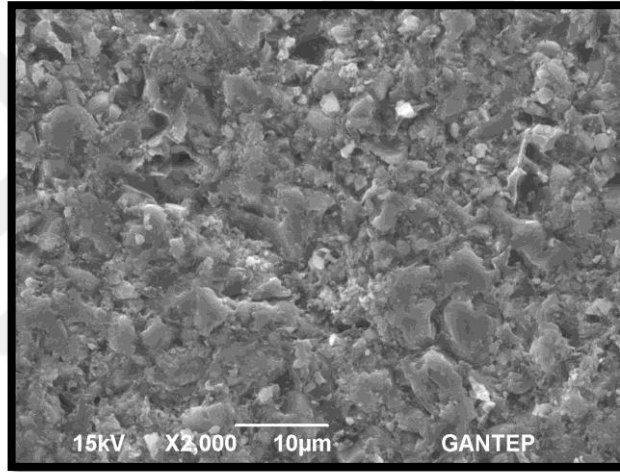
SEM’de incelenen Nd-YAG grubunda homojen yapıda mikro boşluklar görülmüştür (Resim 4.11, Resim 4.12, Resim 4.13).



Resim 4.11. : Nd-YAG grubunun SEM’deki $\times 500$ ’lük büyütmede görüntüsü



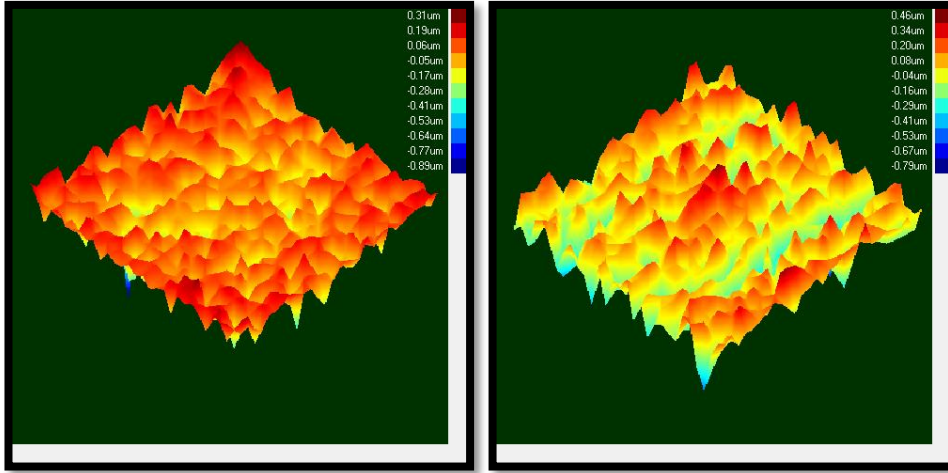
Resim 4.12. : Nd-YAG grubunun SEM'deki $\times 1000$ 'lik büyütmede görüntüsü



Resim 4.13. : Nd-YAG grubunun SEM'deki $\times 2000$ 'lik büyütmede görüntüsü

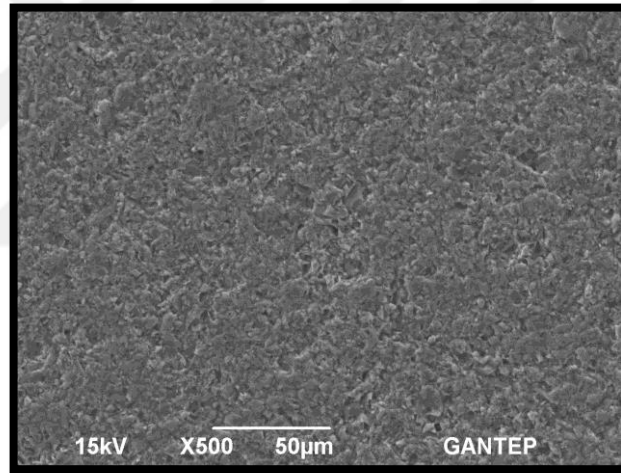
4.4.4. Ortofosforik Asit ile Pürüzlendirme Yapılan Numunelerin İncelenmesi

Profilometrede incelenen OFA ile pürüzlendirilen örneğin ortalama pürüzlülük değeri (Roughness Ra) = 0,0923 μm , minimum derinlik -0.8859 μm maksimum derinlik 0.307 μm , en yüksek ve en derin noktalar arasındaki fark (Peak to Peak) 1.1929 μm olarak ölçülmüştür (Resim 4.14).

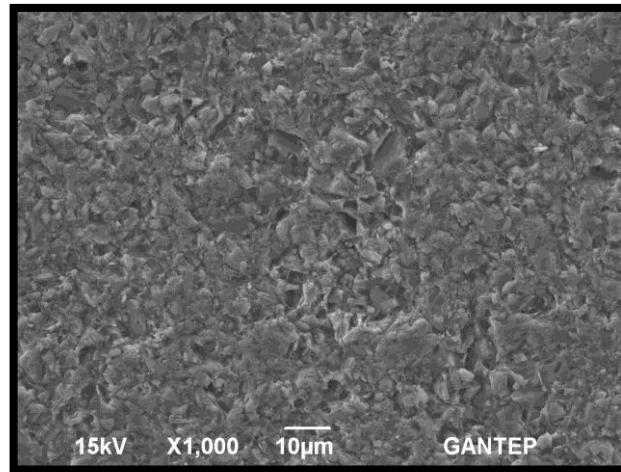


Resim 4.14. : OFA grubunun farklı açı ve örneklerden profilometre görüntüleri.

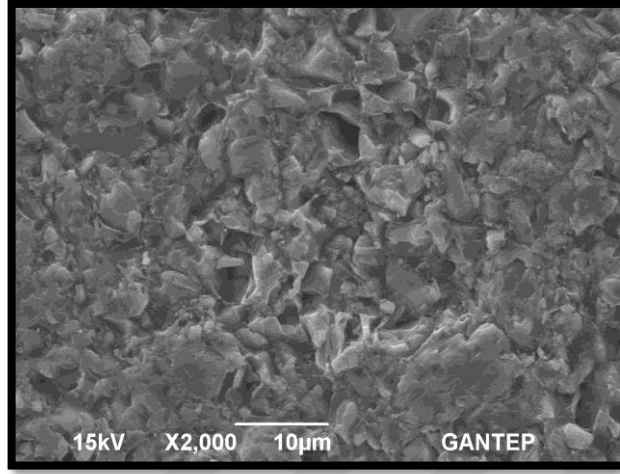
OFA ile pürüzlendirilmesi yapılan örneklerin SEM görüntülerinde mikro düzeyde boşluklar ve homojen yapı izlenmiştir (Resim 4.15, Resim 4.16, Resim 4.17).



Resim 4.15. : OFA grubunun SEM'deki $\times 500$ 'lük büyütmede görüntüsü



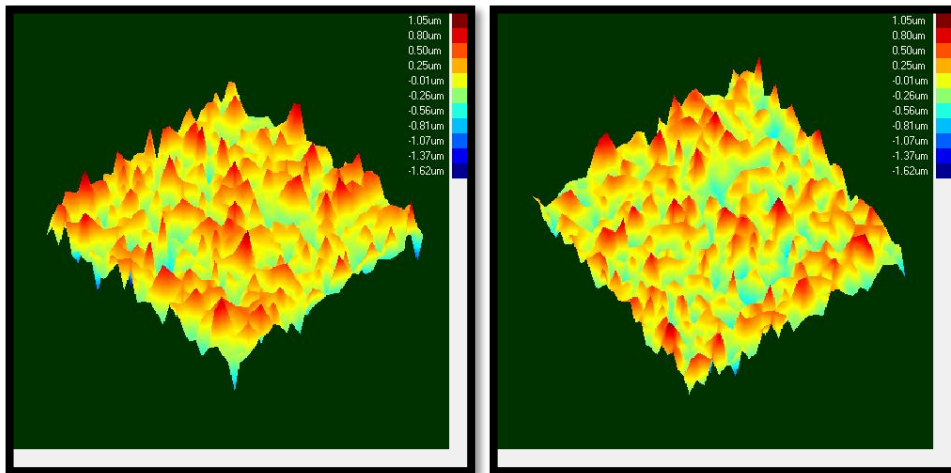
Resim 4.16. : OFA grubunun SEM'deki $\times 1000$ 'lik büyütmeye görüntüsü



Resim 4.17. : OFA grubunun SEM'deki $\times 2000$ 'lik büyütmeye görüntüsü

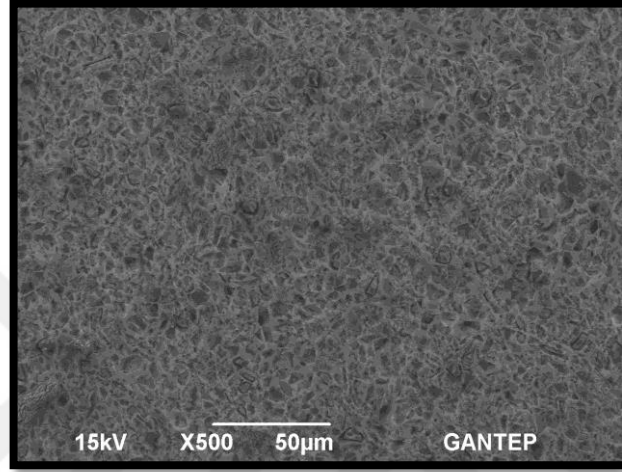
4.4.5. Hidroflorik Asit ile Pürüzlendirme Yapılan Numunelerin İncelenmesi

Profilometrede incelenen HFA ile pürüzlendirilen örneğin ortalama pürüzlülük değeri (Roughness Ra) = 0,295 μm , minimum derinlik -1.6201 μm maksimum derinlik 1.0541 μm , en yüksek ve en derin noktalar arasındaki fark (Peak to Peak) 2.6743 μm olarak ölçülmüştür (Resim 4.18).

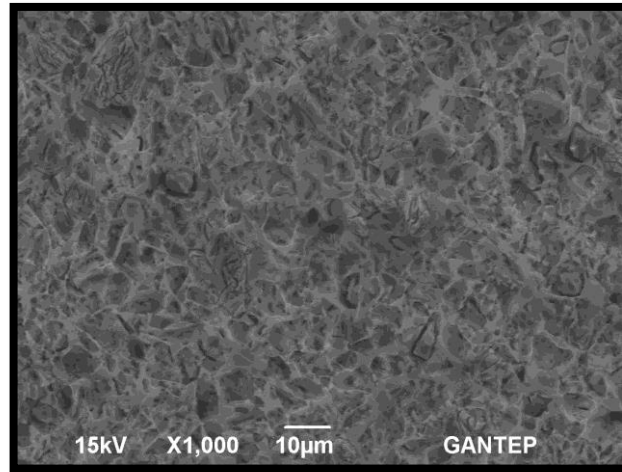


Resim 4.18. : HFA grubunun farklı açı ve örneklerden profilometre görüntüleri.

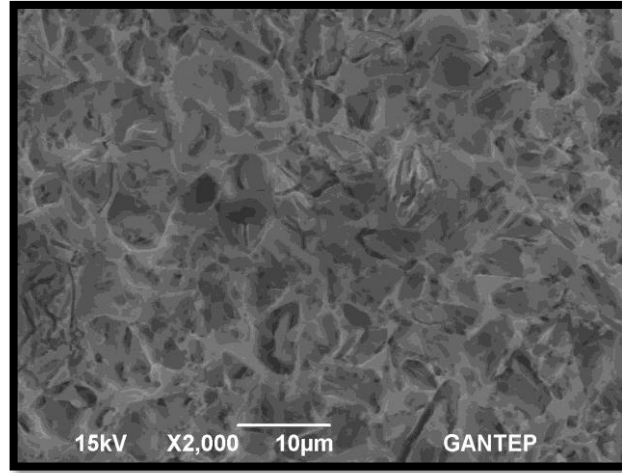
HFA ile pürüzlendirilen hibrit seramik materyalindeki çözünmeler mikroboşluklar ve homojen yapı SEM’de görülmüştür (Resim 4.19, Resim 4.20, Resim 4.21).



Resim 4.19. : HFA grubunun SEM’deki $\times 500$ ’lük büyütmede görüntüsü



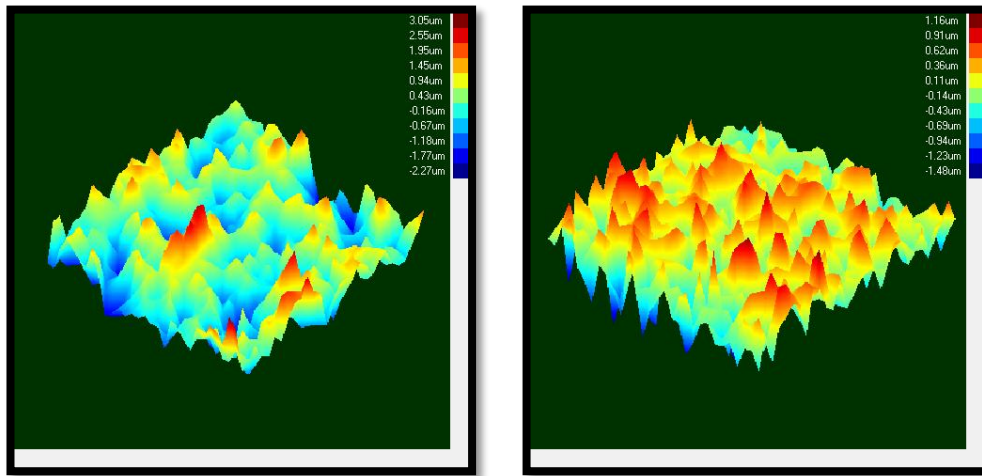
Resim 4.20. : HFA grubunun SEM’deki $\times 1000$ ’lik büyütmede görüntüsü



Resim 4.21. : HFA grubunun SEM'deki $\times 2000$ 'lik büyütmede görüntüsü

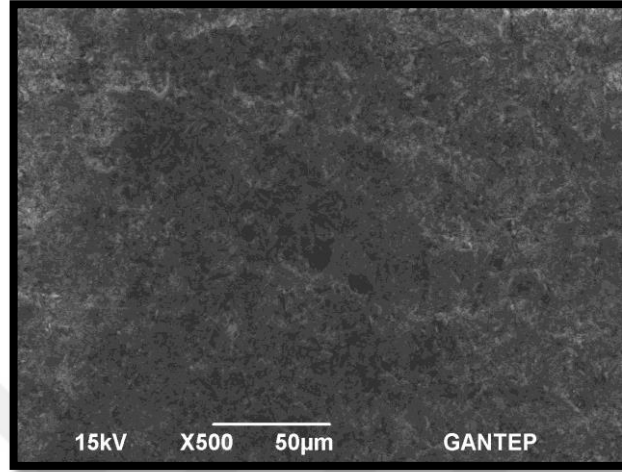
4.4.6. Cojet ile Pürüzlendirme Yapılan Numunelerin İncelenmesi

Profilometre'de incelenen CJ sistemi ile pürüzlendirilen örneğin ortalama pürüzlülük değeri (Roughness Ra) = 0,652 μm , minimum derinlik -2.4761 μm maksimum derinlik 2.1594 μm , en yüksek ve en derin noktalar arasındaki fark (Peak to Peak) 4.6355 μm olarak ölçülmüştür (Resim 4.22).

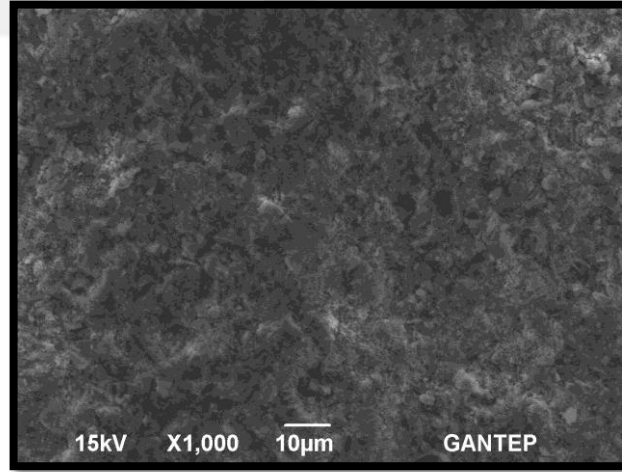


Resim 4.22. : CJ grubunun farklı açı ve örneklerden profilometre görüntüleri.

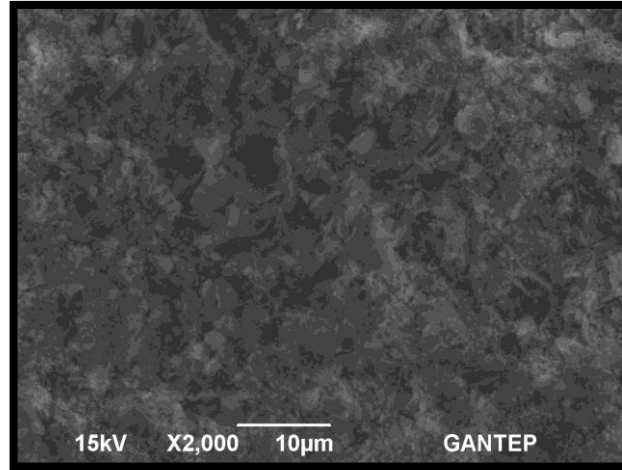
Silika kaplı Al_2O_3 parçacıkları hibrit seramik materyalinin yüzeyini kapladığı ve yüzeyin değiştiği SEM’de görülmüştür (Resim 4.21, Resim 4.22, Resim 4.23).



Resim 4.21. : CJ grubunun SEM’deki $\times 500$ ’lük büyütmede görüntüsü



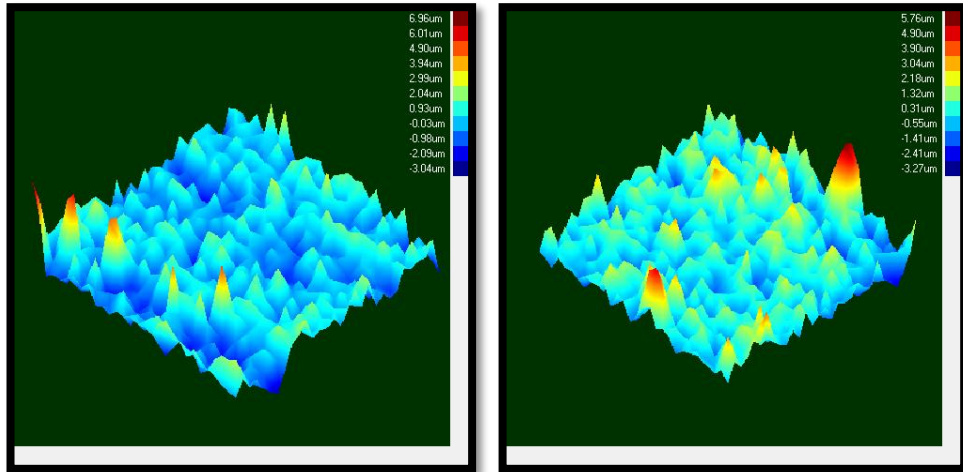
Resim 4.22. : CJ grubunun SEM’deki $\times 1000$ ’lik büyütmede görüntüsü



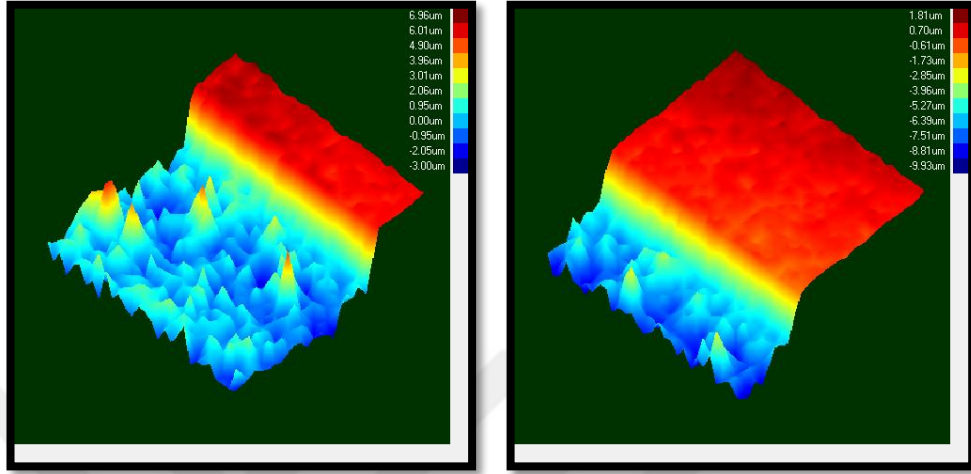
Resim 4.23. : CJ grubunun SEM'deki $\times 2000$ 'lik büyütmede görüntüsü

4.4.7. Femtosecond Lazer ile Pürüzlendirme Yapılan Numunelerin İncelenmesi

Profilometrede incelenen FSL ile pürüzlendirilen örneğin ortalama pürüzlülük değeri (Roughness Ra) = 0,831 μm , minimum derinlik -3.041 μm maksimum derinlik 5.8317 μm , en yüksek ve en derin noktalar arasındaki fark (Peak to Peak) 8.8727 μm olarak ölçülmüştür. FSL pürüzlendirilen hibrit seramik materyalinin pürüzlendirmenin yapıldığı bölgenin profilometre görüntüsüne baktığımızda homojen bir yapı olduğu izlenmektedir (Resim 4.24). Yine aynı örneğin lazerin taradığı ve taramadığı alanının kesişiminden profilometre görüntüsünü incelediğimizde minimal ablasyon miktarını ve homojen yapıyı görebilmekteyiz (Resim 4.25), aynı zamanda işlem görünmeyen kısımlardaki minimum hasar dikkat çekmektedir.

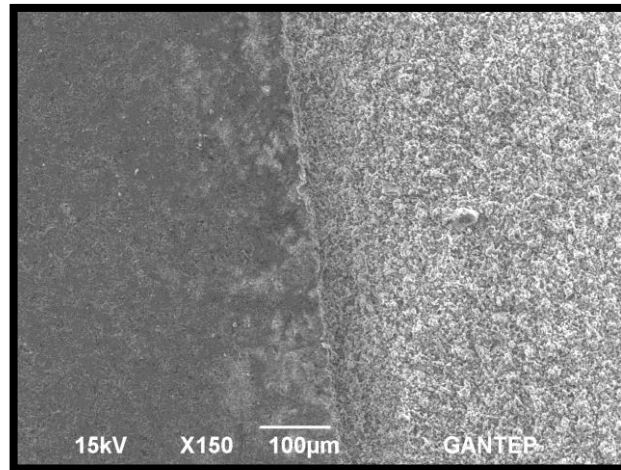


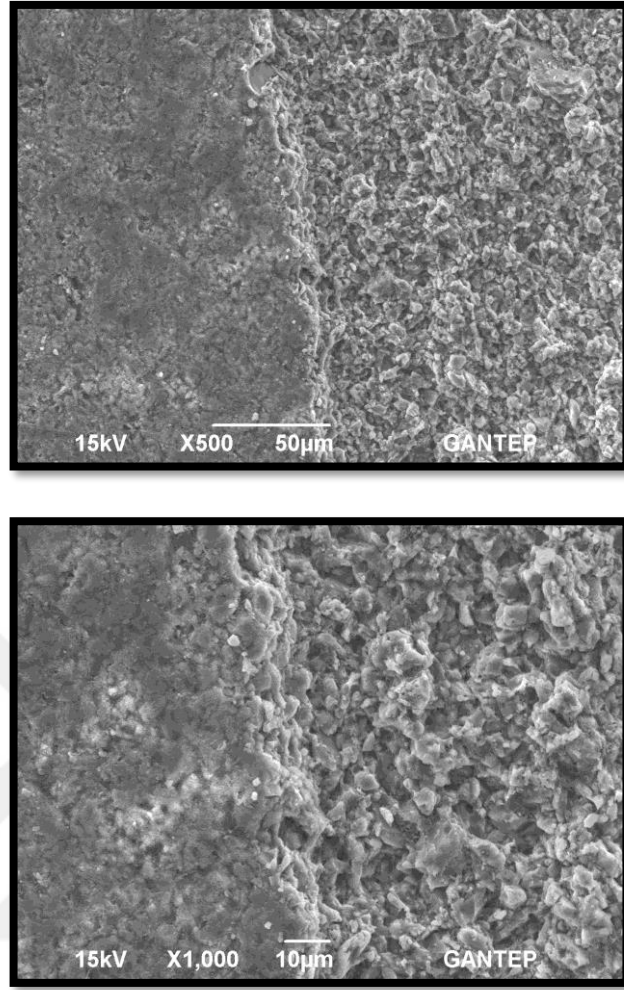
Resim 4.24. : FSL grubunun farklı açı ve örneklerden profilometre görüntüleri (pürüzlendirilen alanın tam ortası)



Resim 4.25. : FSL grubunun farklı açı ve örneklerden profilometre görüntüleri (işlem uygulanan ve uygulanmayan bölgenin geçiş noktası)

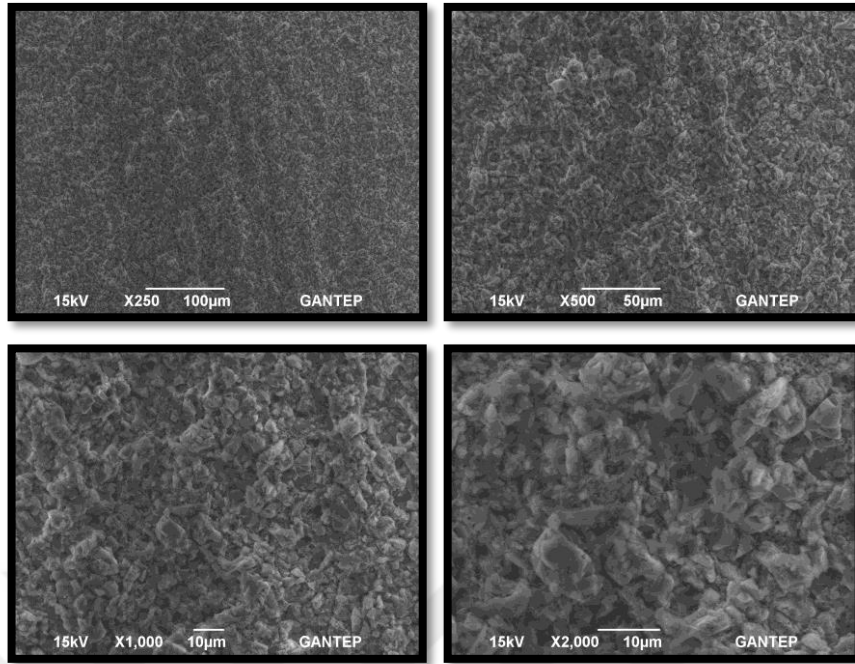
FSL grubunun SEM görüntülerine baktığımızda işlem görmüş yüzey ve işlem görmemiş yüzey arasındaki belirgin sınır bize etrafındaki yapılara minimal hasar verdiğini göstermektedir (Resim 4.26).





Resim 4.26. : FSL ile pürüzlendirme yapılan örneğin; işlem gören görmeyen bölgeler arasındaki geçişin farklı büyütmelelerdeki görüntüsü

FSL grubundaki hibrit seramik materyalinin lazerin taradığı bölgeden alınan farklı büyütmelelerdeki örneklerde homojen yapının olduğu görülmektedir (Resim 4.27).



Resim 4.27. : FSL ile pürüzlendirme yapılan örneğin farklı büyütmelerdeki görüntüsü

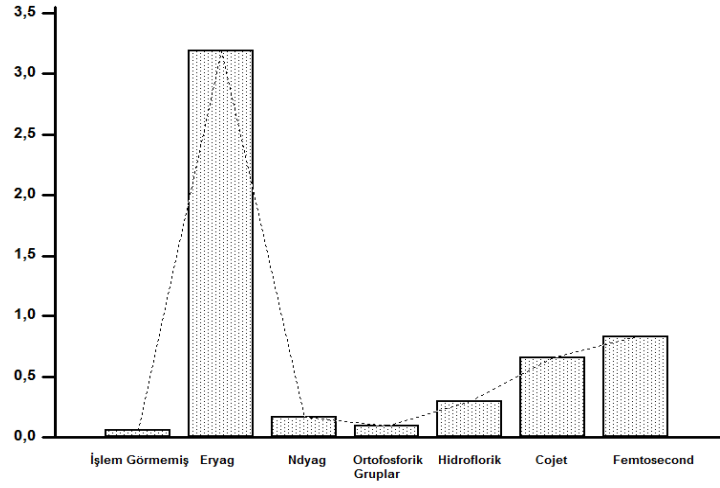
4.5. Grupların Profilometrede Ölçülen Yüzey Pürüzlülüklerinin Analizi

Yüzey pürüzlülükleri profilometrede incelenen ve pürüzlülük miktarı ölçülen örneklerin çoklu karşılaştırma test sonuçları Tablo 4.8’de verilmiştir. Pürüzlülük miktarları her grubun istatistiksel olarak diğer gruplardan anlamlı derecede farklıdır ($p < 0.005$) (Şekil 4.3). Grupların pürüzlülük miktarları Er-YAG > FSL > CJ > HFA > Nd-YAG > OFA > İşlem görmemiş örnek şeklinde sıralanmıştır. Bu sıralama bize bağlanım dayanımının pürüzlülük miktarına bağlı olmadığını göstermektedir.

Tablo 4.8. : Profilometre Sonuçlarının Analizi

Gruplar	Ortalama	n	Ortalama değer	z
(1) ISLEMGORMEMIS	0,060	4	2,50	(2)(3)(4)(5)(6)(7)
(2) Er-YAG	3,191	4	26,50	(1)(3)(4)(5)(6)(7)
(3) Nd-YAG	0,168	4	10,50	(1)(2)(4)(5)(6)(7)
(4) OFA	0,092	4	6,50	(1)(2)(3)(5)(6)(7)
(5) HFA	0,295	4	14,50	(1)(2)(3)(4)(6)(7)
(6) CJ	0,652	4	18,50	(1)(2)(3)(4)(5)(7)
(7) FSL	0,831	4	22,50	(1)(2)(3)(4)(5)(6)

Kruskal-Wallis test=26,483 ; $p=0,0002$



Şekil 4.3. : Profilometre Sonuçlarının Grafiği

5. TARTIŞMA

5.1. : Amacın Tartışılması

Geçmiş yıllarda ortodontik tedavi daha çok çocuklara yapılmaktaydı, ancak günümüz dünyasında artan teknoloji ile birlikte, bilgiye daha çabuk erişim sağlanmaktadır. İnsanlar artık yaygınlaşan internet, haber ve teknoloji sayesinde bilgilere daha kolay ulaşır olmuştur. Durum böyle olunca insanların estetik beklentileri hayli artmaktadır. Teknolojideki bu gelişmeler ve ortodontideki artan teknoloji sayesinde ortodontik tedavi görmek isteyen erişkin sayısı gün geçtikçe artmaktadır (2). Artan erişkin hasta sayısı ile birlikte ortodontistler dişi hareket ettirmek için kullandıkları braketi amalgam, kompozit, seramik gibi protetik tedavi görmüş dişlere yapıştırmak durumunda kalmışlardır. Ortodontide altın standart olarak bilinen minenin asit ile pürüzlendirme işlemi ilk defa 1955 yılında Buonocorre tarafından mine yüzeyine %85'lik OFA uygulanarak yapılmıştır (3). 1955 yılından günümüze mine yüzeyini pürüzlendirmek için farklı metotlar denenmiştir. Mineyi pürüzlendirmek için kullanılan yöntemlere genel olarak bakacak olursak, bunlardan en sık kullanılanı asit ile dağlayarak yapılan pürüzlendirmelerdir. Asitle yapılan pürüzlendirmede araştırmacılar farklı asitleri denemişlerdir. Legler ve arkadaşlarının OFA'nın uygulama süresinin ve konsantrasyonunun SBS üzerine etkisini araştırdıkları in vitro çalışmada %15'lik jel, %37'lik solüsyon ve %5'lik solüsyon formundaki OFA'yı 15'er, 30'ar ve 60'ar sn uygulayacak şekilde 9 farklı grupta etkisini incelemiştir. SBS testinde sonuçları incelediklerinde konsantrasyonun bağlanma dayanımına etkisi istatistiksel olarak anlamsız çıkmış asitleme süresi azaldıkça SBS değerinin düştüğünü söylemişlerdir (139). Urabe ve arkadaşları %10 luk maleik asit ve OFA'nın likit ve jel formlarını kıyasladığı çalışmada aralarında SBS açısından istatistiksel bir fark olmadığını söylemişlerdir (140). Gökçe ve arkadaşları 15'er saniye uyguladığı %10'luk maleik asitle %37 'lik OFA'yı karşılaştırmış, genel olarak maleik asitle hazırlanan örneklerin daha düşük SBS değeri olduğunu söylemişlerdir (141). Tüm bu çalışmalar göz önünde bulundurulduğunda daimi dişlerin asitlenmesinde en uygun yöntemin %30-%40 aralığında jel formdaki OFA'nın 15-30 sn süreyle uygulanması olduğu görüşü ortaya çıkmıştır (142). Mine pürüzlendirmesinde kullanılan diğer bir yöntemde kristal bondingdir. Farquhar ve arkadaşları poliakrilik asitle yaptıkları kristal pürüzlendirmede poliakrilik asiti 30 sn OFA'yı 90 sn

uygulayarak yaptıkları çalışmada SBS değerlerinin poliakrilik asitde OFA'ya göre 3-4 kat daha düşük olduğunu söylemektedir (143). Minenin pürüzlenmesinde mine üzerine Al_2O_3 partikülleri püskürtülerek yüzeyin pürüzlenmesini sağlayan kumlama yöntemine bakacak olursak burdada OFA'nın başarısı dikkat çekmektedir. Olsen ve arkadaşlarının kumlama ve OFA'yı karşılaştırmak için yapmış oldukları çalışmada 30 sn boyunca %37'lik OFA ile 50 μm 'lik, diğerine ise 90 μm 'lik Al_2O_3 partikülleriyle 3 sn boyunca 10 mm uzaklıktan 160 psi basınçla kumlama yapılmış SBS testi sonuçları geleneksel asitlemeye göre çok düşük çıkmıştır (144). Mineyi diğer bir pürüzlendirme yönteminde, lazerle yapılan pürüzlendirmedir. Çapan ve arkadaşlarının mine pürüzlendirmesinde Er-YAG ve OFA'yı karşılaştırdığı çalışmasında Er-YAG'ın en düşük enerjisiyle (80 mJ) uygulanmış lazer pürüzlendirmesi, OFA ile pürüzlendirmeye ve daha yüksek enerjili (100, 120, 150, 170) lazere göre düşük bağlanma dayanımı sağlamıştır. Yüksek enerjili lazer ile OFA'nın SBS değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark çıkmamıştır (145). Bu bilgiler ışığında minenin pürüzlendirilmesinde ortodontistler tarafından benimsenen metotlar bulunmuştur. Ancak kompozit rezinlerin, seramik yüzeylere düşük bağlanım dayanımı yıllardır ortodontistlerin ilgi konusu olmuştur (4,5). Düşük SBS değerini arttırmak için porselen yüzeylere farklı yöntemler denenmiştir. Bu yöntemlerin başında elmas frezle pürüzlendirme, kumlama, HFA, OFA, tribokimyasal kaplama ve lazer sayılabilir (4,146). HFA ile yapılan pürüzlenmede braketler yeterli SBS değerini sağlamaktadır (4,147), ancak HFA'nın canlı dokuları yakma ve yok etme etkisinden dolayı kullanımı kısıtlıdır. HFA yumuşak dokular üzerinde çok ciddi etkiler doğurabileceği rapor edilmiştir. HFA göz, deri ve mukozada ciddi yanıklar oluşturabilmektedir. % 5'lik HFA insan derisine temas ettiği zaman bir kaç saat içinde ağırlı bir tepkimeye yol açabilir. Bu sebeplerden dolayı HFA çoğu ülkede kullanımı sınırlandırılmıştır (90). Öte yandan kumlama ve elmas frezle pürüzlendirme seramik yüzeylerde çatlaklar oluşturabilmektedir (146,148,149). Konvansiyonel yöntemlerin bu dezavantajlarından dolayı lazerlerle porselen yüzeyleri pürüzlendirmek gündeme gelmiştir. Erdur ve arkadaşlarının iki farklı seramik materyali olan Feldspatik ve IPS Empress e-Max üzerinde yaptığı farklı pürüzlendirme tekniklerinde FSL'nin en yüksek SBS değeri verdiğini belirtmişlerdir (138). Li ve arkadaşlarının Nd-YAG lazer ile yaptığı pürüzlendirmelerde optimum SBS değerleri elde edilmiştir (150).

Diş hekimliğinde gün geçtikçe kullanılan materyal sayısı artmaktadır, artan bu materyal çeşitliliği araştırmacıları yeni çıkan materyalleri ideal kullanabilmek için inceleme yoluna götürmüştür. Ortodontistler de kendilerine gelen erişkin bir hastada karşılaşılabileceği farklı materyallerde nasıl bir prosedürle braket yapıştırılması gerektiğini bilmek zorundadırlar. Literatüre baktığımızda son yıllarda geliştirilen hibrit seramik materyallerde bunlardan birtanesidir. Polimerle infiltre seramik ağ materyali olarak adlandırılan Vita Enamic'in ağ yapısı polimer ve seramik olmak üzere iki devamlı ağın birbiri içerisine geçmesiyle oluşur. Bu ikili ağ yapısı sayesinde materyal, kompozit ve seramiklerin avantajlarını bir arada sunar (34,151). Hibrit seramik materyallerin sertliği mine ve dentin arasında olup elastik modülü dentinin elastik modülüne yakındır. Minimal preparasyon (0.2-0.5 mm) gerektiren durumlarda bu materyal rahatlıkla kullanılabilir, minimal kalınlıkta olmasına rağmen yapı olarak çok güçlüdür (33). Awada ve arkadaşlarının hibrit seramik materyallerinin mekanik özelliklerini karşılaştırdığı çalışmalarında, Vita Enamic hibrit seramik materyali düşük esneme direnci ve düşük esneme modülüne sahip olduğunu belirtmişlerdir (152). Düşük esneme modülü materyale gelen yükler karşısında streslerin daha kolay absorbe edilmesini sağlamaktadır. Lauvahutanon ve arkadaşları hibrit seramik materyaller olan GC Cerasmart, Vita Enamic ve Lava Ultimate'i 7 gün suda bekletip 10000 devir termal döngü uygulamış çalışma sonunda materyallerin esneme direnci ve modülünün etkilenip etkilenmediğine bakmıştır. Çalışma sonucunda yaşlandırma işleminden etkilenmeyen tek hibrit seramik materyalinin Vita Enamic olduğunu bildirmişlerdir (41). He ve Swain'in yapmış olduğu çalışmada Vita Enamic in mine ve dentine benzer mekanik özelliklere sahip olduğunu bildirmişlerdir (153). Bizim çalışmamızda da bu avantajlarından dolayı hibrit seramik materyallerden Vita Enamic kullanılmıştır.

Güncel materyal olan hibrit seramiklerle ilgili çalışma sayısı sınırlı olduğundan bu materyali pürüzlendirmek için kullanacağımız Er-YAG lazer, Nd-YAG lazer, Silika kaplı Al_2O_3 ile kumlama (CJ), HFA, OFA ve FSL araştırılarak hibrit seramik materyali için en uygun pürüzlendirme yolunu belirleyip literatüre katkı sağlamak hedeflenmiştir.

5.2. : Materyal Metodun Tartışılması

Diş hekimliğinde yeni bir materyal çıktığı zaman marjinal sızıntısı, biyouyumluluğu, bağlanma dayanımı bakımından in vivo ve in vitro olarak incelenmelidir. Klinik çalışmalar üretilen materyallerin test edilmesi için en uygun çalışmalar olsada, yüksek maliyet ve hasta takibinin yapılması zordur (154). Bunların yanında bireysel farklılıklar ve standardize etmenin mümkün olmayışı araştırmacıları in-vitro çalışmalara yönlendirmiştir. İn vitro çalışmalar kolay, hızlı, ucuz ve standardizasyonu mümkün kılmaktadır (155–157).

Bağlanım dayanımının yapıldığı çalışmalarda seramik örneklerin kalınlıkları değişkenlik göstermektedir. Barutçugil ve arkadaşları Vita Enamic hibrit seramik materyalinin self adeziv rezin simanla bağlanım dayanımını incelediği çalışmada seramik kalınlığını 2 mm olarak belirlemişlerdir (158). Flury ve arkadaşları hibrit seramik materyallerinin yüzey pürüzlülüğünü inceledikleri çalışmalarında materyal kalınlığını 2 mm olarak bildirmişlerdir (159). Çekiç-Nagas ve arkadaşlarının hibrit seramik materyallerinin bağlanım dayanımını araştırdıkları çalışmalarında materyal kalınlığını 1.5 mm olarak belirlemişlerdir (160). Yapılan çalışmalarda seramik kalınlığı değişkenlik göstermekle birlikte akrilik bloklara gömülen örneklerin makaslama bağlanma testi sırasında akrilik bloktan ayrılmaması ve doğru bağlanma kuvveti ölçülebilmesi için minimum 1.5 mm kalınlığa sahip olması gerekmektedir. Bu bilgiler ışığında bizde çalışmamızda hibrit seramik materyalini, kalınlığı 2 şer mm olacak şekilde Metkon™ Micracut 201 cihazıyla keserek numune sayımız tamamlanmıştır.

Braketler sahip oldukları atomik yapılarına göre metal, seramik, plastik olarak sınıflandırılabilirler. Seramik braketler taban özelliği ve tutunma mekanizmasına göre 2 çeşittir, mekanik tutucu olanlar ve kimyasal tutucu olanlar. Mekanik tutuculu seramik braketler metal braketlerin taban alanına benzer şekilde girinti çıkıntısı olan meshler sayesinde tutuculuklarını sağlarlar. Kimyasal tutucu olan seramik braketlerin tabanı düz bir yüzeye sahiptir ve bağlanma kimyasal bir ajan olan silan aracılığıyla sağlanmaktadır. Guess ve arkadaşları yapmış oldukları çalışmalarında seramik braketlerin tabanlarındaki mekanik tutuculuğun yeterli SBS değeri verdiğini söylemişlerdir (161). Storm ve arkadaşları da porselen braketlerdeki mekanik

tutuculuğun yeterli olacağını kimyasal tutuculuk sağlamak için ilave silana gerek olmadığını söylemişlerdir. Bizim çalışmamızda da bu bilgiler ışığında sadece mekanik tutuculuk özelliği bulunan polikristalin yapıda injeksiyon yöntemiyle üretilmiş oluklu taban alanına sahip sol üst santral braket kullanıldı. Knox ve arkadaşları metal braket tabanlarının bağlanım dayanımını incelediği çalışmasında 80 gauge mesh bazlı metal braketlerin yeterli bağlanım dayanımı sağladığını bildirmişlerdir (162). Ayrıca metal alaşımların yüksek basınç altında kalıplara enjekte edilerek metal enjeksiyonla kalıplama (MIM) yöntemiyle üretilen braketlerin daha kaliteli olduğu söylenmektedir (163,164). Bizim tez çalışmamızda da kliniğimizde de sıkça kullanılan MIM tekniği ile üretilen metal braket kullanılmıştır.

Silan, organik ve inorganik materyaller arasında bağlanmayı kuvvetlendirmek için kullanılan hibrit yapıştırıcı bir ajandır. Strobl ve arkadaşları silan uygulamanın yüzey ıslanabilirliğini arttırdığını savunmaktadır (165). Çekiç-Nagas ve arkadaşları hibrit seramikler üzerinde yaptıkları çalışmada silan kullanımını önemle belirtmişler (160). Elsaka ve arkadaşlarının hibrit seramik materyalinin bağlanım dayanımını inceledikleri çalışmalarında silan kullanımının SBS değerini arttırdığını söylemiştir (166). Silan uygulamasının braketle materyal arasındaki bağlantıyı güçlendireceğinden tez çalışmamızda bütün gruplara silan uygulaması yapılmıştır (167,168).

Ortodonti'de yeni bir materyal çıktığı zaman bağlanma dayanımını incelemede izlenecek en kabul görmüş yol, denenecek materyalin ağız ortamına benzer şartları sağlayarak deneyi gerçekleştirmektir. Ağız ortamı sıcaklık değişimi 4-60° C arasında değişmektedir (169). Literatüre baktığımızda diş hekimliğinde en sık kullanılan ağız ortamını taklit edebilme yöntemi termal siklus yöntemidir (169,170). Bizim tez çalışmamızda da yapay yaşlandırma yöntemlerinden termal siklus yöntemi tercih edilmiştir. Çalışmamızda termal siklus işlemi ISO standartları doğrultusunda uygulanmıştır (171). Literatürü incelediğimizde termal siklus cihazının devir, bekleme, transfer süreleri hakkında fikir birliği yoktur. Kurt ve arkadaşları feldspatik porselen, hibrit seramikler ve monolitik zirkonya maddelerine farklı pürüzlendirme yöntemleri yaptıkları çalışmalarında termal siklusu 5-55° C \pm 5° C arasında, bekleme süresi 15 sn ve transfer süresi 10 sn olacak şekilde 1000 devir uygulamışlardır (8).

Ön ve arkadaşları yaptıkları çalışmada $5-55^{\circ} \text{C} \pm 5^{\circ} \text{C}$ arasında 25 sn bekleme 10 sn transfer olacak şekilde 5000 devir termal siklus uygulamıştır (172). Aynı sıcaklıklardaki termal siklus cihazına 25 sn bekleme 10 sn süzme ve 500 devir yapan araştırmacılar da mevcuttur (173). Bizim çalışmamızda da $5-55^{\circ} \text{C} \pm 5^{\circ} \text{C}$ arasında, bekleme süresi 25 sn ve transfer süresi 10 sn olacak şekilde 1000 devir termal siklus uygulanmıştır. Yapılan çalışmalara bakıldığında termal siklus uygulanan çalışmalarda bağlanım dayanım (SBS) azalmaktadır (147,174,175). Ayrıca termal siklus uygulanmayan çalışmaların SBS değerinin daha yüksek çıktığı görülmüştür (176).

Termal siklus işleminden çıkan örneklerin test cihazına taşınması için numunlere özel taşıyıcı blokların hazırlanması gerekmektedir. Bu konu ile ilgili yapılan çalışmaların çoğunda taşıyıcı olarak sağık akrilik malzemesi kullanılmıştır (177–179). Bazı çalışmalarda alçı ve PVC kalıp kullananlarda olmuştur (180–183). Bizim çalışmamızda da kolay kullanımı, ekonomik maliyetli olduğu için braketleri yapıştırılmış hibrit seramikler akrilik kaideye gömülüp makaslama test cihazına taşınmıştır.

Diş hekimliğinde bağlanma dayanımını ölçmek amacıyla literatüre bakıldığında farklı test yöntemleri kullanıldığı görülmektedir. Çekme testi, makaslama testi, mikro çekme testi bunlardan bazılarıdır. En sık kullanılan yöntem ise makaslama ve çekme testleridir. Hızlı sonuç vermesi, kolay uygulanması, klinik kullanımı doğru yansıtması sebebiyle makaslama testleri sıklıkla tercih edilmektedir (184). Bağlanma dayanım testleri (SBS) braket bağlanım kuvvetini ölçmede altın standart olmuştur (147,185). Bu testte kullanılacak ucun hızı ISO/TS 11405 standartlarına göre $0.75 \pm 0.30 \text{ mm/dk}$. olarak bildirilmiştir. Bu hızın üzerine çıkıldığında materyalde anormal stresler oluşup koheziv kırıklara sebep olabileceği ve bağlanma dayanımının doğru tespit edilemeyeceği bildirilmiştir (186). Algera ve arkadaşları farklı braket tabanlarının SBS e etkisini araştırdığı çalışmasında (187), Britton ve arkadaşları seramik ortodontik braketlerin mine yüzeyine SBS değerini araştırdığı çalışmasında (188) Liu ve arkadaşlarının metal ve plastik braketlerin SBS değerlerini karşılaştırdığı çalışmasında (189) makaslama testinin yapılacağı ucun hızını 0.5 mm/dk olarak ayarlamışlardır. Bizim çalışmamızda da çığneme oluşun kuvvetleri daha iyi yansıttığı düşünülen makaslama testi kullanılmış olup bıçağın hareket miktarı hızı en

yaygın olarak kullanılan 0.5 mm/dk. ayrılanmıştır. Her numune universal test cihazı kullanılarak braket CAD-CAM materyalinden ayrılana kadar kama uçlu yükleme başı ile aksiyel kuvvet uygulanmıştır. Numuneleri pozisyonlandırma işlemi standardizasyonu sağlamak için tek bir çalışmacı tarafından yapılmıştır. Daha doğru sonuçlar almak için kama şeklindeki uç direkt braket tabanı ile CAD-CAM blok arasına pozisyonlandırılmış ve momentsiz makaslama kuvveti olması istenmiştir (190,191). SBS testleri teknik hassasiyet gerektiren testlerdir. Kuvvet vektörü doğru ayarlanmadığı takdirde materyal içerisinde koheziv kırıklar oluşabilmektedir (185).

Üniversal test cihazları kuvveti braket kopana uygulamaktadır ve kayıt olarak braketin materyalden ayrılırken uygulanan en yüksek kuvveti almaktadır ve bu veriyi newton cinsinden ölçmektedir. Yapılan çalışmaların çoğunun SBS değerleri megapaskal cinsi olduğundan bu çalışmalarla daha kolay kıyaslama yapmak için newton birimi megapaskala çevrilmiştir (179,192). Bu da newtonu değerini, üretici firmanın belirtmiş olduğu braket taban alanına bölünerek elde edilmektedir.

5.3. Bulguların Tartışılması

Yapılan çalışmalarda braketlerin ağız ortamında tedavi süresini idame ettirebilmesi için ve sabit ortodontik tedavinin tamamlanabilmesi için en az 6-10 Mpa'lık bir bağlanma dayanımı gerektiğini bildirmiştir (193–195). Bizim çalışmamızda ki bütün grupların SBS değeri bu değerin üzerindedir.

Bizim çalışmamızda Vita Enamic materyalinin metal gruplarındaki farklı pürüzlendirmeleri sonuçları kıyaslandığında en yüksek SBS değerinin Nd-YAG lazer ile yapılan pürüzlendirme sonucu olduğu bulunmuştur. Bu durum porselen grubu sonuçları ile karşılaştırıldığında da aynıdır. En yüksek SBS değeri en iyi bağlanım dayanımı anlamına gelmemektedir. Poosti ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada Nd-YAG lazer ile yapılan pürüzlendirmelerde bizim bulduğumuz değerlerden daha düşük değerlerde çıkması kullanılan lazer dozunun daha düşük ve materyallerin farklı olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir (9). Li ve arkadaşlarının daha düşük dozlarda yapmış olduğu pürüzlendirmelerde Nd-YAG lazer ile daha optimum değerler elde edilmiştir (150). Hosseini ve arkadaşları Nd-YAG lazeri farklı dozlarda kullandığı çalışmasında doz arttıkça bağlanım dayanımının arttırdığını göstermiştir

(196). Erdur ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada bizim çalışmamıza benzer dozlar kullanılmış ve Nd-Yag lazer grubunun ortalama bağlanım değeri bizim çalışmamıza göre düşük çıkmıştır buna sebep olarak da bizim kullanmış olduğumuz hibrit seramik materyalinin organik içeriğinin fazla olması ve buna bağlı olarak pürüzlenmenin fazla olması gösterilebilir (138).

Yapmış olduğumuz çalışmada Er-YAG lazer grubunun bağlanım dayanım değerlerini incelediğimizde klinik olarak kabul edilebilir sınır olan 6-10 MPa arasındadır (193–195). Bizim çalışmamızda bulunan Er-YAG lazer grubunun SBS değerlerinin Poosti ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmadan yüksek olması uygulama süresindeki farklılıklardan kaynaklandığı düşünmekteyiz (9). Aynı zamanda, kullanılan materyal farklılığı da SBS değerindeki bu farka sebep olmuş olabileceğini düşünmekteyiz. Erdur ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada Er-YAG grubunun klinik olarak kabul edilebilecek değerin altında SBS değeri göstermesini, bizim çalışmamızla kıyaslıyacak olursak hibrit seramik materyalinin organik içeriğinin fazla olması buna bağlı olarak hibrit seramik materyalinde daha fazla pürüzlenme olduğundan kaynaklandığını düşünmekteyiz (138,193–195). Er-YAG lazer ile yapılan yüzey pürüzlendirmesinde oluşan makroskobik pürüzlenmelerden dolayı hibrit seramikler için bu pürüzlendirme yönteminin uygun olmadığını düşünmekteyiz.

HFA uzun yıllardır porselen tamirinde ya da porselen yüzeylere ortodontik braket yapıştırmada yüzey pürüzlendirilmesi için kullanılmaktadır. HFA ortodontide porselen yüzeylere braket yapıştırmada en çok tercih edilen yöntem olsada insan yumuşak dokusuna hasar verici özelliği bulunduğundan ağız içerisinde kullanılmaması yada çok iyi izolasyon önlemleri alınarak kullanılması gerektiği bildirilmiştir (147,197). Literatürü incelediğimizde HFA ile yapılan porselen pürüzlendirme işlemi yeterli SBS değeri sağlamıştır (7,8,138). Bizim çalışmamızda bu bakımdan literatürle aynı yöndedir.

OFA mine pürüzlendirmesinde altın standart olarak kullanılan yöntemdir. Hibrit seramik materyallerin asidik ortamlardan etkilendiğini söyleyen Backer ve arkadaşları, hibrit seramik materyallerin asidik ortamda yüzey pürüzlülüğünün

arttığını da söylemektedir (198). Bizim çalışmamızda da materyalin OFA ile pürüzlendirilmesi sonucu yüksek SBS değeri çıkması bu çalışmayı desteklemektedir.

Elsaka ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada kojete (CJ) ile yapılan pürüzlendirme HFA, OFA ve frezle pürüzlendirilmeden yüksek, ve istatistiksel olarak farklı bulunmuştur (7). Bizim çalışmamızda da CJ ile yapılan pürüzlendirme klinik olarak istenilen SBS değerini vermiştir, ancak CJ ile yapılan pürüzlendirme OFA ve HF'den anlamlı derece farklı değildir, bunun sebebinin kullanılan metod farklılığından olduğu düşünülmektedir. Özcan ve arkadaşlarının CJ ile pürüzlendirilen yüzeye yapıştırılan braketlerdeki SBS değerinin HFA ile pürüzlendirilen yüzeye yapıştırılan braketlerin SBS değerini kıyasladığı çalışmada bizim çalışmamızla benzer şekilde anlamlı bir fark bulunmamıştır. Aynı çalışmada CJ ile OFA arasındaki farkın istatistiksel olarak farklı çıkması kullanılan materyal farkından olduğu düşünülmektedir (199).

Femtosaniye lazerler (FSL) odaklandıkları malzemelerde, sadece odaklanılan bölgede yüksek hassasiyetle işlem yapılabilmesine olanak verir. Ayrıca çok kısa sürede çok büyük anlık güç uygulayabilmesi materyal üzerinde erime, kopma, parçalanma, debris bırakma gibi olaylara fırsat vermeden işlem yapılan bölgenin buharlaşmasını ve odaklandığı bölgenin çevresine nerdeyse hiç zarar verilmemesini sağlar (12). Bizim çalışmamızda FSL ile pürüzlendirilen grubun SBS değeri istenilen klinik değerler içerisinde (193–195). Akpınar ve arkadaşlarının feldspatik porselen üzerine uyguladıkları farklı pürüzlendirme çalışmasında 0.75 W 'lık dozda kullanılan FSL bizim çalışmamıza benzer şekilde klinik olarak kabul edilebilir seviyede bulunmuştur ancak bizim çalışmamız gibi bulunan bu değer HFA 'den istatistiksel olarak anlamlı değildir (200). Aynı çalışmada Nd-YAG lazerin istatistiksel olarak HFA ve FSL'den düşük SBS değeri vermesi kullanılan lazer dozlarının ve materyallerin farklı olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz. Ağlarcı ve arkadaşlarının çekilmiş insan premolar dışında yaptığı çalışmada Er-YAG lazer, OFA ve FSL'nin pürüzlendirmelerini karşılaştırmıştır. Sonuçları incelediğimizde FSL grubunun istatistiksel olarak düşük SBS göstermesi FSL 'nin dozunun düşük olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir (10). Erdur ve arkadaşlarının yapmış olduğu benzer çalışmada feldspatik porselen ve IPS Empress e-Max seramik yüzeylere FSL, Er-

YAG, Nd-YAG, kumlama ve HFA ile pürüzlendirme yapmış en yüksek SBS değerini FSL ile pürüzlendirilen grupta elde edilmiştir. Bizim çalışmamıza göre FSL ile yapılan pürüzlendirmede yüksek SBS bulunması metot farklılığından bir başka deyişle daha yüksek dozlarda FSL uygulanmasından kaynaklandığı düşünülmektedir (138).

Braket çeşidinin yüzey pürüzlülüğüne etkisine baktığımız zaman bizim çalışmamızda genel olarak metal braketlerin SBS değerleri porselen braketlerin SBS değerlerinden yüksek çıkmıştır ancak bu fark yalnızca Nd-YAG grubunda istatistiksel olarak anlamlıdır. Mirzakouchaki ve arkadaşlarının çekilmiş insan premolar dişleri üzerinde yapmış olduğu çalışmada metal braketlerin porselen braketlere göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek SBS göstermesi bizim çalışmamızı desteklemektedir (201). Ancak literatüre baktığımız da bunun aksi görüşü belirten çalışmalar da mevcuttur. Korbmacher ve arkadaşları, Kuang Liu ve arkadaşları metal ve seramik braketler arasında istatistiksel bir fark olmadığı görüşünü savunmaktadırlar (202,203). Bishara ve arkadaşlarının yapmış olduğu bir çalışmada ise metal braketlerin daha düşük değerde SBS değeri gösterdiği söylenmiştir (204). Çalışmalar arasındaki bu farkın kullanılan materyel, metot ve araştırmacı değişkenlerine bağlı olduğu düşünülmektedir. Ayrıca deney çalışmamızda kullanmış olduğumuz porselen braket türünün polikristalin yapıda olması ve polikristalin braketlerin üretim sistemlerinden kaynaklı kırılğan yapıda olmasının SBS değeri üzerindeki etkisi de göz ardı edilmemelidir.

Profilometre, yüzey pürüzlülüğünün miktarını ölçmek için kullanılan bir cihazdır. Profilometre cihazı elmas ucuyla numuneler üzerinde gezinerek yüzey pürüzlülük miktarını dijital olarak hesaplayarak kaydeder. Başer ve arkadaşları kontak profilometre tekniğinde profilometre ucunun yüzeye dik olarak gelmesi gerektiğini söylemiştir (205). Bizim çalışmamızda da tabanın yüzeye paralel olabilmesi için taban alanı düz olan örnekler profilometrede incelenmiştir. Yapılan grupların pürüzlülük değerlerini profilometreden ortalama değerleri karşılaştırıldığında tüm gruplar birbirinden istatistiksel olarak anlamlı ve farklı olduğu görülmüştür. Aynı zamanda çalışmamızda hiçbir işlem yapılmayan materyalde profilometrede incelenmiş en az pürüzlülük bu grupta çıkmış ve istatistiksel olarak diğer tüm gruplardan anlamlı çıkmıştır. Grupların pürüzlülük miktarları sırasıyla Er-YAG> FSL> CJ> HFA> Nd-

YAG Lazer> OFA> İşlem görmemiş örnek şeklinde sıralandığı görülmüştür. Er-YAG grubundaki makroskobik pürüzlenme bu sıralamayı desteklemektedir. Erdur ve arkadaşlarının feldspatik porselen ve IPS Empress e-Max porselen üzerinde yaptıkları farklı pürüzlendirmelerde en yüksek pürüzlülüğe FSL ile pürüzlendirilen grubun sahip olduğu belirtilmiştir (138). Bizim yapmış olduğumuz çalışmada benzer şekilde FSL ile pürüzlendirilen grup diğer gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek pürüzlülüğe sahip olduğu görülmüştür.

Ortodontik tedavi gören hastalar tedavi bitimlerinde braketleri sökülmesinden sonra pürüzsüz ve sağlam bir yüzey elde etmek isterler (206). Bunun sağlanabilmesi için braketlerin kopma eğiliminin adeziv-mine arayüzünde oluşmasındansa, braketle adeziv arasında ya da adezivin kendi içinde olması istenir. Çünkü braket sökümü sırasında yüzeyde kırık yada çatlama meydana gelebilmektedir (188). Braket sökümü sonrası restorasyonların kullanılabilmesi için kalan yüzeyin durumu çok önemlidir. ARI skor sistemi bu amaçla geliştirilmiş bir yöntemdir. ARI skor sistemi ortodontide adezivlerle ilgili bir çalışma yapıldığı zaman büyük önem taşımaktadır. Herhangi bir özel ekipman gerektirmeyen basit, hızlı bir sistemdir. Çehreli ve arkadaşlarının kalan adeziv miktarının nicel olarak ölçüldüğü bir çalışmada taramalı elektron mikroskobu ile adeziv miktarına bakıp analizleri yapılmıştır ve kalan adeziv miktarı X-ray spektrometreyle sayısal değerleri elde edilmiş sonuçlar ARI skor sistemiyle karşılaştırıldığında her iki yöntemin benzer sonuçlar verdiği söylenmiştir (207). Bu nedenle özel ekipmana ihtiyaç duyulmaması, uygulama kolaylığı ve benzer çalışmalarla kıyaslanabilmesi için bizim çalışmamızda da ARI skor sistemi kullanılmıştır. Montasser ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada SBS testi sonrası örnekler çıplak gözle, $\times 20$ ve $\times 10$ büyütmeyle stereomikroskopta incelenmiş, sonuç olarak $\times 20$ büyütme ve çıplak göz arasında istatistiksel olarak fark bulunmuştur (208). $\times 20$ büyütmede incelenen örneklerde daha yüksek skorlar gözlemlenmişken çıplak göz ve $\times 10$ büyütmede düşük skorlara eğilim vardır. Buna göre yüksek büyütmenin kalan adeziv miktarını belirlemede daha güvenilir olabileceği söylenir. Bizim çalışmamızda örnekler $\times 20$ büyütmeyle incelenmiş olup ARI skorlaması bu değerlendirmeye göre sınıflandırılmıştır. ARI skorlamasının yüksek değer vermesi yüzey üzerinde kalan adeziv miktarının fazla olması anlamına gelmektedir (209). ARI

skorunun yüksek olduğu gruplarda yüzey üzerinde kalan adeziv, bitim frezleri ile yüzeye zarar vermeden kolayca uzaklaştırılabilmektedir.

Braketlere göre ARI skorlarını değerlendirdiğimizde Nd-YAG, HFA, CJ, ve FSL grubundaki skor yoğunlukları istatistiksel olarak anlamlı çıkmıştır. Bir başka deyişle Nd-YAG metal grubunda skorların 2 ve 3 de yoğunlaşması Nd-YAG porselenin skor 2 de yoğunlaşması, HFA metal grubunu skor 3 de yoğunlaşması, HFA porselen grubunun skor 2 de yoğunlaşması, CJ metal grubunun skor 3 de yoğunlaşması, CJ porselen grubunun skor 2 de yoğunlaşması FSL metal grubunun skor 3 de FSL porselen grubunun skor 2 de yoğunlaşması istatistiksel olarak anlamlı çıkmıştır.

Gruplara göre ARI skorunu değerlendirdiğimizde ise metal braket yapıştırılan gruplarda yoğunluğun daha çok skor 3 de görüldüğü (%62,5) ve bunu daha sonra skor 2 nin takip ettiği (%22,9) görülmüştür. Porselen braket yapıştırılan gruplarda da yoğunluğun skor 2 de (%65,6) bunu skor 3'ün (%25) takip ettiğini görmekteyiz. Metallerdeki pürüzlendirme şekillerinin skor 3 ve skor 2 de ki yoğunluğu çalışmamızda istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Başka bi açıdan bakacak olursak metal grupların skor 3 de, porselen grupların skor 2 de ağırlığı var denilebilir. Metal grupların skor 3 de yoğunlaşması adezivle porselen yüzey arasındaki bağlantının adezivle braket tabanı arasındaki bağlantıdan yüksek olduğunu göstermektedir. Porselen grupların skor 2 de yoğunlaşması adezivle yüzey arasındaki bağlantının adezivle metal arasındaki bağlantıdan daha büyük ya da eşit olabileceğini göstermektedir. Bu tablo SBS değerleri ile uyum içerisindedir. Braketlere göre SBS değerlerine baktığımızda yüksek SBS değerlerinin daha çok metal braketlerde olduğunu görmekteyiz.

Hibrit seramik materyallerin yüksek ARI skoru vermesi, hibrit seramik içerisindeki rezinin adezivle oluşturduğu kimyasal bağlantının, adezivle braket tabanı arasındaki mekanik bağlantıdan yüksek olduğundan kaynaklandığını düşünmekteyiz. Bu konuda Kurt ve ark. yapmış olduğu çalışma bizim çalışmamızla benzer sonuçlar göstermiştir (8).

Çalışmamızda braketlere SBS testi uygulandıktan sonra seramik yüzeyde hasar olup olmadığını tespit etmek için nitel bir yöntem olan 0 dan 3 e kadar skor verilerek yapılan porselen fracture index (PFI) skorlaması da yapılmıştır (1). Bu skorlama sistemine göre

- Skor 0 = Seramik yüzey hasar görmemiş
- Skor 1 = Yüzeydeki hasar glaze tabakasıyla veya sadece seramik kısmın üst yüzeyiyle sınırlı
- Skor 2 = Seramik yüzeyinde rezinle tamir gerekecek veya restorasyonun değiştirilmesini gerektirecek şekilde kayıp
- Skor 3 = Seramiğin kor materyalini ortaya çıkaracak şekilde büyük hasar oluşması

Burda istenen skorlar daha çok düşük skorlardır. Dirxen ve ark yapmış oldukları çalışmada Vita Enamic materyalinin kırılma direncini belirten Weibull modülünün yüksek olduğunu söylemiştir (33). Bizim çalışmamızda bu bilgiyi destekler niteliktedir, çalışmamızda PFI değerleri ağırlıklı olarak 0 ve 1 skorları yönündedir. Ancak bu skorların istatistiksel olarak anlamlılık derecesine ulaşamamıştır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Metal ve seramik braketlerin hibrit seramik CAD-CAM materyali üzerinde yapılan farklı yüzey pürüzlendirmelerinde çekme makaslama bağlanım dayanımını değerlendirilmesinin in vitro şartlarda araştırıldığı bu tez çalışmasında aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir.

1. Nd- YAG lazer grubu metal braket yapıştırılan grupta en yüksek SBS değerini vermiştir ($p<0.005$).
2. Nd-YAG lazer grubunun metal braketlerinin bağlanım dayanımı aynı grubun porselen braketinin bağlanım dayanımından yüksek çıkmıştır ($p<0.005$).
3. Kliniklerde sıklıkla kullanılan ve ucuz maliyete sahip olan OFA hibrit seramik materyalinde klinik olarak yeterli SBS değerine ulaşmıştır ancak bu değer istatistiksel olarak anlamlılık seviyesine ulaşmamıştır.
4. FSL grubu bizim çalışmamızda yeterli SBS değeri elde etmiştir ancak bu değer istatistiksel olarak anlamlılık derecesine ulaşmamıştır.
5. Çalışmamızda CJ ve HFA grupları yeterli SBS değerine ulaşmada istatistiksel olarak anlamlılık seviyesinde değildir.
6. Porselen braketler grubunda yapılan farklı pürüzlendirmelerde istatistiksel olarak bir anlamlılık yoktur.
7. Pürüzlülük miktarının optik profilometre ile ölçülüp karşılaştırıldığı test sonucunda bütün gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. Pürüzlülük miktarı Er-YAG> FSL> CJ> HFA >Nd-YAG Lazer>OFA> İşlem görmemiş örnek şeklinde sıralanmıştır.
8. ARI skorlarında metal braketler arasındaki skor 2 ve skor 3'deki yoğunlaşma istatistiksel olarak anlamlıdır. Porselen gruplar arasında istatistiksel olarak bir fark bulunmamıştır.
9. Çalışmamızda PFI skorları için değerlendirme yapıldığında metal ve porselen gruplar için anlamlı bir fark bulunmamıştır.

7. KAYNAKLAR

1. Bourke BM, Rock WP. Factors affecting the shear bond strength of orthodontic brackets to porcelain. *Br J Orthod.* 1999;26(4):285–90.
2. Gökalp S, Doğan BG, Tekçiçek M, Berberoğlu A, Ünlüer Ş. Erişkin ve yaşlılarda ağız-diş sağlığı profili Türkiye-2004. *Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Derg.* 2004;31(4):11–8.
3. Buonocore MG. A Simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel Surfaces. *J Dent Res.* 1955;34(6):849–53.
4. 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.
5. 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.
6. Coldea A, Swain M V., Thiel N. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dent Mater.* 2013;29(4):419–26.
7. Elsaka SE. Influence of surface treatments on bond strength of metal and ceramic brackets to a novel CAD/CAM hybrid ceramic material. *Odontology.* 2016;104:68–76.
8. Kurt İ. Farklı yüzey pürüzlendirmeleri yapılmış monolitik zirkonya, feldspatik porselen ve hibrit porselen materyali ile ortodontik metal ataşman arası bağlantı direncinin ve debonding sonrası yüzey özelliklerinin in-vitro incelenmesi. *Başkent Üniversitesi; 2016.*
9. 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.
10. Aglarci C, Demir N, Aksakalli S, Dilber E, Sözer Akıncı Ö, Kılıç HŞ. Bond strengths of brackets bonded to enamel surfaces conditioned with femtosecond and Er:YAG laser systems. *Lasers Med Sci.* 2016;31:1177–83.
11. Sennaroğlu A. Katıhal Femtosaniye Lazerleri. *Tübitak Bilim Tek Derg.* 2010;Mayıs:48–53.
12. Soylu B. Femtosaniye Lazer ile İnce Metal Filmler Üzerinde Nano Boyutta Yapılar Oluşturma. *İstanbul Teknik Üniversitesi; 2012.*
13. Jones D. Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dent Clin North Am.* 1985;29(4):621–44.
14. 15. Goldstein MC. Adult orthodontics. *Am J Orthod.* 1953;39:401–24.
16. Leonard J, Seide BA. Adult orthodontics. *Am J Orthod.* 1965;51(5):342–52.
17. Granerus R. Orthodontics as an therapeutic measure in reconstruction of adult dentition. *Eur Orthod.* 1956;141.
18. Ertinger H. Orthodontic treatment of adults in certain indicated instances.

- Fortschr Kieferthop. 1956;16:284–90.
19. Salzmann AJ. Adult orthodontics. 1957;302.
 20. Kelly J, Nishimura I, Campbell S. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent.* 1996;75(1):18–32.
 21. Blank J. Scientifically based rationale and protocol for use of modern indirect resin inlays and onlays. *J Esthet Restor Dent.* 2000;12(4):195–208.
 22. Wildgoose DG, Johnson A, Winstanley RB. Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review. *J Prosthet.* 2004;91(2):136–43.
 23. Baumann M, Heidemann D. Biocompatibility of dental inlay ceramics. Intern Symp on Computer Restorations Berlin: Quintessence. 1991. 373-376 s.
 24. Rykke M. Dental materials for posterior restorations. *Dent Traumatol.* 1992;8(4):139–48.
 25. Milleding P, Örtengren U, Karlsson S. Ceramic inlay systems: some clinical aspects. *J Oral Rehabil.* Blackwell Publishing Ltd; 1995;22(8):571–80.
 26. Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-Ceramic Restorations. *J Am Dent Assoc.* Mart 1997;128(3):297–307.
 27. Qualtrough AJE, Wilson NHF. A 3-year clinical evaluation of a porcelain inlay system. *J Dent.* 1996;24(5):317–23.
 28. Thordrup M, Isidor F. A one-year clinical study of indirect and direct composite and ceramic inlays. *Eur J Oral Sci.* Blackwell Publishing; 1994;102(3):186–92.
 29. Conrad HJ, Seong W-J, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *J Prosthet Dent.* 2007;98(5):389–404.
 30. Yavuzyilmaz, H. Turhan, B. Bavbek B. Tam porselen sistemleri. *GÜ Dişhek Fak Derg.* 2005;22(1):49–60.
 31. Gracis S, Thompson V, Ferencz J. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *International.* 2015;28:228–32.
 32. Anderson J. *Applied Dental Materials.* 4 th ed, Blackwell Scientific Publication. 1972. 157-169 s.
 33. Dirxen C, Blunck U, Preissner S. Clinical performance of a new biomimetic double network material. *Open Dent J.* Bentham Science Publishers; 2013;7:118–22.
 34. Ryou H, Amin N, Ross A, Eidelman N, Wang DH, Romberg E, vd. Contributions of microstructure and chemical composition to the mechanical properties of dentin. *J Mater Sci Mater Med.* 2011;22(5):1127–35.
 35. Kassem AS, Atta O, El-Mowafy O. Fatigue resistance and microleakage of CAD/CAM ceramic and composite molar crowns. *J Prosthodont.* 2012;21(1):28–32.
 36. Spitznagel FA, Horvath SD, Guess PC, Blatz MB. Resin Bond to indirect

- composite and new ceramic/polymer materials: A review of the literature. *J Esthet Restor Dent*. 2014;26(6):382–93.
37. Apholt W, Bindl A, Lüthy H, Mörmann W. Flexural strength of Cerec 2 machined and jointed in ceram-alumina and in ceram-zirconia bars. *Dent Mater*. 2001;17(3):260–7.
 38. Horvitz D, Gotman I, Gutmanas E., Claussen N. In situ processing of dense Al₂O₃–Ti aluminide interpenetrating phase composites. *J Eur Ceram Soc*. 2002;22(6):947–54.
 39. VITA E. Available at: <http://vident.com/wp-content/uploads/>; 2014. 2014.
 40. Della Bona A, Corazza PH, Zhang Y. Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dent Mater*. 2014;30(5):564–9.
 41. Lauvahutanon S, Takahashi H, Shiozawa M, Iwasaki N, Asakawa Y, Oki M, vd. Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dent Mater J*. 2014;33(5):705–10.
 42. Chen C, Trindade FZ, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. The fracture resistance of a CAD/CAM Resin Nano Ceramic (RNC) and a CAD ceramic at different thicknesses. *Dent Mater*. 2014;30(9):954–62.
 43. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: Core and veneer materials. *J Prosthet Dent*. 2002;88(1):10–5.
 44. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater*. 2009;28(1):44–56.
 45. Duret Francois, Blouin Jean-Louis DB. CAD-CAM in dentistry. *J Am Dent Assoc*. 1988;117(6):715–20.
 46. Syu J, Byrne G. Influence of finish-line geometry on the fit of crowns. 1993.
 47. Harry D, Alma D, Der ZJ Van, Marinus W Van. Marginal fit and short-term clinical performance of porcelain-veneered CICERO, CEREC, and Procera onlays. *J Prosthet Dent*. 2000;84(5):506–13.
 48. Duret F, Preston JD. CAD/CAM imaging in dentistry. *Curr Opin Dent*. 1991;1(2):150–4.
 49. Palin W, Burke F. Trends in Indirect Dentistry 8. CAD/CAM Technology. *Dent Update*. 2005;32(10):566–72.
 50. Heffernan J. Micheal, Aquilino A. Steven D-AAM. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: Core materials. *J Prosthet Dent*. 2002;88(1):4–9.
 51. Liu Perng-Ru. A Panorama of Dental CAD/CAM Restorative Systems. *Compendium*. 2005;26(7):507–13.
 52. Feuerstein P. Can technology help dentists deliver better patient care? *J Am Dent Assoc*. 2004;135:11–6.
 53. Christensen GJ. Computerized restorative dentistry. State of the art. *J Am Dent Assoc*. 2001;132(9):1301–3.

54. Coluzzi DJ. Fundamentals of dental lasers: science and instruments. *Dent Clin North Am.* 2004;48:751–70.
55. Prause MA. Diş hekimliği ve laser sistemleri. *Diş Hekim Klin Derg.* 2000;13(2):44–7.
56. Önal B. Diş sert dokularında laser kullanımı. *Diş Hekim Klin Derg.* 1993;2:61–4.
57. Strauss RA. Esthetics and laser surgery. *Esthet Dent.* 2001;441–51.
58. Einstein A. The quantum theory of radiation. 1917;(18):121–8.
59. Schamberg JF. An examination into the claims of the ref-light treatment of smallpox. *J Am Med Assoc.* 1903;XL(18):1183–219.
60. Mainman T. Stimulated optical radiation by ruby. *Nature.* 1960;(189):493–4.
61. Özgen ZY. Türkiye klinikleri kozmetik dermatoloji özel dergisi. C. 6, Türkiye Klinikleri. 2013. 15-16 s.
62. Goldman L, Hornby P, Meyer R, Goldman B. Impact of the laser on dental caries. *Nature.* 1964;203(4943):417.
63. Stern RH, Sognaes RF. Laser Effect On Dental Hard Tissues. A Preliminary Report. *J South Calif State Dent Assoc.* 1965;33(1):17–9.
64. Glinkowski W, Pokora L. Lasery w terapii. *Laser Instruments-Centrum Techniki Laserowej.* Warszaza; 1993.
65. Göknaar Y. Diş hekimliğinde lazer uygulamaları. *Dentiss.* 2007;1(2):28–32.
66. Coluzzi DJ. An overview of laser wavelengths used in dentistry. *Dent Clin North Am.* 2000;44(4):753–65.
67. Tuna N. Elektroterapi. Nobel Tıp Kitabevi Yayınları. Çapa/İstanbul; 1989.
68. Bahar A, Tagomori S. The effect of normal pulsed Nd-YAG laser irradiation on pits and fissures in human teeth. *Caries Res.* 1994;28(6):460–7.
69. Pick RM. Current status of lasers in soft tissue dental surgery. *J Periodontal.* 1993;64:589–602.
70. Osvval VH, Kashima HK, Flood LM. The CO2 laser in otolaryngology and head & neck surgery. Cambridge Univ Press. Wright London; 1988. 6 s.
71. Goldman L, Rockvell J. Lasers in Medicine. Gordon Breach, Sci Publ INC. 1971;7-18-49.
72. Kollow LA. Lasers in pediatric dentistry. *Dent Clin North Am.* 2004;48(4):889–922.
73. De Nguyen T, Turcotte JY. Lasers in dentistry and in oral and maxillofacial surgery. *Can Dent Assoc.* 1994;60(3):227–8, 231–6.
74. Lyles ST. Biology of microorganisms. The CV Mosby Company,. 1969. 81-100 s.
75. Sun G, Tuner J. Low-level laser therapy in dentistry. *Dent Clin North Am.* 2004;48(4):1061–76.

76. Kutsch VK. Lasers in Dentistry: Comparing wavelengths. *J Am Dent Assoc.* 1993;124(2):49–54.
77. Baxter G. Therapeutic lasers: Theory and practice. 1st baskı. London Churchill Livingstone; 1994. 50-59 s.
78. Moritz A, Franziska B. Oral laser application. 1. baskı. Quintessenz Verlags; Berlin; 2006. 75-138 s.
79. Moritz A, Franziska B. Oral Laser Application. 1. baskı. Quintessenz Verlags; Berlin; 2006. 75-138 s.
80. Ho GW, Matinlinna JP. Insights on ceramics as dental materials. Part I: ceramic material types in dentistry. *Silicon.* 2011;3(3):109–15.
81. Valandro LF, Bona A Della, Bottino MA, Neisser M. The effect of ceramic surface treatment on bonding to densely sintered alumina ceramic. *J Prosthet Dent.* 2005;93(3):253–9.
82. Lawrence M, Padipatvuthikul P. Variables related to materials and preparing for bond strength testing irrespective of the test protocol. *Dent Mater.* 2010;26(2):e17–23.
83. Pisani P. Influence of ceramic surface conditioning and resin cements on microtensile bond strength to a glass ceramic. *J Prosthet Dent.* 2006;96(6):412–7.
84. Canay S, Hersek N, Ertan A. Effect of different acid treatments on a porcelain surface 1. *J Oral Rehabil.* 2001;28(1):95–101.
85. Landuyt KL Van, Snauwaert J, Munck J De, Peumans M, Yoshida Y, Coutinho E, vd. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials.* 2007;28(26):3757–85.
86. Foxton R, Pereira P, Nakajima M, Tagami J, Miura H. Durability of the dual-cure resin cement/ceramic bond with different curing strategies. *J Adhes Dent.* 2002;4:49–59.
87. Eduardo C de P, Bello-Silva MS, Moretto SG, Cesar PF, Moreira de Freitas P. Microtensile bond strength of composite resin to glass-infiltrated alumina composite conditioned with Er,Cr:YSGG laser. *Lasers Med Sci.* 2012;27(1):7–14.
88. Alex G. Preparing porcelain surfaces for optimal bonding. *Compend Contin Educ Dent.* 2008;29(4):324–35.
89. Ho GW, Matinlinna JP. Insights on Ceramics as Dental Materials. *Silicon.* 2011;3(3):109–15.
90. Çömlekoğlu M, Dündar M, Güngör M, Sen B, Artunç C. Preliminary evaluation of titanium tetrafluoride as an alternative ceramic etchant to hydrofluoric acid. *J Adhes Dent.* 2009;11(6):447–53.
91. ESPE. CoJet Product Dossier. 1998.
92. Meng X, Yoshida K, Atsuta M. Microshear bond strength of resin bonding systems to machinable ceramic with different surface treatments. *J Adhes Dent.*

- 2008;10(3):189–96.
93. Della-Bona A. Characterizing ceramics and the interfacial adhesion to resin: II- the relationship of surface treatment, bond strength, interfacial toughness and fractography. *J Appl Oral Sci.* 2005;13(2):101–9.
 94. Madina M, Özcan M, Badawi M. Effect of surface conditioning and taper angle on the retention of IPS e.max Press crowns. *J Prosthodont.* 2010;19(3):200–4.
 95. Owen A, Garry JPF. The influence of cement lute, thermocycling and surface preparation on the strength of a porcelain laminate veneering material. *Dent Mater.* 2004;20(3):286–92.
 96. Matinlinna J, Lassila L, Özcan M, Yli-Urpo A, Vallittu P. An introduction to silanes and their clinical applications in dentistry. *Int J Prosthodont.* 2004;17(2):155–64.
 97. Salvio LA, Correr-Sobrinho L, Consani S, Sinhoreti MA., Goes MF d., Knowles JC. Effect of water storage and surface treatments on the tensile bond strength of IPS Empress 2 ceramic. *J Prosthodont.* 2007;16(3):192–9.
 98. Akova T, Aytutuldu N, Yoldaş O. The evaluation of different surface treatment methods for porcelain–composite bonding. *Int J Adhes Adhes.* 2007;27:20–5.
 99. Kato H, Matsumura H, Tanaka T, Atsuta M. Bond strength and durability of porcelain bonding systems. *J Prosthet Dent.* 1996;75:163–8.
 100. Hooshmand T, Noort R, Keshvad A. Bond durability of the resin-bonded and silane treated ceramic surface. *Dent Mater.* 2002;18(2):179–88.
 101. Nagai T, Kawamoto Y, Kakehashi Y, Matsumura H. Adhesive bonding of a lithium disilicate ceramic material with resin-based luting agents. *J Oral Rehabil.* 2005;32(8):598–605.
 102. Spohr A, Sobrinho L, Consani S, Sinhoreti M, Knowles J. Influence of surface conditions and silane agent on the bond of resin to IPS Empress 2 ceramic. *Int J Prosthodont.* 2003;16(3):277–82.
 103. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2003;89(3):268–74.
 104. Pereira CN de B, Buono VTL, Mota JML de F. The influence of silane evaporation procedures on microtensile bond strength between a dental ceramic and a resin cement. *Indian J Dent Res.* 2010;21(2):238–43.
 105. Lung CYK, Matinlinna JP. Aspects of silane coupling agents and surface conditioning in dentistry: an overview. *Dent Mater.* 2012;28(5):467–77.
 106. Antonucci J, Dickens SH, Fowler BO, Hockin HKX, McDonough WG. Chemistry of silanes: interfaces in dental polymers and composites. *J Res Natl Inst Stand Technol.* 2005;110(5):541–58.
 107. Barghi N. To silanate or not to silanate: making a clinical decision. *Compend Contin Educ Dent.* 2000;21(8):659–64.
 108. Nihei T, Kurata S, Kondo Y, Umemoto K, Yoshino N, Teranaka T. Enhanced hydrolytic stability of dental composites by use of fluoroalkyltrimethoxysilanes.

- J Dent Res. 2002;81:482–6.
109. Matinlinna JP, Lassila LVJ, Kangasniemi I, Yli-Urpo A, Vallittu PK. Shear bond strength of bis-GMA and methacrylated dendrimer resins on silanized titanium substrate. *Dent Mater.* 2005;3(21):287–96.
 110. 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.
 111. Li R. Development of a ceramic primer with higher bond durability for resin cement. *J Oral Rehabil.* 2010;37(7):560–8.
 112. Aida M, Wakami M, Watanabe T, Omura Y, Nishiyama N. Effects from applying adhesive agents onto silanated porcelain surface on the resin bond durability. *Dent Mater J.* 2008;27(3):427–32.
 113. Nogami T, Tanoue N, Atsuta M, Matsumura H. Effectiveness of two-liquid silane primers on bonding sintered feldspathic porcelain with a dual-cured composite luting agent. *J Oral Rehabil.* 2004;31(8):770–4.
 114. Liu Q, Meng X, Yoshida K, Luo X. Bond degradation behavior of self-adhesive cement and conventional resin cements bonded to silanized ceramic. *J Prosthet Dent.* 2011;105(3):177–84.
 115. Passos SP, Valandro LF, Amaral R, Özcan M, Bottino AM, Kimpara ET. Does adhesive resin application contribute to resin bond durability on etched and silanized feldspathic ceramic? *J Adhes Dent.* 2008;10(6):455–60.
 116. Brentel AS, Ozcan M, Valandro LF, Alarça LG, Regina A, Bottino MA. Microtensile bond strength of a resin cement to feldspathic ceramic after different etching and silanization regimens in dry and aged conditions. *Dent Mater.* 2007;23(11):1323–31.
 117. Gale MS. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent.* Elsevier; 01 Şubat 1999;27(2):89–99.
 118. Longman CM, Pearson GJ. Variations in tooth, surface temperature in the oral cavity during fluid intake. *Biomaterials.* 1987;8(5):411–4.
 119. Spierings TAM, Peters MCRB, Bosman F, Plasschaert AJM. Verification of theoretical modeling of heat transmission in teeth by in vivo experiments. *J Dent Res.* 1987;66(8):1336–9.
 120. Ayaz F, Tağtekin D, Yanıkoğlu F. Dentine bağlanma ve değerlendirme metotları. *Atatürk Ünv Diş Hek Fak Derg.* 2011;4:49–56.
 121. Eren F. Er,Cr:YSGG ve Er:YAG Lazer ile hazırlanan dentin yüzeylerine, farklı rezin simanlarla uygulanan seramiklerin bağlanma kuvvetlerinin in-vitro olarak incelenmesi. *Doktora tezi,Marmara Üniversitesi;* 2009.
 122. Perdigão J. New developments in dental adhesion. *Dent Clin North Am.* 2007;51(2):333–57.
 123. Technical Specification. Dental materials-Testing of adhesion to tooth structure. *ISO/TS 11405:2003(E) 2nd ed, Switzerland.*

124. Braga RR, Meira JBC, Boaro LCC, Xavier TA. Adhesion to tooth structure: a critical review of “macro” test methods. *Dent Mater.* 2010;26(2):38–49.
125. Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ. The influence of cross-sectional shape and surface area on the microtensile bond test. *Dent Mater.* 1998;14(3):212–21.
126. Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM. Adhesion testing of dentin bonding agents: A review. *Dent Mater.* 1995;11(2):117–25.
127. Borges GA, Goes MF de, Platt JA, Moore K, Menezes FH de, Vedovato E. Extrusion shear strength between an alumina-based ceramic and three different cements. *J Prosthet Dent.* 2007;98(3):208–15.
128. Hong YH, Lew KKK. Quantitative and qualitative assessment of enamel surface following five composite removal methods after bracket debonding. *Eur J Orthod.* 1995;17(2):121–8.
129. Kim S-S, Park W-K, Son W-S, Ahn H-S, Ro J-H, Kim Y-D. Enamel surface evaluation after removal of orthodontic composite remnants by intraoral sandblasting: A 3-dimensional surface profilometry study. *Am J Orthod Dentofac Orthop Elsevier.* 2007;132(1):71–6.
130. Chen C-S, Hsu M-L, Chang K-D, Kuang S-H, Chen P-T, Gung Y-W. Failure analysis: enamel fracture after debonding orthodontic brackets. *Angle Orthod.* 2008;78(6):1071–7.
131. Çehreli S, Polat-Ozsoy Ö, Sar C, Çubukçu HE, Çehreli Z. A comparative study of qualitative and quantitative methods for the assessment of adhesive remnant after bracket debonding. *Eur J Orthod.* 2012;34(2):188–92.
132. Keçik D, Çehreli S, Sar C, Unver B. Effect of acidulated phosphate fluoride and casein phosphopeptide-amorphous calcium phosphate application on shear bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod.* 2008;78(1):129–33.
133. Bishara SE, VonWald L, Olsen ME, Laffoon JF, Jakobsen JR. Effect of light-cure time on the initial shear bond strength of a glass-ionomer adhesive. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2000;117(2):164–8.
134. Sfondrini M, Cacciafesta V, Pistorio A, Sfondrini G. Effects of conventional and high-intensity light-curing on enamel shear bond strength of composite resin and resin-modified glass-ionomer. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2001;119(1):30–5.
135. Kakaboura A, Fragouli M, Rahiotis C, Silikas N. Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. *J Mater Sci Mater Med.* 2007;18(1):155–63.
136. Bourauel C, Fries T, Drescher D, Plietsch R. Surface roughness of orthodontic wires via atomic force microscope, laser specular reflectance, and profilometry. *Eur J Orthod.* 1998;20(1):79–92.
137. Whitehead SA, Shearer AC, Watts DC, Wilson NHF. Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic. *J Oral Rehabil.* 1995;22(6):421–7.
138. Erdur EA, Basciftci FA. Effect of Ti:sapphire laser on shear bond strength of

- orthodontic brackets to ceramic surfaces. *Laser Surg Med.* 2015;47(6):512–9.
139. Legler LR, Retief DH, Bradley EL, Denys FR, Sadowsky PL. Effects of phosphoric acid concentration and etch duration on the shear bond strength of an orthodontic bonding resin to enamel: An in vitro study. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1989;96(6):485–92.
140. Urabe H, Rossouw PE, Titley KC, Yamin C. Combinations of etchants, composite resins and bracket systems: An important choice in orthodontic bonding procedures. *Angle Orthod.* 1999;69(3):267–75.
141. Gökçe K. Farklı mine yüzeylerine, çeşitli ortamlarda, bağlayıcı ajan uygulamalarının bağlanma şiddeti yönünden in vitro koşullarda değerlendirilmesi. Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi; 1996.
142. Peynirci AO. Sabit Ortodontik Tedavide Kullanılan Farklı Taban Yapılarına Sahip Braket Çeşitlerinin İn Vitro Karşılaştırılması. Doktora Tezi, EGE Üniversitesi; 2009.
143. Farquhar RB. Direct bonding comparing a polyacrylic acid and a phosphoric acid technique. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1986;90(3):187–94.
144. Olsen ME, Bishara SE, Damon P, Jakobsen JR. Comparison of shear bond strength and surface structure between conventional acid etching and air-abrasion of human enamel. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1997;112(5):502–6.
145. Çapan C. Fosforik asit ve Er:YAG laser ile pürüzlendirilen mine yüzeylerine yapıştırılan braketlerin sıyırma kuvvetlerine olan dirençlerinin karşılaştırılması. Doktora Tezi, Yeditepe Üniversitesi, İstanbul; 2005.
146. 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.
147. Zachrisson ØY, Zachrisson BU, Büyükyılmaz T. Surface preparation for orthodontic bonding to porcelain. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1996;109(4):420–30.
148. 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.
149. Kocadereli İ, Canay Ş, Kivanç A. Tensile bond strength of ceramic orthodontic brackets bonded to porcelain surfaces. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2001;119(6):617–20.
150. Li R, Ren Y, Han J. Effects of pulsed Nd:YAG laser irradiation on shear bond strength of composite resin bonded to porcelain. *West China J Stomatol.* 2000;18(6):377–9.
151. Tatal Z, Şener-Yamaner ID, Tuncer EB. Dental seramiklerin tarihsel gelişimi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg.* 2015;10(10):155–66.
152. Awada A, Nathanson D. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *J Prosthet Dent.* 2015;114(4):587–93.
153. He L-H, Swain M. A novel polymer infiltrated ceramic dental material. *Dent*

- Mater. 2011;27(6):527–34.
154. Moll K, Fritzenschaft A, Haller B. In vitro comparison of dentin bonding systems: Effect of testing method and operator. *Quintessence Int.* 2004;35:845–52.
 155. Roberson T, Heymann H, Swift E. *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry.* 2006. 5th ed.
 156. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, vd. A Critical Review of the Durability of Adhesion to Tooth Tissue: Methods and Results. *J Dent Res.* 2005;84(2):118–32.
 157. Chang JC, Hart DA, Estey AW, Chan JT. Tensile bond strengths of five luting agents to two CAD-CAM restorative materials and enamel. *J Prosthet Dent.* 2003;90(1):18–23.
 158. Barutçigil K, Barutçigil Ç, Kul E, Özarslan MM, Buyukkaplan US. Effect of Different Surface Treatments on Bond Strength of Resin Cement to a CAD/CAM Restorative Material. *J Prosthodont.* 2016;
 159. Flury S, Schmidt SZ, Peutzfeldt A, Lussı A. Dentin bond strength of two resin-ceramic computer-aided design/computer-aided manufacturing (CAD/CAM) materials and five cements after six months storage. *Dent Mater J.* 2016;35(5):728–35.
 160. Cekic-Nagas I, Ergun G, Egilmez F, Vallittu PK, Lassila LVJ. Micro-shear bond strength of different resin cements to ceramic/glass-polymer CAD-CAM block materials. *J Prosthodont Res.* 2016;60(4):265–73.
 161. Guess MB, Watanabe LG, Beck FM, Crall MG. The effect of Silane coupling agents on the bond strength of a polycrystalline ceramic bracket. *J Clin Orthod.* 1988;22(12):788–92.
 162. Knox J, Hubsch P, Jones ML, Middleton J. The Influence of Bracket Base Design on the Strength of the Bracket-Cement Interface. *J Orthod.* 2000;27(3):249–54.
 163. Tosun Y. *Sabit Ortodontik Apareylerin Biyomekanik Prensipleri.* İzmir: Ege Üniversitesi Basımevi; 1999.
 164. Zinelis, S., Annousaki, O., Makou, M., Eliades T. Metallurgical characterization of orthodontic brackets produced by metal injection molding (MIM). *Angle Orthod.* 2005;6:1024–31.
 165. Strobl K, Bahns TL, Wiliham L, Bishara SE, Stwalley W. Laser-aided debonding of orthodontic ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1992;101(2):152–8.
 166. Elsaka SE. Bond Strength of Novel CAD/CAM Restorative Materials to Self-Adhesive Resin Cement: The Effect of Surface Treatments. *J Adhes Dent.* 2014;16:531–40.
 167. Alvaro DB, Shen C, Anusavice KJ. Work of adhesion of resin on treated lithia disilicate-based ceramic. *Dent Mater.* 2004;20(4):338–44.
 168. 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.
169. Wendt J. SL, McInnes PM, Dickinson GL. The effect of thermocycling in microleakage analysis. *Dent Mater.* 1992;8(3):181–4.
170. Türkün Ş, Ergücü Z. Estetik restoratif materyallerin mikrosızıntı çalışmalarında kullanılan gereç ve yöntemlerin karşılaştırılması. *GÜ Dişhek Fak Derg.* 2004;21:143–51.
171. 11405 I. In: *Dental Materials- Testing of Adhesion to Tooth Structure.* 2003;
172. Salman-Ön G. Farklı CAD/CAM materyalleri kullanılarak hazırlanan onley ve overley restorasyonlardan farklı preperasyon tasarımlarının kırılma dayanımına etkisi. *Uzmanlık Tezi, Dicle Üniversitesi;* 2016.
173. Karan S. Ortodontide Seramik ve Kompozit Yüzeyle Bağlanma: Farklı Materyal ve Yüzey Değişikliği Uygulamalarının Metal ve Porselen Braketlerin Basma Dayanıklılığı Üzerindeki Etkileri. *Doktora Tezi, Çukurova Üniversitesi;* 2007.
174. 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.
175. Sorensen JA, Engelman MJ TTA. Shear bond strength of composite resin to porcelain. *Int J Prosthet Dent.* 1991;4:17–23.
176. Kocadereli İ, Canay Ş, Kivanç A. Tensile bond strength of ceramic orthodontic brackets bonded to porcelain surfaces. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2001;119(6):617–20.
177. Arnold RW, Combe EC, Warfrod JH. Bonding of stainless steel brackets to enamel with a new self-etching primer. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2002;122(3):274–6.
178. Webster MJ, Nanda RS, Duncanson MG, Khajotia SS, Sinha P. The effect of saliva on shear bond strengths of hydrophilic bonding systems. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2001;119(1):54–8.
179. Harari D, Aunni E, Gillis I, Redlich M. A new multipurpose dental adhesive for orthodontic use: An in vitro bond-strength study. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2000;118(3):307–10.
180. McCourt JW, Cooley RL, Barnwell S. Bond strength of light-cure fluoride-releasing base-liners as orthodontic bracket adhesives. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1991;100(1):47–52.
181. 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;111(4):366–73.
182. Maijer R, Smith DC. Variables influencing the bond strength of metal orthodontic bracket bases. *Am J Orthod.* 1981;79(1):20–34.
183. Zeppieri IL, Chung C-H, Mante FK. Effect of saliva on shear bond strength of an orthodontic adhesive used with moisture-insensitive and self-etching

- primers. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2003;124(4):414–9.
184. Derand T, Molin M, Kvam K. Bond strength of composite luting cement to zirconia ceramic surfaces. *Dent Mater.* 2005;21(12):1158–62.
 185. Winchester L. Direct Orthodontic Bonding to Porcelain: An In Vitro Study. *Br J Orthod.* 1991;18(4):299–308.
 186. Dental materials-Testing of adhesion to tooth structure. In: ISO/TS 11405 Technical Specification. 2nd ed, Geneva, Switzerland; 2003.
 187. Algera TJ, Kleverlaan CJ, Prahl-Andersen B, Feilzer AJ. The influence of different bracket base surfaces on tensile and shear bond strength. *Eur J Orthod.* 2008;30(5):490–4.
 188. Britton JC, Mcinnes P, Weinberg R, Ledoux WR, Retief DH. Shear bond strength of ceramic orthodontic brackets to enamel. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1990;98(4):348–53.
 189. Liu J-K, Chuang S-F, Chang C-Y, Pan Y-J. Comparison of initial shear bond strengths of plastic and metal brackets. *Eur J Orthod.* 2004;26(5):531–4.
 190. Veil I, Akin M, Baka ZM, Uysal T. Effects of different pre-treatment methods on the shear bond strength of orthodontic brackets to demineralized enamel. *Acta Odontol Scand.* 2016;74(1):7–13.
 191. Robert L, Waldemar T, Rijk G, Carla AE. Tensile and shear stresses in the orthodontic attachment adhesive layer with 3D finite element analysis. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1999;116(5):530–2.
 192. Charuphan O, Bishara SE, Ajlouni R. The effect of blood contamination on the shear bond strength of orthodontic brackets with the use of a new self-etch primer. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2003;123(5):547–50.
 193. Barbosa VLT, Almeida MA, Chevitarese O, Olga KM. Direct bonding to porcelain. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1995;107(2):159–64.
 194. Årtun J, Bergland S. Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid-etch enamel pretreatment. *Am J Orthod.* 1984;85(4):333–40.
 195. 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.
 196. 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.
 197. Graber T, Vanarsdall R, Vig W. *Orthodontics: Current principles and techniques.* C. 4, Elsevier Mosby. 2005.
 198. Backer AD, Münchow EA, Eckert GJ, Hara AT, Platt JA, Bottino MC. Effects of Simulated Gastric Juice on CAD/CAM Resin Composites-Morphological and Mechanical Evaluations. *J Prosthodont.* 2017;26(5):424–31.
 199. Özcan M. *Adhesion of resin composites to biomaterials in dentistry.* University of Groningen; 2003.

200. Akpınar 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.
201. Mirzakouchaki B, Kimyai S, Hydari M, Shahrbağ S, Mirzakouchaki-Boroujeni P. Effect of self-etching primer/adhesive and conventional bonding on the shear bond strength in metallic and ceramic brackets. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2012;17(1):e164-70.
202. Korbmacher H, Klocke A, Huck L, Kahl-Nieke B. Enamel Conditioning for Orthodontic Bonding with a Single-Step Bonding Agent. *J Orofac Orthop der Kieferorthop die.* 2002;63(6):463–71.
203. Liu J-K, Chung C-H, Chang C-Y, Shieh D-B. Bond strength and debonding characteristics of a new ceramic bracket. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2005;128(6):761–5.
204. Bishara SE, Oonsombat C, Soliman MMA, Warren JJ, Laffoon JF, Ajlouni R. Comparison of bonding time and shear bond strength between a conventional and a new integrated bonding system. *Angle Orthod.* 2005;75(2):237–42.
205. Başer R. Translüsente zirkonya materyalinden hazırlanan restorasyonlar ile diş minesinin aşınma etkileşimlerinin profilometre ile incelenmesi. Doktora Tezi, Ege Üniversitesi; 2014.
206. Bishara SE, Gordan V V., VonWald L, Olson ME. Effect of an acidic primer on shear bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1998;114(3):243–7.
207. Cehreli S, Polat-Ozsoy O, Sar C, Cubukcu H, Cehreli Z. A comparative 74 study of qualitative and quantitative methods for the assessment of adhesive remnant after bracket debonding. *Eur J Orthod.* 2012;34(2):188–92.
208. Montasser MA, Drummond JL. Reliability of the Adhesive Remnant Index Score System with Different Magnifications. *Angle Orthod.* 2009;79(4):773–6.
209. Neves MG, Brandão GAM, Almeida HA de, Brandão AMM, Azevedo DR de. In vitro analysis of shear bond strength and adhesive remnant index comparing light curing and self-curing composites. *Dental Press J Orthod.* 2013;18(3):124–9.

8. ÖZGEÇMİŞ

1986 yılında İskenderun' da doğdum. 2004 yılında İbni Sina Anadolu Lisesi' nden mezun oldum. Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi' ne 2005 yılında girdim ve 2011 yılında mezun oldum. 2013 Eylül ayı Diş Hekimliğinde Uzmanlık sınavı ile Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı' nda uzmanlık eğitimime başladım ve hala bu bölümde araştırma görevlisi olarak çalışmaktayım.



Özgür DEMİR Uzmanlık Tez

ORJINALLIK RAPORU

%7 BENZERLİK ENDEKSİ	%4 İNTERNET KAYNAKLARI	%1 YAYINLAR	%3 ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ
--------------------------------	----------------------------------	-----------------------	-------------------------------

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	www.scribd.com İnternet Kaynağı	%1
2	Submitted to Yeditepe University Öğrenci Ödevi	%1
3	Submitted to Ondokuz Mayıs Üniversitesi Öğrenci Ödevi	%1
4	Submitted to TechKnowledge Turkey Öğrenci Ödevi	<%1
5	Submitted to Baskent University Öğrenci Ödevi	<%1
6	polen.itu.edu.tr İnternet Kaynağı	<%1
7	Submitted to Bogazici University Öğrenci Ödevi	<%1
8	dspace.baskent.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	<%1
9	fizik.fen.akdeniz.edu.tr İnternet Kaynağı	<%1

10	library.cu.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1
11	earsiv.atauni.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1
12	fbetzbankasi.gazi.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1
13	PEKKAN, Gürel. "Comparative radiometric evaluation of some provisional crown and bridge materials", TUBITAK, 2011. Yayın	<% 1
14	library.neu.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1
15	Submitted to Dicle University Öğrenci Ödevi	<% 1
16	www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	<% 1
17	Submitted to University of Baghdad Öğrenci Ödevi	<% 1
18	demodentegitimseti.com İnternet Kaynağı	<% 1
19	eskidergi.cumhuriyet.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1
20	megep.meb.gov.tr İnternet Kaynağı	<% 1

21	acikerisim.baskent.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	<% 1
22	www.tanerdental.com İnternet Kaynağı	<% 1
23	acikerisim.deu.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1
24	Yetkiner, Enver, Florian Just Wegehaupt, Rengin Attin, Annette Wiegand, and Thomas Attin. "Stability of two resin combinations used as sealants against toothbrush abrasion and acid challenge in vitro", Acta Odontologica Scandinavica, 2014. Yayın	<% 1
25	Submitted to Adnan Menderes Üniversitesi Öğrenci Ödevi	<% 1
26	Submitted to İzmir Katip Çelebi Üniversitesi Öğrenci Ödevi	<% 1
27	Submitted to Beykent Üniversitesi Öğrenci Ödevi	<% 1
28	ÖZDEMİR, Elif Yetkin and ÇELİK, Ahmet. "İlköğretim Öğrencilerinin Orantısal Akıl Yürütme Becerileri İle Oran-Orantı Problemi Kurma Becerileri Arasındaki İlişki", Pamukkale Üniversitesi, 2011. Yayın	<% 1

29	katalog.hacettepe.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1
30	aregem.kultur.gov.tr İnternet Kaynağı	<% 1
31	Ogaard, B.. "The Enamel Surface and Bonding in Orthodontics", Seminars in Orthodontics, 201003 Yayın	<% 1
32	Dundar, M.. "Comparison of two bond strength testing methodologies for bilayered all-ceramics", Dental Materials, 200705 Yayın	<% 1

Alıntıları çıkart

Kapat

Eğleştirmeleri çıkar

Kapat

Bibliyografyayı Çıkart

Kapat

