

T.C
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

GÜNCEL CAD/CAM HİBRİT SERAMİKLERE
UYGULANAN FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİNİN
MAKASLAMA BAĞLANMA DAYANIMINA ETKİSİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ

UZMANLIK TEZİ

ARŞ. GÖR. DT. MERVE TOKGÖZ ÇETİNDAG

DANIŞMAN
DOÇ. DR. AYŞE MEŞE

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DİYARBAKIR 2017

T.C
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**GÜNCEL CAD/CAM HİBRİT SERAMİKLERE
UYGULANAN FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİNİN
MAKASLAMA BAĞLANMA DAYANIMINA ETKİSİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

UZMANLIK TEZİ

ARŞ. GÖR. DT. MERVE TOKGÖZ ÇETİNDAG

DANIŞMAN

DOÇ. DR. AYŞE MEŞE

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DİYARBAKIR 2017

Bu çalışma Dicle Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu tarafından
DİŞ.17.009 proje numarası ile desteklenmiştir



T.C
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
DEKANLIK

**‘GÜNCEL CAD/CAM HİBRİT SERAMİKLERE UYGULANAN
FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİNİN MAKASLAMA BAĞLANMA
DAYANIMANA ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ’**

Yukarıda Belirtilen Uzmanlık Tezi 24.10.2017 Tarihinde Değerlendirilerek
Başarılı/~~Başarısız~~ Bulunmuştur.

Tez Danışmanı : Doç. Dr. Ayşe MEŞE
Tezi Teslim Eden : Dt. Merve TOKGÖZ ÇETİNDAG

JURİ ÜYESİNİN

<u>Ünvanı</u>	<u>Adı Soyadı</u>	<u>İmza</u>
Doç. Dr. Ender AKAN		
Doç. Dr. Ayşe MEŞE		
Prof. Dr. Remzi NİGİZ		
Prof. Dr. Köksal BEYDEMİR		
Yrd. Doç. Dr. Nedim GÜNEŞ		

Yukarıdaki imzalar tasdik olunur.

24.../10/...2017

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

TEŞEKKÜR

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

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

Hayatımın her döneminde ve her alanında beni destekleyen, anlayış gösteren, yanımda olan, bana sonsuz ve karşılıksız bir sevgi sunan annem, babam ve kardeşlerime,

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. Aykut ÇETİNDAG' a

İçtenlikle ve tüm kalbimle teşekkürlerimi sunarım...

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI.....	III
TEŞEKKÜR.....	IV
İÇİNDEKİLER.....	V
RESİMLER DİZİNİ	IX
ŞEKİLLER DİZİNİ	XI
TABLolar DİZİNİ	XII
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	XIII
ÖZET.....	XVI
ABSTRACT.....	XVII
 1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	 1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Dental Seramiklerin Tarihsel Gelişimi ve Yapısı.....	3
2.2. Tam Seramikler.....	4
2.2.1. Tam Seramiklerin Sınıflandırılması.....	5
2.2.2. Tam Seramiklerin Avantajları.....	7
2.2.3. Tam Seramiklerin Dezavantajları	7
2.3. Dental Seramik ve Seramik Benzeri Materyallerin Sınıflandırılması.....	8
2.4. Rezin-Matriks Seramikler	11
2.4.1. Rezin-Matriks Seramiklerin Avantajları.....	13
2.4.2. Rezin-Matriks Seramiklerin Dezavantajları	13
2.4.3. Rezin-Matriks Seramiklerin Sınıflandırılması.....	14
2.4.3.1. Rezin Nanoseramik	14
2.4.3.1.1. Lava Ultimate.....	14
2.4.3.1.2. GC Cerasmart	15
2.4.3.2. Rezin Matriks İçine İşlenen Cam Seramik.....	16
2.4.3.2.1. VITA Enamic.....	16
2.4.3.3. Rezin Matriks İçine İşlenen Zirkonia Silika Seramik.....	17
2.4.3.3.1. Paradigm MZ100 Blok.....	17
2.4.4. Rezin Matriks Seramiklerde Tutuculuğu Arttırmak İçin Yapılan Yüzey Uygulamaları	18

2.4.4.1. Mekanik bağlantı oluşturan işlemler.....	19
2.4.4.1.1. Asit ile pürüzlendirme.....	19
2.4.4.1.2. Kumlama.....	20
2.4.4.1.3. Elmas döner alet ve frezle pürüzlendirme.....	20
2.4.4.1.4. Plazma spreyi yöntemi	20
2.4.4.1.5. Lazer ile pürüzlendirme	21
2.4.4.1.5.1. Lazerin Tanımı	21
2.4.4.1.5.2. Lazerin Fiziği	21
2.4.4.1.5.3. Lazer Cihazının Bölümleri	22
2.4.4.1.5.4. Lazer Aktif Maddesi (Aktif Ara Madde)..	23
2.4.4.1.5.5. Lazer Işığının Karakteristik Özellikleri...	23
2.4.4.1.5.6. Lazer Kullanım Parametreleri	24
2.4.4.1.5.7. Lazer Işığının Dokudaki Etkileri	25
2.4.4.1.5.8. Lazerin Tarihçesi	26
2.4.4.1.5.9. Lazerlerin Sınıflandırılması.....	26
2.4.4.1.5.9.1. Argon Lazer	29
2.4.4.1.5.9.2. Diod Lazer	29
2.4.4.1.5.9.3. Korbondiyoksit Lazer.....	30
2.4.4.1.5.9.4. Neodymium:YAG Lazer	30
2.4.4.1.5.9.5. Erbiyum Lazerler	31
2.4.4.1.5.9.6. Fiber Lazer	32
2.4.4.2. Kimyasal bağlantı oluşturan işlemler	34
2.4.4.2.1. Silan bağlayıcı ajan uygulama.....	34
2.4.4.3. Hem mekanik hem de kimyasal bağlantı için uygulanan işlemler.....	35
2.4.4.3.1. Silisyum oksit tanecikleri ile kumlama	35
2.5. Tam Seramik Sistemlerin Simantasyonu	36
2.5.1. Kompozit Resin Yapıştırma Simanları	37
2.5.1.1. Kompozit Resin Yapıştırma Simanlarının Avantajları	37
2.5.1.2. Kompozit Resin Yapıştırma Simanlarının Dezavantajları....	38
2.5.1.3. Kimyasal Olarak Polimerize Olan Kompozit Resin Yapıştırma Simanları	38

2.5.1.4. Işık İle Polimerize Olan Kompozit Rezin Yapıştırma Simanları.....	39
2.5.1.5. Hem Kimyasal Hem de Işık ile Polimerize Olan Kompozit Rezin Yapıştırma Simanları	39
2.6. Termal Döngü	40
2.7. In Vitro Bağlanma Dayanımı Test Yöntemleri.....	41
2.8. Taramalı Elektron Mikroskobu İncelemesi	42
3. GEREÇ VE YÖNTEM	44
3.1. Gereç	46
3.1.1. Hibrit Seramik Blokların Hazırlanmasında Kullanılan Gereçler.....	46
3.1.2. Hibrit Seramik Blokların Pürüzlendirilmesinde ve Yapıştırılmasında Kullanılan Gereçler.....	46
3.1.3. Termal Döngü	46
3.1.4. Makaslama Testleri	46
3.1.5. Stereomikroskop İncelemesi	46
3.1.6. Taramalı Elektron Mikroskobu Analizi	46
3.1.7. İstatistiksel Analiz	47
3.2. Yöntem	47
3.2.1. Hibrit Seramik Örneklerin Hazırlanması	49
3.2.2. Deney Gruplarının Oluşturulması	51
3.2.3. Seramik Örneklerle Uygulanan Yüzey Pürüzlendirme İşlemleri.....	53
3.2.3.1. Grup 1: Kontrol grubu	53
3.2.3.2. Grup 2: HF asit grubu	54
3.2.3.3. Grup 3: Al ₂ O ₃ grubu	55
3.2.3.4. Grup 4: Cojet grubu	55
3.2.3.5. Grup 5: Lazer grubu	56
3.2.4. Adeziv Rezin Simanın Seramik Örneklerle Bağlanması	61
3.2.5. Termal Döngü Uygulaması	64
3.2.6. Makaslama Bağlanma Dayanım Testi Uygulaması	64
3.2.7. Stereomikroskop İncelemesinin Yapılması	66
3.2.8. SEM İncelemesinin Yapılması	67
3.2.9. Sonuçların İstatistiksel Analizinin Değerlendirilmesi	68

4. BULGULAR	69
4.1. Makaslama Testi Bulguları	69
4.2. Stereomikroskop İncelemesi	78
4.3. SEM İncelemesi	79
5. TARTIŞMA	88
6. SONUÇLAR	104
7. KAYNAKLAR	105
8. ÖZGEÇMİŞ	124



RESİMLER DİZİNİ

Resim 3.1.	: Çalışmada kullanılan Lava Ultimate CAD/CAM blok materyali.....	49
Resim 3.2.	: Çalışmada kullanılan Vita Enamic CAD/CAM blok materyali	49
Resim 3.3.	: Hassas kesim cihazında hazırlanmış seramik örnekler	50
Resim 3.4.	: Yüzey pürüzlendirme işlemine hazır örnekler	50
Resim 3.5.	: Kontrol grubunda kullanılan K_ETCHANT Syringe	53
Resim 3.6.	: K-ETCHANT Syringe'nin seramik yüzeyine uygulanması	53
Resim 3.7.	: %9,6' lık hidroflorik asit	54
Resim 3.8.	: HF asitin seramik yüzeyine uygulanması	54
Resim 3.9.	: Kumlama uygulamasında kullanılan apereyin görüntüsü	55
Resim 3.10.a.:	Cojet cihazı	56
Resim 3.10.b.:	Cojet kumu	56
Resim 3.11.	: Cojet kumunun seramik yüzeyine uygulanması	56
Resim 3.12.	: Fiber lazer cihazının görüntüsü	58
Resim 3.13.	: Fiber lazerin seramik yüzeylerine uygulanan parametreler	59
Resim 3.14.	: Fiber lazerin paralel çizgilerinin tarama sıklığını gösteren parametreler.....	59
Resim 3.15.	: Fiber lazerin porselen yüzeyinde tarayacağı alanın ekran görüntüsü	60
Resim 3.16.	: Fiber lazerin seramik yüzeyine uygulanması	60
Resim 3.17.a.:	Çalışmada kullanılan kalıp	61
Resim 3.17.b.:	Çalışmada kullanılan kalıp	61
Resim 3.17.c.:	Çalışmada kullanılan kalıp	61
Resim 3.18.	: Panavia V5 adeziv rezin siman seti	62
Resim 3.19.a.:	Rezin simanın kalıp içine uygulanması ve polimerizasyonu	63
Resim 3.19.b.:	Rezin simanın kalıp içine uygulanması ve polimerizasyonu	63
Resim 3.20.	: Teflon parçaların rezin simandan uzaklaştırılması	63
Resim 3.21.	: Simantasyonu tamamlanmış seramik örnekler	63
Resim 3.22.	: Termal döngü cihazı	64
Resim 3.23.	: Universal test cihazının görüntüsü	65
Resim 3.24.a.:	Makaslama testinin uygulanması	65
Resim 3.24.b.:	Makaslama testinin uygulanması	65

Resim 3.25. : Tip I: Adeziv kopma	66
Resim 3.26.a.: Tip II: Koheziv kopma	66
Resim 3.26.b.: Tip II: Koheziv kopma	66
Resim 3.27. : Tip III: Miks kopma	67
Resim 3.28. : SEM cihazının görüntüsü	68
Resim 4.1. : Kontrol grubuna dahil olan Lava Ultimate seramik örneğin SEM görüntüsü (20.00 KX)	80
Resim 4.2. : Kontrol grubuna dahil olan Vita Enamic seramik örneğin SEM görüntüsü (20.00 KX)	80
Resim 4.3. : HF asit grubuna dahil olan Lava Ultimate seramik örneğin SEM görüntüsü (20.00 KX)	81
Resim 4.4. : HF asit grubuna dahil olan Vita Enamic seramik örneğin SEM görüntüsü (20.00 KX)	82
Resim 4.5. : Al_2O_3 grubuna dahil olan Lava Ultimate seramik örneğin SEM görüntüsü (20.00 KX)	83
Resim 4.6. : Al_2O_3 grubuna dahil olan Vita Enamic seramik örneğin SEM görüntüsü (20.00 KX)	83
Resim 4.7. : Cojet grubuna dahil olan Lava Ultimate seramik örneğin SEM görüntüsü (20.00 KX)	84
Resim 4.8. : Cojet grubuna dahil olan Vita Enamic seramik örneğin SEM görüntüsü (20.00 KX)	85
Resim 4.9. : Lazer grubuna dahil olan Lava Ultimate seramik örneğin SEM görüntüsü (20.00 KX)	86
Resim 4.10. : Lazer grubuna dahil olan Vita Enamic seramik örneğin SEM görüntüsü (20.00 KX)	86

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. : Silisyum oksit (SiO_2) yapısı	4
Şekil 2.2. : Tam-seramik ve seramik-benzeri materyallerin sınıflandırılması	9
Şekil 3.1. : Çalışma planı	48
Şekil 3.2. : Çalışmada bulunan deney grupları	52
Şekil 4.1. : Seramik materyaline göre bağlanma dirençleri	71
Şekil 4.2. : Yüzey işlemine göre bağlanma dirençleri	72
Şekil 4.3. : Yüzey işlemi gruplarında Lava Ultimate ve Vita Enamic seramik materyallerinin ortalama makaslama bağlanma dirençleri	75
Şekil 4.4. : Seramik materyallerinde yüzey işlemine göre bağlanma dirençleri	77

TABLOLAR DİZİNİ

Tablo 2.1. : Tam-seramik ve seramik-benzeri restoratif materyallerin özellikleri ...	10
Tablo 2.2. : Vita Enamic seramik materyalinin mekanik ve fiziksel özellikleri	17
Tablo 3.1. : Çalışmada kullanılan materyaller	45
Tablo 4.1. : Lava Ultimate seramik örneklerin makaslama testi sonucunda elde edilen bağlanma direnci değerleri (MPa)	69
Tablo 4.2. : Vita Enamic seramik örneklerin makaslama testi sonucunda elde edilen bağlanma direnci değerleri (MPa)	70
Tablo 4.3. : Seramik materyaline göre bağlanma dirençlerinin karşılaştırılması	71
Tablo 4.4. : Yüzey işleme göre bağlanma dirençlerinin karşılaştırılması	72
Tablo 4.5. : Yüzey işleme göre bağlanma düzeylerinin Tamhane Çoklu Karşılaştırma Testi sonuçları	73
Tablo 4.6. : Yüzey işlemi gruplarında Lava Ultimate ve Vita Enamic seramik materyallerinin ortalama makaslama bağlanma dirençlerinin karşılaştırılması	74
Tablo 4.7. : Seramik materyallerinde yüzey işleme göre bağlanma dirençlerinin karşılaştırılması	76
Tablo 4.8. : Seramik materyallerinde yüzey işleme göre bağlanma dirençlerinin Bonferoni Düzeltmeli Mann Whitney U Test sonuçları	77
Tablo 4.9. : Çalışmada yer alan gruplar ve kopma tipleri sayısı	79

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

%	Yüzde
μm	Mikrometre
μs	Mikrosaniye
ΔE	Delta E
$\text{\AA}$	Angström
ADA	Amerikan Diş Hekimliği Birliği
Al_2O_3	Alüminyum oksit
$\text{Al}_2\text{O}_3\cdot 2\text{SiO}_2\cdot 2\text{H}_2\text{O}$	Kaolen
Ar	Argon
B_2O_3	Boron trioksit
Bis-GMA	Bisfenol-A-diglisidilmetakrilat
Bis-MEPP	2,2-Bis(4-methacryloxypolyethoxyphenyl) propane
$^{\circ}\text{C}$	Santigrad derece
CAD/CAM	Bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim
CaO	Kalsiyum oksit
CO_2	Karbondioksit
dk	Dakika
DMA	Dimethacrylate
DNH	Çift ağ hibriti
Er	Erbiyum
Er:YAG	Erbiyum yitriyum alüminyum garnet
Er,Cr:YSGG	Erbiyum, kromiyum yitriyum skandiyum galyum garnet
GaAlAs	Galyum-alüminyum-arsenik
GPa	Gigapaskal

gr	Gram
HF	Hidroflorik
He:Ne	Helyum-neon
Ho:YAG	Holmiyum yitriyum alüminyum garnet
HWG	Hollow wave guide
Hz	Hertz
IR	İnfrared
ISO	Uluslararası Standartlar Teşkilatı
K ₂ O	Potasyum oksit
K ₂ O-Al ₂ O ₃ -6SiO ₂	Feldspat
kHz	Kilohertz
KX	Kilo X
KPa	Kilopaskal
MDP	10-methacryloyloxydecyl dihydrogenphosphate
Mj	Milijoule
mm	Milimetre
mm ²	Milimetre kare
ms	Milisaniye
MPa	Megapaskal
N	Newton
Na ₂ O	Sodyum oksit
Nd	Neodymiyum
Nd:YAG	Neodymiyum yitriyum alüminyum garnet
nm	Nanometre
PICN	Polimer infiltre seramik ağ materyali

Pr	Praseodimiyum
SEM	Taramalı Elektron Mikroskobu
Si	Silisyum
SiO ₂	Silikon dioksit, Kuartz
Si ⁺⁴ O ⁻²	Tetrahedral yapıda üniteler
sn	Saniye
TEGDMA	Trietilen glikol dimetakrilat
Tm	Thuliyum
UDMA	Üretan dimetakrilat
UV	Ultraviolet
VIS	Visual
W	Watt
Yb	Ytterbiyum
ZrO ₂	Zirkonya

ÖZET

Güncel CAD/CAM Hibrit Seramiklere Uygulanan Farklı Yüzey İşlemlerinin Makaslama Bağlanma Dayanımına Etkisinin Değerlendirilmesi

Bu in vitro tez çalışmasının amacı, farklı yüzey işlemlerinin (kontrol, HF asit, Al_2O_3 tanecikleri ile kumlama, tribokimyasal silika kaplama ve fiber lazer) farklı hibrit seramiklerin (Lava Ultimate ve Vita Enamic) yüzey yapısı üzerinde yaptığı değişiklikleri ve bağlantı dayanımına etkisini incelemektir. Çalışmamızda 2 farklı seramik materyalinden, 120 adet örnek makaslama bağlanma dayanımı testi için ve 10 adet örnek SEM görüntüsü için olmak üzere toplam 130 adet örnek kullanıldı. Makaslama bağlanma testi için şeffaf akrilik kalıba gömülen seramik örnekler öncelikle seramik tipine göre 2 gruba, daha sonra uygulanan yüzey işlemine göre 5 alt gruba ayrıldı. Yüzey işlemi uygulamasından sonra her gruptan birer örneğin SEM görüntüleri elde edildi. Tüm örnekler simantasyon işlemi öncesi Clearfil Ceramic Primer Plus silan 60 sn süreyle uygulandı. Makaslama bağlanma dayanımı testi için akriliğe gömülü seramik örneklerin üzerine uyumlu bir kalıp sayesinde Panavia V5 adeziv rezin siman uygulandı. Bu işlemten sonra tüm örnekler termal döngü uygulaması (5000 döngü, $5-55\pm 2$ °C) yapıldı. Kopma gerçekleşene kadar 0,5 mm/dk hızla universal test cihazı kullanılarak makaslama bağlanma kuvveti değerleri ölçüldü. Makaslama testinden sonra yüzeylerin analizi için stereomikroskop kullanıldı. Makaslama bağlanma kuvveti değerleri arasındaki istatistiksel farklılıkların değerlendirilmesi için Oneway Anova Testi, Tamhane Çoklu Karşılaştırma Testi, Kruskal Wallis H Testi, Mann Whitney U Testi ve Bonferoni Düzeltmeli Mann Whitney U Testi kullanıldı. Yüzey işlemine göre en yüksek bağlanma dayanımı değerleri HF asit uygulaması ve Al_2O_3 tanecikleri ile kumlama gruplarında görüldü. Vita Enamic seramik materyalinin bağlanma dayanımı değerlerinin Lava Ultimate seramik materyalinden daha yüksek olduğu görüldü. Makaslama testi sonrasında elde edilen kopma yüzeylerinin stereomikroskop incelemesinde en fazla adeziv tip kopma görüldü.

Anahtar sözcükler: Hibrit seramik, rezin siman, yüzey pürüzlendirme işlemi, bağlanma dayanımı, SEM analizi.

SUMMARY

Evaluation of the Effects of Different Surface Treatments on the Bonding Strength of Recent CAD/CAM Hybrid Ceramics.

The aim of this in vitro study was to evaluate the effect of different surface treatments (control, HF acid, sandblasting with Al_2O_3 particles, tribochemical silica coating and fiber laser) on surface structure and shear bond strength of different ceramics. In our study, 130 specimens were used totally including 120 specimens for shear bond strength and 10 specimens for SEM for each ceramic systems. For shear bond strength, ceramic specimens embedded to clear acrylic resin were firstly divided into 2 groups according to be used ceramics type and divided into 5 subgroups according to surface treatments. After applying the surface treatments, SEM images were taken from each group. Clearfil Ceramic Primer Plus silan was applied to all specimens for 60 seconds before cementation. Panavia V5 adhesive resin cement was manipulated by a mold on the specimens which embedded in acrylic. After this procedure, all specimens were subjected to thermal cycling (5000 cycles, $5-55\pm 2^\circ\text{C}$). Bond strength was measured by means of a shear test using universal testing machine with 0,5 mm/min. speed until failure. A stereomicroscope was used to analyse the surfaces for type of failure. To determine the statistical significance of the differences between the mean shear bond strength values, Oneway Anova Test, Tamhane Multiple Comparison Test, Kruskal Wallis H Test, Mann Whitney U Test and Bonferoni Correct Mann Whitney U Test were used. Between all groups, the highest bond strengths were obtained the groups which treated with HF acid and sandblasting with Al_2O_3 . It was observed that the bonding strength values of Vita Enamic ceramic material higher than Lava Ultimate ceramic material. After shear bond strength test, under the stereomicroscope the most prevalent type of failure was seen as adhesive failure and the least prevalent type of failure was seen as cohesive failure.

Keywords: Hybrid ceramic, resin cement, surface treatment, bond strength, SEM analysis

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Günümüzde estetik beklentinin yüksek olması, biyolojik olarak uyumlu yeni estetik materyal ve tekniklerin gelişmesine neden olmuştur. Yapılan restorasyonlardan beklenen özellikler gün geçtikçe artmaktadır. Diş dokularına uyumlu olması, doğal diş benzer mekanik ve fiziksel özellikler göstermesi, renk stabilitesi, restorasyon marjinleriyle uyumunun iyi olması, fonksiyon sırasında oluşan kuvvetlere karşı dayanıklı olması, karşıt dişlerde aşındırma oluşturmaması, yapımının kolay olması ve maliyetinin düşük olması bu özelliklerden bazılarıdır.

Dişhekimliğinde son yıllarda benimsenen ve diş dokularını korumak anlamına gelen minimal invaziv tedavi yaklaşımı ile diş dokularının fazla miktarda kaldırılması gerekliliği ortadan kalkmıştır. Bu durum hekimleri daha az preparasyona olanak sağlayan ve hasta başında geçirilen süreyi minimuma indiren indirekt restoratif materyallere yönlendirmiştir (1).

İndirekt restorasyonların yapımını kolaylaştıran CAD/CAM teknolojisinin dişhekimliğinde kullanımıyla birlikte diş anatomisine daha uygun restorasyonlar daha kolay ve hızlı şekilde üretilmektedir. CAD/CAM teknolojisine uygun restoratif materyaller de bu amaçla üretilmeye başlanmıştır. CAD/CAM teknolojisinde kullanılan ve metal olmayan restoratif materyaller seramikler ve kompozitler olarak iki ana gruba ayrılırlar (2). Seramikler estetik, biyouyumluluk, renk stabilitesi ve aşınmaya karşı dirençlerinin iyi olması sebebiyle sıklıkla kullanılırlar. Ancak bu materyaller kırılabilir bir yapıya sahiptirler ve karşıt dişte aşındırma oluştururlar. Kompozitlerle yapılan indirekt restorasyonlar seramiklere göre estetik dezavantajlarına rağmen daha kolay uyumlandırılırlar ve karşıt dişte daha az aşınma oluştururlar (3). Son yıllarda bu materyallere alternatif olabilecek, kompozitlerin ve seramiklerin olumlu özelliklerini bir arada sunan CAD/CAM teknolojisiyle uyumlu hibrit seramik materyaller geliştirilmiştir (4).

İndirekt restorasyonların diş dokusuna adezyonunu sağlayan adeziv rezin simanların kullanımı başarılı bir protetik tedavinin en önemli aşamasıdır. Adeziv rezin simanlar diş-indirekt restorasyon arasında sıkı bir bağlantı oluşturur ve yapının bütün halinde hareket etmesini sağlar (5). Adeziv rezin simanlarla sıkı bir bağlantı oluşturabilmek için hem diş hem de restorasyon iç yüzeyinde ilave yüzey işlemi

uygulamalarına ihtiyaç duyulur. Hidroflorik asit uygulaması, Al_2O_3 tanecikleriyle kumlama, tribokimyasal silika kaplama teknikleri ve lazer uygulamaları bu amaçla kullanılan güncel yüzey pürüzlendirme işlemlerinden bazılarıdır.

Bu in vitro çalışmanın temel amacı, Lava Ultimate ve Vita Enamic CAD/CAM seramik materyallerine uygulanan farklı yüzey işlemlerinin adeziv rezin simanla olan bağlantı dayanımını değerlendirmektir.



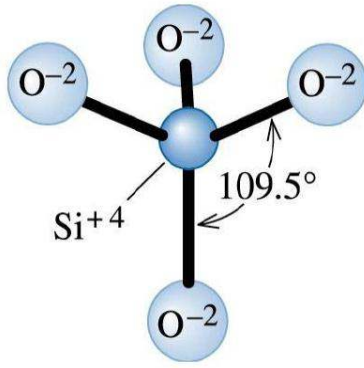
2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental Seramiklerin Tarihsel Gelişimi ve Yapısı

‘Seramik’ sözcüğü yunan terminolojisinde topraktan yapılmış, yanmış anlamlarında kullanılmış olup ‘keremos, keremikos, keremenes’ sözcüklerinden türemiştir. ‘Yanmış’ sözcüğü standart bir yanmadan çok pişirilmiş anlamına gelmektedir (6). Bu materyaller, yapısı insanoğlu tarafından değiştirilmiş en eski inorganik yapılardır. İlk olarak süs eşyalarında kullanılan seramiklerin içeriğinde sadece koalin bulunur. Bu sebeple kullanılan ev ve süs eşyalarının yapısı pörözlü, opak ve oldukça zayıftır. Yapıya silika ve feldsparın eklenmesi ile şeffaflık, dayanıklılık özellikleri artmıştır. Koalin, silika ve feldspar içeren bu materyale ise ‘dental seramik’ adı verilir (7–10).

Seramiğin dişhekimliğinde kullanımı 1774 yılında olup, ilk dental seramik bir eczacı olan Duchateau ve Dubois de Chemant isimli bir diş hekimi tarafından seramik fabrikasında üretilmiştir. Daha sonra üretilen seramiğin patenti Chemant tarafından İngiltere ve Fransa’ da alınmıştır. Böylece seramik dental materyal olarak üretilmeye başlanmıştır (11).

Dental seramiklerin yapısındaki bağlar temel olarak geniş atomlu metal olmayan bir element (oksijen) ile küçük atomlu bir veya birkaç metal veya yarı metalden (silisyum) oluşur. 4 oksijen atomu 1 silisyum atomu ile bağlanır ve tetrahedral yapıda üniteler ($\text{Si}^{+4}\text{O}^{-2}$) oluşturur (Şekil 2.1). Bu tetrahedral yapıda matriks görevi yapan oksijen atomlarının arasındaki boşluğa daha küçük yapıdaki silisyum atomları yerleşir. Silisyum, tetrahedral dental seramiğin çekirdek yapısı olup, Feldspat ($\text{K}_2\text{O}-\text{Al}_2\text{O}_3-6\text{SiO}_2$), Kaolen ($\text{Al}_2\text{O}_3-2\text{SiO}_2-2\text{H}_2\text{O}$) ve Kuartz (Silika- SiO_2)’ ın yapısında bulunur. Dental seramiğin yapısındaki bu bağlar seramiğe, kimyasallara karşı direnç, yüksek elastisite modülü, sertlik ve stabilite gibi avantajlar sağlarken; kırılabilirlik gibi önemli bir dezavantaja da neden olmaktadır (12).



Şekil 2.1. Silisyum oksit (SiO_2) yapısı

Dental seramik temel yapı olarak;

-Feldspar,

-Kuartz,

-Kaolin' den oluşur (13).

Feldspar: Seramiğe şeffaflık verir ve camsı fazı oluşturur. Doğada saf halde bulunmaz. Potasyum alumina silikat ve albit karışımından oluşur. Seramik yapısının %70-85' ini oluşturur ve ısıya dayanıklı bileşenleri birbirine bağlar. 1150 °C' de eriyip camsı fazı oluşturarak, kuartz ve koaline yapısal destek sağlar.

Kuartz: Seramiğin dayanıklılığının artmasını sağlar ve şeffaf görünüm kazandırır. Doğada saf halde bulunan kristalin yapıda bir silikadır. Seramik yapısında %10-22 oranında bulunur. Seramik matriks içinde doldurucu görevi yapar. Fırınlama sonucu oluşabilecek büzülme miktarını azaltır.

Kaolin: Seramik matriks içindeki maddeleri bir arada tutucu etkisi vardır ve yapışkan özelliktedir. Doğada saf halde bulunup kristal yapıdadır. Seramik yapısında %1-5 oranında bulunur. Daha fazla oranlarda bulunması opak görünümü artırır.

2.2. Tam Seramikler

Sabit protetik tedavilerde metal destekli restorasyonlar, mekanik özelliklerindeki avantajlar nedeni ile uzun dönem kullanılmıştır. Ancak bu restorasyonların biyolojik ve estetik dezavantajları araştırmacıları metal içermeyen restorasyonlara yöneltmiştir. Hastaların da estetik beklentilerinin artması ile tam seramik restoratif materyaller günümüzde yaygın olarak kullanılmaktadır. Tam

seramik restorasyonlarda temel amaç yeterli direnç ve ışık geçirgenliği olan seramik sisteminin oluşturulmasıdır. İdeal seramik sistemin oluşturulma çabası çeşitli seramik sistemlerini ortaya çıkarmıştır.

2.2.1. Tam Seramiklerin Sınıflandırılması

Tam seramikler yapım tekniklerine göre şu şekilde sınıflandırılır (14):

1. Dökülebilir Porselen Sistemleri:

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

2. Refraktör Day Üzerinde Fırınlanan Porselen Sistemleri:

- a. Cerestore\ Alceram (InnotekDentalCorp., A.B.D)
- b. Mirage (MyronInt, Inc. Kansas City, Kan.)
- c. Optec (Jeneric, PentronInc., A.B.D)
- d. Hi-Ceram (Vita-Zahnfabrik, Almanya)
- e. In-Ceram Alumina (Vita-Zahnfabrik, Almanya)
- f. In-Ceram Spinel (Vita-Zahnfabrik, Almanya)
- g. In-Ceram Zirkonia (Vita-Zahnfabrik, Almanya)

3. Isı Altında Sıkıştırılabilir Porselen Sistemleri:

- a. IPS-Empress (Ivoclar, Schaan, İsviçre)
- b. IPSEmpres II (IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein)

4. Bilgisayar Destekli Tasarım ve Üretim Tekniği; CAD-CAM Sistemi

- a. Procera AllCeram (Nobel Biocare, İsveç)
- b. Cerec (Siemens, Almanya)
- c. Lava (3M ESPE, St. Paul, Minn)
- d. Cercon (DentsplyCeramco, York Pa)
- e. DC-Zirkon (DCS Dental AG, Allschwill, İsviçre)

f. Denzir (Decim AB, Skelleftea, İsveç)

Tam seramikler kor yapılarına göre şu şekilde sınıflandırılır(2):

1. Cam Seramikler

Lityum Disilikat:

- a. IPS Empress 2 (IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein)
- b. IPS e.max Press ısı ile presleme tekniği ile üretilir.

Lösit:

- a. IPS Empress (IvoclarVivadent) ısı ile presleme tekniği ile üretilir.
- b. Optimal PressableCeramic (JenericPentron, Wallingford, Conn) ısı ile presleme tekniği ile üretilir.
- c. IPS ProCAD (IvoclarVivadent) frezeleme tekniği ile üretilir.

Feldspat:

- a. VITABLOCKS Mark II (VITA Zahnfabrik, BadSackingen, Germany) frezeleme tekniği ile üretilir.
- b. VITA TriLuxeBloc (VITA Zahnfabrik) frezeleme tekniği ile üretilir.
- c. VITABLOCKS Esthetic Line (VITA Zahnfabrik) frezeleme tekniği ile üretilir.

2. Alumina

Aluminyum Oksit:

- a. In-Ceram Alumina (VITA Zahnfabrik) slip-cast ve frezeleme tekniği ile üretilir.
- b. In-Ceram Spinell (VITA Zahnfabrik) frezeleme tekniği ile üretilir
- c. Synthoceram (CICERO DentalSystems, Hoorn, TheNetherlands) frezeleme tekniği ile üretilmiştir.
- d. In-Ceram Zirconia (VITA Zahnfabrik) slip-cast ve frezeleme tekniği ile üretilir.
- e. Procera (Nobel Biocare AB, Goteborg, Sweden) yoğun sinterleme ile üretilir.

3. Zirkonia (Ytriumtetragonalzirkonyapolikristalleri)

- a. Lava (3M ESPE, St. Paul, Minn) frezeleme ve sinterleme ile üretilir.
- b. Cercon (DentsplyCeramco, York Pa) frezeleme ve sinterleme ile üretilir.
- c. DC-Zirkon (DCS Dental AG, Allschwill, Switzerland) frezeleme ile üretilir.
- d. Denzir (Decim AB, Skelleftea, Sweeden) frezeleme ile üretilir.
- e. Procera (Nobel Biocare AB) yoğun sinterleme ve frezeleme ile üretilir.

2.2.2. Tam Seramiklerin Avantajları

Bu seramiklerin avantajları (15–17);

1. Biyolojik olarak uyumludurlar ve marjin uyumları çok iyidir.
2. Homojendirler.
3. Renkte derinlik sağlamaları, ışığı yansıtma özellikleri ve translusensi doğal diş görünümünü oluşturmalarına olanak sağlar. Estetikirler ve renk değıştirmmezler.
4. Doğal diş dokusuna benzer ısısal genleşme katsayısına ve düşük ısı iletkenliğine sahiptirler. Pulpa dokusunun sağlığını korurlar.
5. Radyografik olarak doğal dentin yapısına oldukça yakın radyolusensi sergilerler.
6. Galvanik akıma neden olmazlar.
7. Sıkışma kuvvetlerine karşı çok dayanıklıdırlar, dolayısıyla aşınmaya karşı dirençlidirler.
8. Cilalı ve parlak yüzey özellikleri ile düşük plak birikimine neden olurlar.
9. Ağız sıvılarında çözünmezler, boyutsal olarak stabildirler.

2.2.3. Tam Seramiklerin Dezavantajları

Bu seramiklerin dezavantajları (2,8,18–20);

1. Yapımı için özel malzeme ve alet kullanımı gerektiği için ekonomik olarak maliyetlidirler.
2. Kırılgan materyaller olup ağız içinde uyumlamaları çok dikkat gerektirir. Tamirleri zordur.

3. Gerilim kuvvetlerine karşı direnci düşüktür.
4. Daha fazla diş preparasyonu gerektirirler.
5. Karşıt dişte aşınma meydana getirirler.
6. Esneme dirençleri düşüktür.
7. Yapımından simantasyonuna kadar tüm aşamaları özen ve titizlik gerektirir.

Tam seramiklerin kırılgan yapısı, tamirlerinin zor olması ve karşı dişte aşınma meydana getirmeleri araştırmacıları bu dezavantajları çözmeye yönelik yeni materyaller üretmeye yöneltmiştir. Yapılan çalışmalar sonucunda seramiklerle yüksek oranda doldurulan rezin-matriks materyalleri üretilmiştir. Bu materyaller seramik benzeri özelliklere sahiptir ancak geleneksel seramik sınıflamalarında yer almamaktadır. Amerikan Dişhekimliği Birliği (ADA) tarafından rezin-matriks materyallerin seramik sınıflamasına dahil edilmesinin ardından dental seramik restoratif materyaller için yeni bir sınıflama oluşturulmuştur. Bu yeni sınıflama dental seramikler ve seramik benzeri materyaller şeklinde isimlendirilmiştir (21).

2.3. Dental Seramik ve Seramik Benzeri Materyallerin Sınıflandırılması

Dental Seramikler ve Seramik Benzeri Materyaller şu şekilde sınıflandırılır (21) (Şekil 2.2):

1. Cam-matriks Seramikler

- a. Feldspatik
- b. Sentetik
 - Lössit Esaslı
 - Lityum Disilikat ve Türevleri
 - Florapatit Esaslı
- c. Cam infiltre
 - Alumina
 - Alumina ve Magnezyum
 - Alumina ve Zirkonia

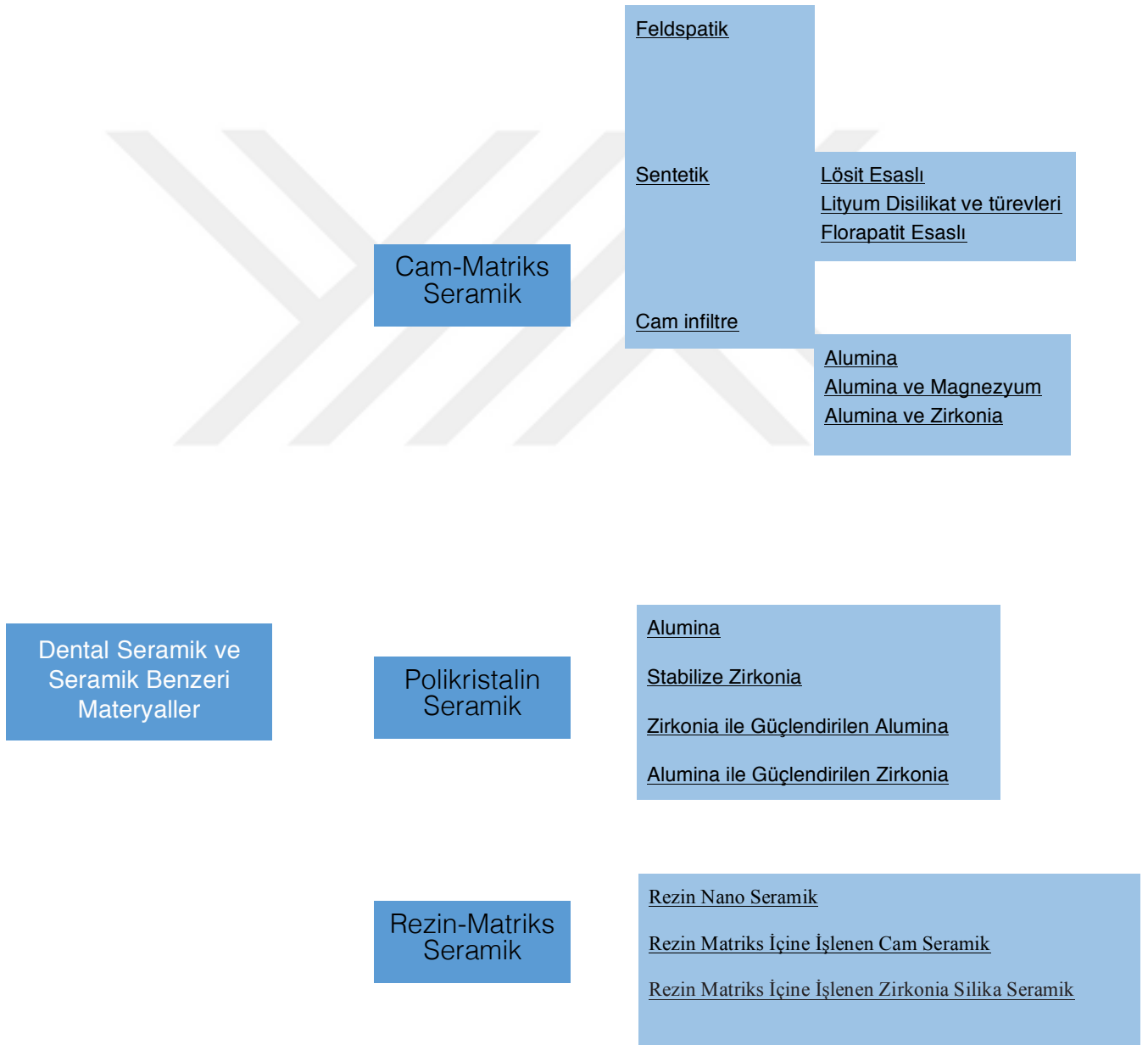
2. Polikristalin Seramikler

- a. Alumina
- b. Stabilize Zirkonia

- c. Zirkonia ile Güçlendirilen Alumina
- d. Alumina ile Güçlendirilen Zirkonia

3. Rezin-Matriks Seramikler

- a. Rezin Nanoseramik
- b. Rezin Matriks İçine İşlenen Cam Seramik
- c. Rezin Matriks İçine İşlenen Zirkonia Silika Seramik



Şekil 2.2. Tam-seramik ve seramik-benzeri materyallerin sınıflandırılması

İdeal sınıflandırma sistemi, materyalin hangi bölgede kullanılacağı, hangi restorasyon türünde endike olduğu ve hangi simantasyon tekniği uygulanacağı hakkında bilgiler sağlamada yardımcı olmalıdır. Tam seramik ve seramik benzeri restoratif materyallerin özellikleri Tablo 2.1’ de verilmiştir.

Tablo 2.1. Tam seramik ve seramik benzeri restoratif materyallerin özellikleri (21)

Tam-seramik ve seramik-benzeri restoratif materyallerin, yapım tekniği, klinik kullanım şekli, restorasyon iç yüzeyinin adeziv simantasyon tekniği için pürüzlendirilmesi ve üretici firmaların klinik endikasyonlarına göre sınıflandırılması								
	Fabrikasyon Tekniği	Altyapı (F) Monolitik (M) Kaplama (V)	Pürüzlendirme	Klinik Endikasyonlar				
				Veneer	Parsiyel Kaplama Restorasyonu	Tam Kron Anterior(A) Posterior(P)	Sabit Bölümlü Protez (SBP) =Köprü	İmplant desteği
1. Cam-Matriks Seramik								
1.1. Feldspatik Seramik	Refraktör kalıp, platin folyo, pres	M/V	Evet	✓				
1.2. Sentetik Seramik								
a. Lössit Esaslı	Pres veya CAD/CAM	F/M	Evet	✓	✓	✓(A)		
b. Lityum Silikat ve Türevleri	Pres veya CAD/CAM	F/M	Evet	✓	✓	✓ (A/P)	3 ünite, 2 premolara kadar	✓
c. Florapatit esaslı	Pres veya tabakalama	V	Evet	–	–	–	–	–
1.3. Cam İnfiltratör								
a. Alumina	CAD/CAM veya Slip-casting	F	Evet			✓ (A/P)	3 ünite anterior	

b. Alumina ve Magnezyum	CAD/CAM veya Slip-casting	F	Evet			✓ (A)		
c. Alumina ve Zirkonia	CAD/CAM veya Slip-casting	F	Evet			✓ (A/P)	3 ünite posterior	
2. Polikristalin Seramik								
2.1. Alumina	CAD/CAM	F	Hayır	✓		✓ (A/P)	✓	
2.2. Stabilize zirkonia	CAD/CAM	F/M	Hayır		✓	✓ (A/P)	✓	✓
2.3. Alümina ile güçlendirilen zirkonia, Zirkonia ile güçlendirilen alümina	CAD/CAM	F/M	Hayır		✓	✓ (A/P)	✓	✓
3. Rezin-matriks Seramikler								
3.1. Rezin nanoseraamik	CAD/CAM	M	Hayır	✓	✓	✓ (A/P)		
3.2. Rezin matriks içine işlenen cam seramik	CAD/CAM	M	Evet	✓	✓	✓ (A/P)		
3.3 Rezin matriks içine işlenen zirkonia silika seramik	CAD/CAM	M	Hayır	✓	✓	✓ (A/P)		

2.4. Rezin-Matriks Seramikler

Seramik materyaller mükemmel biyouyumluluk, optimal mekanik özellikler, iyi baskı ve aşınma direnci, düşük plak birikimi, üstün estetik ve renk stabilitesi avantajlarına rağmen, diş dokularından daha sert olması ve buna bağlı karşıt dişte

aşınma oluşturmaları, düşük çekme ve bükülme direnci, malzemenin kırılma, çatlak ve defektlere karşı hassas olması, tamir edilme zorluğu (tamir malzemelerinin yeniden adhezyon sorunları) ve blokların millemeye süresi arttıkça materyalin sertliğinin artması gibi dezavantajlara sahiptir (22–24). Son yıllarda seramiklerin dezavantajlarının çözülmesi amacıyla rezin bazlı kompozit bloklar kullanılmaya başlanmıştır. Resin bazlı kompozit bloklar organik polimer matriks içine inorganik doldurucuların eklenmesi ile elde edilmektedir. Bu materyaller dayanıklılığını, organik komponent içindeki Bisfenol A glisidimetakrilat (Bis-GMA), trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) ve üretdimetakrilat (UDMA) gibi moleküllerden almaktadır. Resin bazlı kompozit bloklar tamir ve adhezyon açısından daha optimal sonuçlar vermektedir (25). Ancak bu moleküllerin polimerizasyon sırasında artık monomer oluşturmaları dış-restorasyon bağlantısında mikrosızıntı ile sonuçlanan biyolojik başarısızlıklara sebep olabilmektedir (26). Bu durum, seramiklerin ve kompozitlerin avantajlarını içerecek, elastisite modülü dentine yakın ve sertliği mine ve dentin arasında olacak yeni bir materyal arayışına neden olmuştur (24,27).

Resin-matriks seramik materyaller, yapısal olarak kompozit resin matriks ve seramik doldurucudan oluşmaktadır. Bu materyallerdeki ağ yapısı; seramik ve kompozit polimer ağlarının iç içe geçmesi ile oluşan çift ağı hibrit (double network hybrid) niteliğindedir (24,28). Bu sistemlere göre sinterlenen pöröz seramik bloklara, monomerler yüksek sıcaklık ve basınçta polimerizasyonları sağlanarak infiltre edilmektedir (29). İnfiltrasyon işlemi esnasında uygulanan yüksek basınç ve sıcaklık artık monomer oluşma riskini azaltmaktadır ve Bisfenol-A içermemesi materyali daha biyoyumlu bir hale getirmektedir (30,31). İkili ağ yapısı, resin-matriks seramiklere dentine benzer aşınma özellikleri ve esneme direnci (24,28), daha az kırılma yapı, mükemmel işlenebilirlik ve kenar uyumu sağlarken estetiğin devamına da yardımcı olur (32).

Bu bilgiler ışığında;

1. Dentine elastisite modülünden daha yüksek değerlere sahip geleneksel seramikler ile karşılaştırıldığında, dentine elastisite modülüne yakın materyal ihtiyacı,
2. Cam-matriks seramik veya polikristalin seramik materyallerden daha kolay şekillendirilebilen ve uyumlandırılabilen materyal ihtiyacı,

3. Kompozit rezin restoratif materyalleri ile onarım veya modifikasyon işlemlerinin kolaylaştırılma ihtiyacı rezin-matriks seramiklerin geliştirilmelerine neden olmuştur denilebilir (21).

Rezin-matriks seramikler dişhekimliğine seramiklerin bir grubu olarak girmişlerdir ancak materyal bilimine göre hala kompozit rezin kategorisinde yer almaktadırlar (33).

2.4.1. Rezin-Matriks Seramiklerin Avantajları

- 1.Esnek ve kırılmaya karşı dayanıklıdırlar.
- 2.Aşınma direnci yüksektir ve karşıt dişte minimal aşınmaya neden olurlar.
- 3.Işık geçirgenlikleri doğal dişlere yakındır.
- 4.Mine ve dentine benzer fiziksel özellik gösterirler.
- 5.Polisaj işlemleri kolaydır ve parlaklıklarını uzun süre korurlar.
- 6.Diş preperasyonu sırasında minimal doku uzaklaştırılmasına olanak sağlarlar.
- 7.Ağız içinde tamir edilebilirler.
- 8.Piyasada CAD/CAM ile üretilen blok halinde bulunurlar. CAD/CAM sistemlerinin tüm avantajlarını içerirler.
- 9.Yapılarının daha yumuşak olması nedeniyle hızlı freze edilebilirler ve sistem frezlerinin daha uzun süre kullanılmalarına olanak sağlarlar.
- 10.Restorasyon üretimi sırasında kristalizasyon fırınlaması veya sinterleme gerektirmezler.

2.4.2. Rezin-Matriks Seramiklerin Dezavantajları

- 1.Diğer seramikler kadar estetik değildir.
- 2.Esneme dirençleri seramiklere göre oldukça düşüktür.
- 3.Dişhekimliğinde kullanımları çok yeni materyallerdir. Üretici firmaların verdiği bilgiler henüz yeteri kadar çalışma ile desteklenmemiştir.

2.4.3. Rezin-Matriks Seramiklerin Sınıflandırılması

Rezin-matriks seramik materyaller, CAD/CAM tekniği için geliştirilmiş ve birbirinden önemli ölçüde farklılığa sahiptir. Rezin-matriks seramik materyaller, inorganik bileşimlerine göre alt gruplara ayrılır.

2.4.3.1. Rezin Nanoseramik

Lava Ultimate ve GC Cerasmart, rezin nanoseramik grubu rezin-matriks seramik olarak kabul edilir.

2.4.3.1.1. Lava Ultimate

Lava Ultimate, 3M ESPE tarafından 2012 yılında rezin-matriks seramiklerin öncüsü olarak piyasaya sunulmuştur. Üretici firma, materyali ‘Rezin Nanoseramik’ olarak tanıtmaya rağmen; materyal, birçok çalışmada kompozit rezin kategorisinde yer almaktadır (34). Rezin nanoseramik materyaller, seramik ve kompozitlerin olumlu özelliklerini bir arada sergiler. Yüksek fraktür ve bükülme direnci, kompozitler kadar kırılma olmaması, üstün dayanıklılık özelliği ve fonksiyonel olması materyalin avantajları arasındadır (35). Ek olarak, materyal cam seramiklere benzer bir kırılma direnci sergilerken dentine benzer bükülme direnci göstererek doğal diş yapısını taklit etmektedir (36).

Materyal kümeleşmemiş niteliktedir ve yapı içinde dağınıktır. Silika ve zirkonya doldurucularla güçlendirilmiş bir rezin matriksten meydana gelmiştir. Silika doldurucular 20 nanometre, zirkonya doldurucular ise 4-11 nanometredir. İşlenmiş bu nanopartiküller silan işlemine tabi tutulur, bu işlem sonucunda ise nanoseramik yüzey ile rezin matriks birbirine kimyasal olarak bağlanır. Bu kimyasal bağlantı sonucu oluşan nanopartikül kümeleri 0.6-10 mikrometre boyutundadır. Yapı içerisindeki kümeleşmiş nanopartiküller dens partiküllerden yapısal olarak farklı nitelikte olup, seramik doldurucuların yapı içinde yüksek oranda bulunmasına imkan tanıyarak yapısal bütünlüğü sağlar. Bu durum materyale üstün dayanıklılık, yüksek kırılma ve aşınma direnci sağlayıp, minimal preparasyon ile çok ince (0.5mm) restorasyonlar elde edilebilmesini olanaklı hale getirir. Ayrıca, rezin nanoseramikler optimal yüzey özellikleri ve optik özellikler sergiler (35,36).

Materyaldeki nanomerler ve bunların kümelenmesi sonucu oluşan yapılar, nanoseramik yapının ağırlıkça %80' ini oluşturur. Geri kalan %20' lik kısım ise rezin matriksden oluşur. Nanomerlerin kullanılması, kümeleşmiş nanopartiküllerin arasındaki boşlukları doldurarak materyaldeki nanoseramik oranının artmasını sağlar. Rezin materyalinin nanoseramik partiküllerle güçlendirilmiş matriksi, materyale klasik kompozitlere göre daha yüksek aşınma direnci kazandırır. Lava Ultimate materyalinin işlenmesi, kendinden polimerize olan yada ışıqla polimerize olan klasik rezinlerden farklı olarak özel bir ısı uygulaması ile gerçekleşir (35).

Endikasyonları:

1. İnley,
2. Onley,
3. Laminate veneer yapımında kullanılır.

2.4.3.1.2. GC Cerasmart

Cerasmart, esnek bir nanoseramik matriks ve nanopartikül dolduruculardan oluşan, önceden sertleştirilmiş kompozit bloklardan meydana gelir. Yüksek yoğunluklu kompozit rezin materyalin, ağırlığının %71' i doldurucu partiküller tarafından oluşturulur. Doldurucu olarak 20 nanometre silika ve 300 nanometre baryum içerir. Monomer kısım ise 2,2-Bis(4-methacryloxypolyethoxyphenyl) propane (Bis-MEPP), UDMA ve dimethacrylate (DMA)' dan oluşur. Materyalin esneme direnci 231 MPa, esneme katsayısı ise 7.5 GPa' dır (37). Üretici tarafından, çiğneme basınçlarına tampon oluşturduğu ve rezin nanoseramikler arasında en yüksek esneme direncine sahip olduğu bildirilmiştir.

Endikasyonları:

1. İnley,
2. Onley,
3. Laminate veneer,
4. Kron,
5. İmplant üstü kron yapımında kullanılır.

2.4.3.2. Rezin Matriks İçine İşlenen Cam Seramik

Vita Enamic, rezin matriks içine işlenen cam seramik grubu rezin-matriks seramik olarak kabul edilir.

2.4.3.2.1.VITA Enamic

Polimer infiltre seramik ağı materyali (Polymer Infiltrated Ceramic Network Material-PICN) olarak adlandırılan Vita Enamic, VitaZhanfabric firması tarafından 2013 yılında piyasaya tanıtılmıştır.

Vita Enamic' in ağı yapısı, seramik ve polimer olmak üzere iki devamlı ağın birbiri içine geçmesi ile oluşur. Bu ikili ağı yapısı 'Double Network Hybrid' olarak isimlendirilir ve materyale seramik ve kompozitlerin avantajlarını bir arada kazandırır (24,28). Materyalin elde edilmesi, ön sinterleme yapılmış seramik ağı üretilmesi ve bağlayıcı bir ajan ile pürüzlendirilmesini takiben, polimerize olmamış monomerin yüksek basınç ve sıcaklık altında kapiller akım yardımı ile infiltrasyonuna dayanır (4,29). Ağırlıksal olarak; inorganik seramik kısmın oranı %86 iken, organik polimer kısmın oranı %14' tür. Hacimsel olarak ise; inorganik seramik kısmın oranı %75, organik polimer kısmın oranı %25' tir. Buna ilave olarak, seramik kısmın içeriğı %58-63 silikon dioksit (SiO_2), %20-23 alüminyum oksit (Al_2O_3), %9-11 sodyum oksit (Na_2O), %4-6 potasyum oksit (K_2O), %0,5-2 boron trioksit (B_2O_3), <%1 zirkonya (ZrO_2) ve <%1kalsiyum oksit (CaO)' den oluşur. Polimer kısmın içeriğı ise UDMA ve TEGDMA' dan meydana gelmiştir (38).

Materyalin seramik ve polimer ağı yapısının sert olmayan karakteri, materyale dentinin elastisitesi, bükölme dayanımı ve abrazyon özelliklerine benzer değerler kazandırır. Materyalin sertlik değeri dentin ve mine arasındadır, aşınma özelliğı ise dental seramiklerle karşılaştırılabilir düzeydedir (24)(Tablo 2.2). Minimal preparasyon (0.2-0.5 mm) gerektiren durumlarda Vita Enamic kullanılabilir ve minimal derinlikte olmasına rağmen yapı olarak çok güçlüdür. Çünkü oluşabilecek çatlaklar, ağı yapısının içine girmiş polimerler tarafından durdurulur (24). Vita Enamic' in diğer avantajları ise; uygun yükleme kapasitesinin olması, milledme aşamasında güvenilir olması, hızlı, hassas, kesin restorasyonlar sunması, kolay bitirme ve parlatma işlemlerine imkan vermesi ve doğal estetiğı sahip olması olarak bildirilmiştir (38).

Tablo 2.2. Vita Enamic seramik materyalinin mekanik ve fiziksel özellikleri

Mekanik ve Fiziksel Özellikler	
Statik Kırılma Dayanımı	2766 N.
Bükülme Dayanımı	150-160 MPa
Elastik Modülü	30 GPa
Abrasyon ($\mu\text{m.}$)	Veneerlenmiş seramiklerle aynı düzeyde
Sertlik	2.5 GPa
Renk Stabilitesi	Mükemmel, $\Delta E < 2$
Weibull Modülü	20
İşlenebilirlik	Mükemmel
Milleme Zamanı	İnley: 4:40 dk., Anterior Kron: 4:19 dk., Posterior Kron: 5:13 dk.

Endikasyonları:

1. İnley/onley/parsiyel kron,
2. Laminate veneer,
3. Anterior ve posterior tek kron,
4. Anterior ve posterior implant üstü tek kron yapımında kullanılır.

2.4.3.3. Rezin Matriks İçine İşlenen Zirkonia Silika Seramik

Paradigm MZ100 Blok, rezin matriks içine işlenen zirkonia silika seramik grubu rezin-matriks seramik olarak kabul edilir.

2.4.3.3.1. Paradigm MZ100 Blok

Bu materyallerde seramik ağırlık yüzdesinin çeşitliliğini organik matrikslerin

yanı sıra, %60' dan fazlasını oluşturan silika tozu, zirkonyum silikat, UDMA, TEGDMA, mikro füme silika ve pigmentler gibi inorganik komponentler sağlar. Paradigm MZ100 Blok, Bis-GMA, TEGDMA ve başlatıcı sistemden oluşan polimer matriks içine gömülü olan %85 ultra ince zirkonya silika seramik parçacıklarından (çapı 0.6 μm) oluşan bir kompozittir (21).

Endikasyonları:

1. İnley,
2. Onley,
3. Lamine veneer,
4. Anterior ve posterior full kron yapımında kullanılır.

Dışhekimliğinde estetik restorasyonlar için geliştirilecek yeni malzemelerin birçoğu rezin-matriks seramikleri kategorisine uyacaktır.

2.4.4. Rezin-Matriks Seramiklerde Tutuculuğu Arttırmak İçin Yapılan Yüzey Uygulamaları

Protetik restorasyonların uzun dönem klinik başarıları, restorasyon ile dental yapılar arasındaki bağlantının kalitesine bağlıdır (5). Geleneksel yapıştırma simanları ile kıyaslandığında, rezin içerikli simanlar daha yüksek adezyon özelliği göstermektedir (39,40). Rezin simanlarla, seramikler arasındaki bağlanma dayanımı, seramiğe, silan kaplama materyaline ve seramik üzerinde gerçekleştirilen yüzey hazırlama işlemlerine bağlıdır. Seramik yüzey üzerinde yapılan yüzey pürüzlendirme işlemleri bağlantı için gerekli yüzey alanının ve mikromekanik bağlantının artmasına neden olmaktadır (41). Bu uygulamalar şu şekilde sınıflandırılır.

1. Mekanik bağlantı oluşturan işlemler:

- Asit ile pürüzlendirme,
- Kumlama:
 - Alüminyum oksit partikülleri ile kumlama,
 - Sentetik elmas partikülleri ile kumlama,
- Elmas döner alet ve frez ile pürüzlendirme,

- Plazma spreyi yöntemi,
- Lazer ile pürüzlendirme.

2. Kimyasal bağlantı oluşturan işlemler:

- Silan bağlayıcı ajan uygulama ve primer uygulama,

3. Hem mekanik hem de kimyasal bağlantı oluşturan işlemler:

- Silisyum oksit (SiO_2) tanecikleri ile kumlama:
 - a- Pirokimyasal silika kaplama,
 - b- Tribokimyasal silika kaplama,
 - CoJet sistem,
 - Rocatec sistemi (42–47).

2.4.4.1. Mekanik bağlantı oluşturan işlemler:

2.4.4.1.1. Asit ile pürüzlendirme:

Hidroflorik Asit: %2,5-10' luk konsantrasyonları 1-3 dk arasında uygulanabilir. Seramiğin cam matriksini çözerek lösit kristalleri çevresinde mikro andırkatların oluşmasını sağlar. Seramik yüzeyinde amorf bir yapı ve çok sayıda gözenek oluşturur. Rezin simanlar bu boşlukları doldurur ve güçlü bir mikro mekanik bağlantı gerçekleşir (48,49).

Hibrit seramikler ile yapılan bir çalışmada hidroflorik asitin silika içeren camsı matriks ile reaksiyona girdiği ve restoratif materyalin camsı veya kristal fazlarını geçici olarak kaldırdığı bildirilmiştir. Bu nedenle bu çalışmada hidroflorik asit ile pürüzlendirme yöntemi en güvenilir yüzey uygulaması olarak kabul edilmiştir (50).

Fosforik asit: %36-40' lık konsantrasyonlarda uygulanabilir. Porselen ve kompozit yüzeyleri pürüzlendirir. Hidroflorik asite göre daha zayıf bir asittir (49,51).

Asidüle fosfat florür: %1,23' lük konsantrasyonda uygulanır. Porselen yüzeyinde düzgün ve homojen alanlar oluşturur (49,51).

2.4.4.1.2. Kumlama:

-Aluminyum oksit tanecikleri ile kumlama:

Kumlama işlemi mikroretantif alanlar oluşturarak yüzey pürüzlülüğünü arttırmak için sık kullanılan yöntemlerden biridir. 1940' lı yıllarda geliştirilen bu yöntem restorasyonları aluminyum oksit partikülleri ile kumlama esasına dayanır. Kumlama yöntemi ile oksitler ve yağsı meteryaller seramik yüzeyinden uzaklaştırılır. Böylece seramik ile daha güçlü kompozit rezin bağlantısı elde edilir (52,53). Bu işlem için 50, 100, 110 ya da 250 μm ' lik Al_2O_3 tanecikleri, 2,5 veya 2,8 bar basınç altında yaklaşık 10 mm mesafeden uygulanır. Al_2O_3 tanecikleri ile kumlama sonucunda yüzey gerilimi azalır, bağlantı yüzeyi artar ve mikro mekanik retansiyon alanları oluşur. Aluminyum oksit tanecikleri ile kumlama, seramik ve kompozit tamir işlemlerinde, indirekt kompozit bağlantısında, metal seramik restorasyonlarda metal yüzeyinde ve tribokimyasal silika kaplama işleminin bir parçası olarak kullanılır (46,51,54).

-Sentetik elmas partikülleri ile kumlama:

Restorasyon yüzeylerinde pürüzlülüğü artırarak yüzey alanının ve yüzey enerjisinin artırılması amacıyla kullanılır. 50 μm ' lik Al_2O_3 partikülleri ile kumlama işlemine göre daha yüksek yüzey pürüzlülük ve bağlanma dayanıklılığı değerleri verdiği bildirilmiştir (43,55–57).

2.4.4.1.3. Elmas döner alet ve frezle pürüzlendirme:

Seramik yüzeyinin pürüzlendirilmesinde kalın grenli elmas frezler, karbon separeler ve taş möletler kullanılabilir. Elmas frez ile pürüzlendirme yapılmış yüzeylerin SEM incelemesinde gözeneklerin oluşmadığı, kazıma işlemine benzer izler çıktığı görülmüştür. Bu pürüzlendirme yöntemi ile seramik yüzeyinde keskin alanlar oluşarak stres birikimine neden olduğu ve bu bölgelerde restorasyonun zayıflayabileceği bildirilmiştir (48,49).

2.4.4.1.4. Plazma spreji yöntemi:

İyon elektron, atom veya nötral parçacıklar içeren ve kısmen iyonize edilmiş bir gaz olan plazma spreji yöntemi ile yüzey pürüzlendirmede yüksek bağlantı değerleri elde edilmiştir. Gaz, vakum koşullarında hazırlanarak iyonize edilir. Yüksek frekanslı bir jeneratör, iyonize gazı plazmaya çevirir (58).

2.4.4.1.5. Lazer ile pürüzlendirme:

Son dönemde seramiklerin pürüzlendirilmesinde lazerle güçlendirilmiş modifiye teknikler gündeme gelmiştir (59). Lazer enerjisinin temel etkisi ışık enerjisinin ısı enerjisine çevrilmesi ve emilmesi sonucu oluşur (42). Lazerler, kullanıldığı yapı üzerinde termal bir etki göstermek koşuluyla erime ve buharlaşma meydana getirerek pürüzlendirme sağlamaktadır (60).

2.4.4.1.5.1. Lazerin Tanımı

İngilizce ‘Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation’ tanımlamasının baş harflerinin bir araya getirilmesi ile oluşturulan ‘LASER’ terimi, dilimize ‘LAZER’ olarak giren bir kısaltmadır. Radyasyonun uyarılmış emisyonu ile ışığın güçlendirilmesi anlamına gelir (61). Lazer ışığı, aktive olmuş elementlerin, moleküllerin ve çeşitli kristallerin etkileşimi ile yüksek yoğunlukta, paralel hareket eden, aynı dalga boyundaki elektromanyetik radyasyondan oluşan ışıktır (62). Lazer aslında bir enerji dönüştürücü olarak işlev görür. Işık, hareket ya da elektrik enerjilerini kendine özgü özelliklere sahip yeni bir optik enerjiye dönüştürür. Bu yeni optik enerji şekli tamamen yapaydır ve doğada bulunmaz. Diğer bir ifade ile lazer ‘düşük kaliteli’ bir enerjiyi ‘yüksek kaliteli’ bir enerjiye dönüştürür (63).

Lazerler, tek renkli (monokromatik), doğrusal ve aynı fazlı fotonlara sahip olma özellikleri gösterir (64,65). Lazer ışığı doğrusal olması özelliği ile, tıp ve dişhekimliği uygulamalarında hedeflenen dokulara etki gösterir ve çevre dokulara olan zararlar minimuma indirgenir (64). Dental lazerler, biyolojik dokular için radyant enerji oluşturur (66) ve dental lazerlerin tipleri ışın ortamının içeriğine bağlı olarak değişir. Işın ortamları; karbondioksit (CO₂), neodmiyum yitrium alüminyum garnet (Nd:YAG), argon (Ar), helyum-neon (He:Ne), holmiyum yitrium alüminyum garnet kristalleri (Ho:YAG), erbiyum yitrium alüminyum garnet kristalleri (Er:YAG), klor-flor gazları (Excimer), galyum-alüminyum-arsenik kristalleri (GaAlAs) ve yakut (Ruby) şeklinde sınıflandırılabilir (67).

2.4.4.1.5.2. Lazerin Fiziği

Lazer, bütün enerjisini tek bir frekansta yoğunlaştırır ve kendisini oluşturan ışık dalgalarının tümü aynı evrededir. Lazer fiziğinin anlaşılması için ışığın parçacıklı yapısı hakkında bazı bilgilerin bilinmesi gerekir (68).

Belirli bir atomun elektronları en düşük enerji durumunda bulunduğunda ait oldukları atom taban durumundadır. Atom enerji aldığı anda yani soğurduğunda, daha yüksek bir enerji seviyesine geçer. Enerji seviyelerindeki değişiklik, bir elektronun düşük enerji seviyesinden daha yüksek enerji seviyesine geçmesiyle meydana gelir. Enerji soğurarak düşük enerji durumundan daha yüksek bir enerji durumuna geçiş süreci tersine çevrilebilir bir süreçtir. Tekrar daha düşük enerji durumlarına geri dönerken belirli miktarlarda elektromanyetik enerji salan taban durumundan daha yüksek enerji seviyesindeki ‘uyarılmış’ atomlar için de aynı ifadeler kullanılabilir. Atomların düşük enerji durumundan yüksek enerji durumuna geçiş yaparken ve tekrar düşük enerji durumlarına geri dönerken soğurdukları veya saldıkları belirli miktarlardaki enerji, bazen doğru frekansta olduklarında ışık olarak algıladığımız ve elektromanyetik ışıma birimi olarak tanımlanan “fotonlar” olarak gözlenir (69). Fotonlar dalgalar halinde hareket eder ve foton dalgasının 3 temel özelliği vardır. Bunlar dalga hızı, dalga yüksekliği ve dalga boyudur.

Lazer cihazları devamlı veya pulsasyonlar halinde ışın yayarlar. Pulsasyon tekrarları saniyedeki atım sayısı ile hesaplanır ve Hertz (Hz) olarak isimlendirilir. Bu aralık termal rahatlama zamanı olarak kabul edilir ve dokunun işlem sırasındaki cevabını belirler. Her atım için enerji ünitesi millijoule (mj)’ dır. Lazerin gücü enerji ve tekrar sayısının çarpımı ile elde edilir ve güç birimi watt (W)’ dır (70).

2.4.4.1.5.3. Lazer Cihazının Bölümleri

Lazer ışınlarının oluşması, lazer cihazının içinde gerçekleşen bir süreç olduğu için cihaz bileşenlerinin bilinmesi sürecin daha iyi anlaşılabilmesi açısından önemlidir (71).

Lazer cihazı temel olarak üç kısımdan oluşur:

Optik kavite: Cihazın ortasında bulunan bir bölümdür. Her iki ucunda birbirine paralel aynalar içeren ve ışığı yansıtarak git-gel hareketi yapmasını sağlayan sonuç olarak pompalama kaynağından gelen enerjiyi ışık olarak amplifiye eden kısımdır. Aynalardan biri tam yansıtıcı diğeri ise kısmi geçirgen (%1-20 geçirgen) özelliktedir. Aynaların paralellliği ışığın da paralel olmasını sağlarken, bu aynalardan birinin seçici geçirgenliği yeterli enerji düzeyindeki ışığın optik kaviteden çıkışına izin verir (63,72).

Aktif ortam: Optik kavite içerisinde kimyasal elementler, moleküller ya da

bileşiklerden oluşan kısımdır. Lazerler aktif ortamı oluşturan maddeye göre isimlendirilir. Aktif ortam gaz, sıvı, kristal ya da katı haldeki yarı iletken bir madde olabilir. Dişhekimliğinde Argon ve CO₂ lazer olmak üzere iki gaz lazeri kullanılır. Kullanılan diğer lazerler ise katı hal yarı iletken lazerleri olup; galliyum, alüminyum, indiyum ve arsenid ile ya da garnet kristallerinin değişik kombinasyonları olan yitrium, alüminyum, scandiyum ve galliyum ile birlikte chromiyum, neodymiyum ve erbium' un birkaç tabaka şeklinde kullanılması ile yapılırlar (63,71).

Pompalama kaynağı (Eksitasyon kaynağı): Optik kavitenin etrafında aktif ortama enerji aktaran bir güç kaynağıdır. Bu güç kaynağı bir elektrik bobini, flaş lambası ya da diyod lazer olabilir. Aktif ortam içindeki atomlar ancak pompalama işlemi yapan yani eksitasyonu sağlayan sabit bir enerji kaynağı varsa dinlenme halinden uyarılmış konuma geçerler (71,72).

Lazerin temel bileşenleri dışında cihazda, amplifikasyon sırasında oluşan ısının soğutulması için soğutma sistemi, odaklama için lensler, diğer kontrol bölümleri ve dokuya iletim sistemleri bulunur (71).

2.4.4.1.5.4. Lazer Aktif Maddesi (Aktif Ara Madde)

Lazer ışınını oluşturan, ortaya çıkaran maddedir. Aktif ara madde dış kaynak tarafından oluşturulan enerjiyi soğurur. Bu enerjiyi oluşturan moleküller enerjiyi ışığın fotonları şeklinde dışarıya verir ve fotonların yayılmasına neden olur. Bu madde lazerin dalga boyunu ve ışık renkli ise ışığın rengini belirler. Ayrıca lazerin tipi aktif maddenin ismine göre isimlendirilir.

2.4.4.1.5.5. Lazer Işığının Karakteristik Özellikleri

Lazer ışığı diğer ışık türleri ile ortak özelliklere sahiptir. Ancak elde edilme şekli nedeniyle diğer ışık türlerinden farklı bazı karakteristik özellikleri bulunur. Bunlar:

1. Monokromatik (Tek renkli): Lazer ışığı tek bir renk ve tek bir dalga boyuna sahiptir. Normal ışık (örneğin lamba ışığı) görünür spektrumdaki birçok rengin birleşiminden oluşmuştur ve bir prizma yardımı ile renkleri birbirinden ayırmak mümkündür. Lazer ışığı ise görünür ya da görünmez spektruma ait tek bir renkten meydana gelmiştir. Lazer ışığının tek dalga boyuna sahip olması lazerin cinsine göre çeşitli renkte ışınlar

elde edilmesine olanak sağlar (71,73).

2. Kollime (Paralel): Lazer ışığı doğrusaldır. Fotonlar birbirine paralel ve dağılmadan hareket ederler. Lazer ışığının darlığı, yani etrafa gelişi güzel dağılmaması önemli düzeyde enerjinin çok ufak noktalara odaklanmasını sağlar. Bu özelliği sayesinde başka cihazlarla ulaşılamayan bölgelere ulaşılabilir (69,74,75).

3. Koherent (Eşfazlı): Işık demetini oluşturan ışık dalgaları aynı fazdadır ve birbirleri ile uyumlu şekilde hareket etmektedirler. Bir başka deyişle ışık dalgalarının tepe noktaları ve dip noktaları birbirinin aynısıdır (71,73,74).

Çeşitli enerji kaynaklarıyla tüm bu özellikler ayrı ayrı oluşturulabilir. Ancak bu üç özelliği de bir arada taşıyan tek enerji kaynağı lazer ışığıdır. Bu üç özelliğin meydana gelmesi için ‘stimule edilmiş salınım’ gerçekleşmelidir. Normal ışıktaki atomlar elektronlarını gelişi güzel salarlarken, stimule edilmiş salınımda foton salınımı düzenlidir. Salınım bir kez başladığında hareketlenen elektronlar kendileri gibi uyarılmış elektronlarla karşılaşır onların da foton oluşturmalarına neden olabilirler (71,73,74).

Lazer ışığının klinik olarak önemli bir özelliği ise etkinliğidir. Lazer uygulamalarında, hedef dokuda istenen etkinin elde edilmesi için bilinmesi gereken bazı parametreler ve tanımlar vardır.

2.4.4.1.5.6. Lazer Kullanım Parametreleri

Dalga boyu (nm): Lazer ışın demetinde birbirini izleyen dalgaların tepe noktaları arasındaki fiziksel uzaklıktır. Lazer ışınına karakteristik özelliğini verir, klinik uygulama alanlarını ve cihazın dizaynını etkiler. Dişhekimliği pratiğinde kullanılmakta olan lazerlerin dalga boyları 488- 10600 nm arasında değişir (71,76).

Güç (W): Lazer gücü lazer tarafından oluşturulan enerji oranını belirler. 1 Watt lazer gücü 1 saniyede yayılan 1 Joule enerjiyi ifade eder (71).

Enerji (J): Enerji, gerçekleştirilen iş ya da belli bir sürede uygulanan güçtür ve birimi joule’ dür. Güç ile zamanın çarpımına eşittir (69,76).

Frekans (Hz): Bir olayın birim zamandaki tekrar sayısına frekans denir. Bir saniyede belli bir noktadan geçen dalgaların sayısıdır. Lazer cihazlarında ise frekans dalgayı oluşturan titreşimin saniyede kaç defa olduğunu belirtir. Bir başka ifade ile lazer

ışınının saniyedeki atım sayısıdır. Dalganın frekansı ve boyu arasında bir ilişki bulunur. Dalga boyu arttıkça frekans azalır. Uzun dalgalar düşük bir frekansa, kısa dalgalar ise yüksek bir frekansa sahiptir. Frekans birimi Hertz (Hz)' dir (69,71,76).

Atım Devam Süresi (ms): Puls aralığı, atım devam süresi ve atım genişliği, lazer atımının zamansal uzunluğunu (lazerin enerji yayma süresini) belirtmede kullanılan eş anlamlı terimlerdir. Kısaca lazer enerjisinin dokuya ne kadar zaman boyunca iletildiğini belirtir (76).

Spot Çapı (mm): Lazer ışınının dokuda hedef noktaya odaklandığı ve enerjisinin yüksek olduğu dairenin çapıdır (67,71,77).

2.4.4.1.5.7. Lazer Işığının Dokudaki Etkileri

Farklı tipteki lazerler aynı doku üzerinde farklı etkiler gösterebilirler. Ya da bir lazer uygulandığı dokuya göre de farklı etkiler oluşturabilir. Bu nedenle farklı tip lazerlerin her uygulamada aynı etkiyi göstermeyeceği bilinmelidir. Lazer ışığı hedef dokunun optik özelliklerine bağlı olarak dokuda dört farklı etki gösterir. Bu etkiler ışının dalga boyuna, dokunun fiziksel ve optik özelliklerine göre değişebilir (71).

1.Soğurulma (Absorbsiyon): Lazer ışığının etkisi hedef dokunun lazer ışığını soğurması ile ortaya çıkar. Doku tarafından soğurulan enerjinin miktarı su içeriği, doku kalınlığı, pigmentasyon derecesi, yüzey ıslaklığı gibi doku özelliklerinin yanı sıra lazerin dalga boyu ve salınım modu, kontakt ya da non-kontakt çalışılması ve lazer ışığının doku ile yaptığı açıya da bağlıdır (78).

2.Geçme (Transmission): Hedef dokuya hiçbir etkide bulunmadan lazer enerjisinin direkt olarak dokudan iletilmesidir. Bu etki büyük oranda lazer ışığının dalga boyuna bağlıdır (71,74).

3.Yansıma (Reflection): Lazer ışınının hedef dokuda hiçbir etki yaratmadan yüzeyden geldiği yönde yansımısını ifade eder. Yansımanın meydana gelmesi, dokuya iletilmesi hedeflenen enerjinin istenilen miktara ulaşamayacağı anlamına gelir. Önemli bir miktarda ışık lazer uygulaması sırasında dokudan yansır. Yansıma miktarı kontakt lazerlerde non-kontakt lazerlere göre daha azdır. Mineden yansıma, dentin ve dişetine göre daha fazladır (74).

4.Saçılma (Scattering): Lazer ışığının doku içinde molekülden moleküle sekerek dağılması ya da sıçraması ‘saçılma’ olarak isimlendirilir. Soğurulma ne kadar fazla olursa saçılma da o kadar az olur. Lazer ışığının saçılma etkisi oluşacak enerjinin etkisinin zayıflamasına ve buna bağlı olarak biyolojik olarak herhangi bir etki oluşturmamasına neden olur. Lazer ışınının saçılması cerrahi alana komşu dokulara ısı aktarımına neden olarak istenmeyen hasarlarla sonuçlanabilir. Ancak bu özellik ışının daha geniş alanlara dağılımının istendiği durumlarda örneğin kompozit rezinlerin sertleştirilmesinde avantaj sağlar (71,77).

2.4.4.1.5.8. Lazerin Tarihçesi

Lazer teorisi 20. yüzyılın ilk yarısında Albert Einstein’ ın kuantum fiziği üzerine yaptığı çalışmalara dayanır (79). 1960 yılında Theodore Maiman kromiyum oksit ve alüminyum oksitten yapılmış sentetik yakut (ruby) bir çubuk kullanarak 690 nm dalga boyundaki ilk lazer cihazını icat etmiştir. Dişhekimliğinde yakut lazer ilk olarak Goldman ve ark. tarafından kullanılmıştır. Goldman ve ark.’ nin yaptığı çalışmada lazerin minede kraterler oluşturduğu ve aynı güçte lazerin dentine uygulanmasında daha büyük kraterler meydana getirdiği bildirilmiştir (80). Stern ve Soggnæs yakut lazerin, yüzey demineralizasyonunu azaltması üzerine etkisini değerlendirmiş ve lazer uygulanan örneklerde geçirgenlikte azalmayla beraber asit demineralizasyonuna karşı dirençte artma olduğunu tespit etmişlerdir. 1961’ de Javan ve ark. Helyum-Neon (He-Ne) lazeri, 1962’ de Johnson ve ark. ise Neodymium lazeri geliştirmişlerdir. 1964 yılında korbondioksitin aktif ortam olarak kullanıldığı bir gaz lazer üretilmiştir (71). CO₂ lazer hem yumuşak hem de sert dokuda uygulanan ilk lazer olmuştur.

1970’ den sonra ise diş dokuları ile etkileşimlerinin iyi olması nedeniyle CO₂ ve Nd:YAG lazer üzerine çalışmalar yoğunlaşmıştır. Ayrıca yapılan çalışmalarda CO₂ lazerin periodontal işlemler ve ağız içi yumuşak doku lezyonlarının tedavisindeki yararları belirtilmiştir (81,82). 1980’ lerden sonra ise Er:YAG lazerin kullanımı gündeme gelmiştir (71).

2.4.4.1.5.9. Lazerlerin Sınıflandırılması

-Lazer Aktif Maddesine Göre:

1. Katı madde içeren lazerler

2. Gaz içeren lazerler
3. Uyarılmış asal gaz halojenitleri içeren lazerler
4. Boya tanecikleri içeren lazerler
5. Yarı iletken çubuklar içeren lazerler

-Lazer Işığının Hareketine Göre:

1. Sürekli-Devamlı ışık verenler (Continuous)
2. Atımlı-Nabızsal ışık verenler (Pulsed)
3. Kesikli-Dalgalı ışık verenler (Chopped)

-Lazer Işığının Dalga Boyuna Göre:

1. Mor ötesi (ultraviolet-UV) spektrum (140-400 nm)
2. Görünür (visual-VIS) spektrum (400-700 nm)
3. Kızıl ötesi (infrared-IR) spektrum (700 nm ve üstü)

-Lazer Işığının Uygulanış Şekline Göre:

1. Kontaktlı
2. Kontaktsız

-Kullanım Alanlarına Göre:

1. Tip I Lazerler: Argon (Diş beyazlatma, rezin polimerizasyonu)
2. Tip II Lazerler: Argon (Diş beyazlatma, rezin polimerizasyonu ve yumuşak doku lazeri)
3. Tip III Lazerler: Nd:YAG, CO₂, Diode (Yumuşak doku lazeri)
4. Tip IV Lazerler: Er:YAG (Sert doku lazeri)
5. Tip V Lazerler: Er:YSGG (Sert doku, yumuşak doku, diş beyazlatma)

Son günlerde kullanılan başka bir sınıflama ise şöyledir:

1. Atom Lazerleri

-Helyum-Neon Lazerleri

2. Molekül Lazerleri

- CO₂ Lazeri
- Uzak Kızılaltı Lazeri
- Excimer Lazer

3.İyon Lazeri

- Argon İyon Lazeri
- Kripton İyon Lazeri

4.Metal Buharı Lazeri

- Bakır Buharı Lazeri
- Altın Buharı Lazeri

5.Sıvı Lazerleri

- Boya Lazerleri

6.Katı Hal Lazerleri

- Yakut Lazer
- Nd:YAG Lazer
- Ti-Safir Lazer

7.Yarı İletken Lazerler

- Diyot Lazer

8.Diğer Lazerler

- X-ışını Lazerleri
- Serbest Elektron Lazerleri
- Fiber Lazerler (83).

Protetik diş tedavilerinde lazerler; sabit protezler, implantoloji ve hareketli protezler alanında sıklıkla kullanılır (84). Dental lazerler, sabit protetik uygulamalarda kron boyu uzatılması, laminaların, abutmentların çevresindeki yumuşak dokunun modifikasyonu, veneerlerin sökümü, beyazlatma ve yüzey pürüzlendirme işlemlerinde

kullanılır (84,85). İmplantoloji alanında; implant yerleştirilmesi planlanan alanın preparasyonu, implant çevresindeki anormal dokuların uzaklaştırılması, sinüs lifting operasyonları ve implant çevresi dokuların iyileştirilmesi ve düzenlenmesi amacıyla kullanılır (84,86–88). Hareketli protezlerde ise, lazerler, uygun olmayan alveolar sırtların ve genişlemiş tüberositlerin düzeltilmesi, torus ve ekzostozların cerrahi tedavisi, alveolar sırtlardaki andırkat alanlarının ve yumuşak doku lezyonlarının tedavisinde tercih edilir (80,84).

2.4.4.1.5.9.1. Argon Lazer

Aktif ara maddesi argon gazından oluşur ve lazer ışını iletimi fiber optik sistemler ile olur. Işığı görünür spektrumdadır. 488 nm ve 514 nm' lik iki farklı dalga boyunda salınım yapabilir. 488 nm dalga boyu mavi, 514 nm dalga boyu ise mavi-yeşil renkte ışık yayar. Her iki dalga boyu da dişhekimliğinde kullanılır (71).

488 nm dalga boyunda yayılım gösteren argon lazerler restoratif materyallerin polimerizasyonunda, ölçü maddeleri ve bazı beyazlatıcı ajanların aktivasyonunda kullanılırlar (89). Argon lazer ve halojenlerin polimerizasyon işleminde kullanımını karşılaştırmak için yapılan çalışmalarda lazer ile polimerizasyonda uygulama süresinin azaldığı, polimerizasyonun kompozit rezin materyalinin tüm yüzeylerinde aynı anda başladığı ve postoperatif hassasiyetin azaldığı bildirilmiştir (90). 514 nm dalga boyunda yayılım gösteren argon lazerler ise hemoglobin ve melanin gibi pigmentleri içeren dokulara etkilidir ve hemostaz sağlar (71). İki farklı dalga boyuyla da çürük teşhis edilebilir. Çürük dokunun olduğu alana argon lazer ile aydınlatma yapıldığında çürük doku turuncu renkte görünmesi nedeni ile sağlam dokudan kolayca ayırt edilir. Lazer ışığının uygulanış şekline göre kontaklı kullanılan lazerler grubunda yer alırlar. Yumuşak doku cerrahisinde kullanılabilirler. Diş sert dokuları tarafından emilimi olmadığı için yumuşak doku cerrahisi sırasında diş sert dokularına zarar vermezler (71,91,92).

2.4.4.1.5.9.2. Diod Lazer

Aktif ara maddesi alüminyum veya indiyum, galyum ve arsenik gibi yarı iletken kristaller içeren bir katı hal lazeridir. Aktif ortamında alüminyum bulunan 800 nm dalga boyu ve aktif ortamında indiyum bulunan 980 nm dalga boyu dental uygulamalarda kullanılır. Işığı elektromanyetik spektrumun iyonize olmayan kızılötesi

bölgesine yakındır ve gözle görünmez. Yumuşak doku cerrahisinde kontaktlı, hemostaz sağlamada kontaktsız kullanılırlar.

Hemostaz sağlamadaki etkisi pigmente dokular tarafından emiliminin yüksek olması ve dokulara derin penetrasyon sağlaması ile olur. Hemostaz etkisi argon lazerlere göre daha uzun sürede oluşur. Yumuşak dokuya uygulama esnasında diş sert dokularından emilimi çok düşüktür. Bu sebeple yumuşak doku uygulaması kolay ve güvenlidir. Diod lazerler dentin hassasiyetinin tedavisinde, endodontik tedavide kök kanal sterilizasyonunda ve periodontal dokuda bakterilerin uzaklaştırılmasında da kullanılır. Ayrıca diod lazerin görünür spektrumdaki 655 nm' lik dalga boyu floresan özellik göstererek çürüğün niceliksel olarak hesaplanabilmesine olanak sağlar. Maliyetinin uygun olması ve taşınabilmesi en büyük avantajlarıdır (71,91-96).

2.4.4.1.5.9.3. Karbondioksit (CO₂) Lazer

Aktif ara maddesi CO₂ gazıdır. Dalga boyu 10600 nm' dir. Işığı elektromanyetik spektrumun iyonize olmayan uzak kızılötesi bölgesindedir ve gözle görünmez. Uygulama sırasında lazer ışığının görülebilmesi için lazer sistemine He-Ne lazer sistemi eklenmiştir. CO₂ lazerlerin dalga boyunun uzun olması lazer ışığının cam fiberlerden geçmesini kısıtlar. Bu sebeple CO₂ lazer sisteminde hollow wave guide (HWG) iletim sistemi kullanılma zorunluluğu vardır. Lazer sisteminin bir diğer olumsuz yanı ise kontaktsız çalışma gerektirmesi nedeniyle dokunma hissini ortadan kaldırmasıdır. Olumsuz olarak görünen bu durum ağız içinde hareketli dokuların tedavisinde avantaj sağlar (71,82,97,98).

CO₂ lazerlerin en önemli özelliği su molekülleri tarafından çok iyi soğurulması ve doku ablasyonu elde edilebilmesidir. Yumuşak dokudaki penetrasyonu sınırlıdır ve mukozal lezyonların tedavisi için önemlidir. Mükemmel hemostaz sağlar ve doku etkileşimi çok hızlıdır. Fibröz dokuyu kesmede çok başarılıdır. Hidroksiapatit emilimi en yüksek olan lazerdir. Bu sebeple yumuşak dokuda işlem yapılırken komşu sert dokuların metal koruyucular ile örtülmesi gerekir (71,77,82,92,98).

2.4.4.1.5.9.4. Neodymiyum:YAG (Nd:YAG) Lazer

Aktif ara maddesini neodymiyum iyonu ve yttriyum-alüminyum birleşiminden oluşan garnet kristalleri oluşturur. Dalga boyu 1064 nm' dir. Işığı elektromanyetik spektrumun kızılötesi bölgesine yakındır ve gözle görünmez (66,71). Uygulama

sırasında lazer ışığının görülebilmesi için bu lazer sistemine de He-Ne lazer sistemi eklenmiştir. Nd:YAG lazerlerin en önemli avantajı ince fiber optik kablolardan geçebilmesi ve kontaklı çalışılabilmesidir. Yapılan çalışmalarda Nd:YAG lazerin kontakt ve atımlı modda kullanımı önerilmiştir. Kontaktsız ve sürekli modda kullanımında yüksek derecede saçılma meydana getirir ve penetrasyon derinliği artar (67,71,77,91,92).

Melanin tarafından emilimi fazladır. Bu sebeple melanin içeren dokularda uygulama sırasında doku yüzeylerine siyah ya da koyu renkli bir absorban madde sürülmesi gerekir. Hemoglobin tarafından emilimi argon lazerlere göre daha azdır. Lazer ışını %90 oranında su içinde bir değişikliğe uğramaz ve su tarafından emilimi azdır. Diş sert dokularından emilimi sınırlı, penetrasyon derinliği fazladır. Pulpada ısısal zararlar oluşturulabilir. Bu sebeple diş sert dokularında sadece yüzeysel çürük lezyonlarının tedavisi ve dentin hassasiyetinin tedavisinde kullanılabilir. Diş sert dokularından emiliminin sınırlı olması nedeniyle sert dokuya komşu yumuşak dokulara yapılacak uygulamalar güvenlidir. Yumuşak doku penetrasyonu oldukça iyidir. Hemostazın sağlanmasında veya pulpanın aneljezisinde kullanılabilir (53,66,67,71,77,94).

2.4.4.1.5.9.5. Erbiyum Lazerler (Er:YAG ve Er,Cr:YSGG)

Erbium lazerler, Erbiyum: Yitrium Alüminyum Garnet (Er:YAG) ve Erbiyum, Kromiyum: Yitrium Skandiyum Galyum Garnet (Er,Cr:YSGG) olarak ikiye ayrılır. Dişhekimliğinde en sık kullanılan lazer sistemleridir. Er:YAG lazerin dalga boyu 2940 nm, Er,Cr:YSGG lazerin dalga boyu ise 2780 nm' dir. Her iki lazer sisteminin de ışığı elektromanyetik spektrumun iyonize olmayan orta kızılötesi bölgesine yakındır ve gözle görünmez. Er:YAG lazerler HWG, eklemli kol yada su içermeyen cam fiber iletim sistemlerini kullanabilirken Er,Cr:YSGG lazerler sadece fiber optik iletim sistemini kullanırlar. Er,Cr:YSGG lazerler cihazın ucunda bulunan aeratör şeklindeki bir başlık ile dokuya iletilir ve hava su spreyi cihazla birleşiktir. Tüm dental işlemler hava su soğutması altında yapılır (71).

Erbium lazerler suda en iyi emilim sağlayan lazerlerdir. Dişin inorganik matriksi ve hidroksiapatit yapılarından ve yumuşak dokulardan emilimi yüksektir. Su içeriğinin fazla olması sebebiyle yumuşak doku cerrahisinde doku eksizyonu oldukça

hızlıdır. Yumuşak dokuda, gingivektomi, gingivoplasti, vestibuloplasti, frenektomi, kron boyu uzatma ve aftöz ülser tedavisinde kullanılır. Ayrıca kemiği ilgilendiren cerrahi operasyonlarda da başarıyla kullanılabilir (99–103).

2.4.4.1.5.9.6. Fiber Lazer

Fiber lazer, 1963 yılında Elias Snitzer tarafından bulunmuştur. Ancak cihazın gelişim dönemi uzun sürmüş ve ilk ticari cihaz 1980' lerin sonunda piyasaya sürülmüştür. Bu lazerler, diyod pompalamalı ve tek modlu olarak kullanılmış ve miliwatt' lık güçlerle çalışılmıştır. 1990 yılında güç çıkışı watt seviyelerine ulaşmıştır ve 4 watt' lık erbium katkılı fiber lazer rapor edilmiştir. Kilowatt seviyelerinde çıkış güçlerine sahip olan fiber lazerlerin gelişimi daha sonraki yıllarda gerçekleşmiştir. Bu lazerler geniş mod alanına sahip nadir dünya elementleri katkılı bir fiber özü ve diyod pompalama sistemi sayesinde elde edilmiştir. Son yıllarda nanosaniyelik darbe sürelerinde birkaç milijoule' lük darbe enerjileri ile çalışan ytterbium katkılı fiber lazerler (Yb:Fiber lazer) geliştirilmiştir. Bu gelişme ile fiber lazerlerin yüzey yapılandırması işlemlerinde kullanımı mümkün olmuştur (104).

Temel olarak fiber lazerler; fiberle birleştirilmiş bir veya birkaç tane pompalama diyodlarından ve büyütücü ortamdan meydana gelir. Böylelikle fiber lazerler, çok modlu radyasyonu tek modlu kon kalitesine çevirir. Fiber lazerler; katı hal lazerlerin aksine, fiber kablonun içinde üretilirler ve bu kablo ile taşınırlar. Bu anlamda diğer lazerlerden daha az komplekstir. Fiber lazerler, aktif fiber koro Ytterbiyum (Yb), Erbiyum (Er), Neodymiyum (Nd), Praseodimiyum (Pr) ve Thuliyum (Tm) gibi eser elementler pompalayan diyodlar kullanırlar (83,105).

Fiber optik, sinyal iletimi için ışığı kullanan bir iletim aracıdır. Optik fiberler saf camdan yapılan uzun ipliklerden oluşur ve bir kılıf içerisinde taşınır. Bu kılıf yansıtıcı özelliktedir ve ışığı içine hapseder. Kılıfın en dışında koruyucu bir tabaka daha bulunur. Böylece fiber optik kablolar çevresel şartlara karşı korunur. Nem, aşırı yağış, rutubet gibi ortamlardan etkilenmeden sürekli bir bağlantı sağlar. Kablolar ile iletim sırasında içeriden dışarıya ya da dışarıdan içeriye hiçbir sızıntı olmaz ve veri aktarımı güvenli şekilde uzak mesafelere ışık hızı ile gerçekleşir. Ayrıca fiber optik kablolar uzun süre kullanılır ve değişiklik ihtiyacı duyulmaz (83).

Ytterbiyum elementi Yb sembolü ile gösterilir. Periyodik cetvelde 6f

grubundadır ve atom numarası 70' dir. Young modülüsü 24 GPa' dır. Fiber lazerde Yb elementi, Yb^{3+} iyonu olarak kullanılır. Bu iyon oldukça basit enerji düzeyi yapısına sahiptir ve yüksek pompalama etkisi sunar (106).

Yb:Fiber lazerler, son yıllarda dişhekimliği, kardiyovasküler cerrahi, jinekoloji ve abdominal cerrahi gibi sağlık alanlarında sıkça kullanılmaya başlanmıştır. Mikrosaniye atımlı olarak çalışıp 80 W' dan fazla güç sağlayabilirler. 1030-1080 nm dalga boyuna sahiptirler. Bu özellikleri ile geleneksel olarak tıbbi uygulamalar alanının büyük bir kısmını kaplayan 1064 nm dalga boyundaki Nd:YAG lazerlere iyi bir alternatif oluştururlar. Yb:Fiber lazerler lazer uygulamaları için hızla gelişen bir alandır (83,106).

Yb:Fiber lazer sisteminde lazer ışını tek modlu bir fiber kablo ile çalışma alanına iletilir. Güç dalgalanması durumunda devreye giren lazer kontrol kartı bulunur. Bu kart sayesinde lazerin gücü kademeli olarak azaltılır. Lazer cihazının tarama uçları kilowatt seviyelerindeki lazer ışınını hızlı ve hassas yansıtacak şekilde tasarlanmıştır. Bu cihazlarda 20 ve 25 mm' lik diyaframlar kullanılır. Lensler lazer ışın demetiyle aynı hızda yerleştirilir. Böylece lazer ışığının kırılması önlenmiş olur. Yb:Fiber lazer cihazları 50 derecelik bir kırılma açısına sahip olduğu için lensler olmadan lazer ışığını yoğun bir ışın demetine çevirmek imkansızdır. Lens boyutları, lazer cihazının odaklama mesafesi ve lazer uygulama alanının boyutu ile orantılı olarak değişir. Lazer ışınının odaklama uzaklığı çoğu lazer cihazında otomatik olarak yapılır. Bazı lazer cihazlarında odaklama mesafesi manuel olarak ayar vidası ile ayarlanır (83) .

Fiber lazer cihazıyla yapılan uygulamalar (83,105):

- Medikal teşhis ve tedavi
- Telekomünikasyon
- İki ve üç boyutlu kesme
- Kaplama
- Markalama
- Yazı kazıma
- Kaynak
- Hibrit kaynak
- Mikro işleme

- Yüzey işleme
- Kızılötesi işleme

Fiber lazer cihazının avantajları:

- Fiber kablolar ile yüksek kalitede ve hızda ışın taşınması,
- Yüksek verim (CO₂ %10, Nd:YAG %2, Fiber lazer %25),
- Birbirinden bağımsız ayarlanabilen atım uzunluğu ve frekans,
- Düşük enerji tüketimi,
- 5 W' lık artışlar ile 50 W' a kadar cihaz değişimi gerektirmeden güç yükseltimi yapılabilmesi,
- Hava soğutma sistemi nedeniyle ısı artışının kontrol edilebilmesi,
- 100.000 saat diyot ömrü,
- Yüzeysel temizlik dışında bakım gerektirmemesi,
- Küçük boyutlu, kompakt, sağlam ve taşınabilir olması,
- Kullanımlarının rahat ve basit olması,
- 50 metreye kadar ışın kalitesinin değişmemesi ve güç kaybı yaşanmamasıdır (83,107).

Son yıllarda fiber lazerlerin atım tekrar süreleri nanosaniyelerden pikosaniyeye hatta femtosaniyeye kadar düşürülerek femtosaniye lazerler geliştirilmiştir. Femtosaniye lazerleri Ti:Safir, Cr:LiSAF ve Nd:Cam gibi bir fiber lazer ortamı ve optik pompalamalı bir lazer kurulumuyla geliştirilmiştir. Ti:Safir lazerler birkaç yüz miliwatt' lık ortalama gücü 6 femtosaniye gibi kısa darbe süreleri ile sağlayabilir. Ti:Safir lazeri için optik pompalama aracı argon lazer veya bir katı hal lazeri olabilirken, Cr:LiSAF veya Yb:Cam lazerleri için pompalama aracı olarak diyod lazerler kullanılır. Böylece daha kısa darbe süreleri elde edilebilir. Bu parametreler bu lazerlerin yeni teknolojiyle yüzey işleme uygulaması yapmasına olanak sağlar (108,109).

2.4.4.2. Kimyasal bağlantı oluşturan işlemler:

2.4.4.2.1. Silan bağlayıcı ajan uygulama: Silan bağlayıcı ajanlar, Si (Silisyum) atomları içeren organik yapılardır. Organofonksiyonel yapıdadırlar. Yapının organik kısımları organik matriks ile, alkali grupları ise inorganik maddelerle reaksiyona girer.

Silan bağlayıcı ajan ilk kez Bowen tarafından Bis-GMA esaslı rezinler içerisine dolgu maddesi olarak eklenmiştir (110). Sonrasında seramiğin yüzeyindeki oksit tabakası ile reaksiyona girdiği bildirilmiştir. İşlev ve içeriğine göre primer veya bağlayıcı ajan olarak isimlendirilirler. Organik ve inorganik maddeler arasında bağlayıcı ajan olarak kullanılırlar. Ortamdaki nem ile aktive olurlar, hidrofilik ve asidik özelliklere sahiplerdir. Su ile silanın alkol grupları reaksiyona girerken, silanın organik metakrilat grupları adeziv rezinin metakrilat grupları ile kopolimerize olup kimyasal bağ oluşur (43,51).

Dışhekimliğinde kullanılan silan bağlayıcı ajanlar genellikle monofonksiyonel y-metakril oksipropil trimetoksisilandır. Silan, birleştirici özellikleri nedeniyle metal-kompozit, kompozit-kompozit ve seramik-kompozit arasındaki bağlantıyı arttırmak için kullanılır. Yapılan çalışmalarda kompozit rezin ile seramik arasındaki bağlantıyı %25 arttırdığı bildirilmiştir. Ancak silika kaplama yöntemiyle kombine kullanımı önerilmektedir. Silan bağlayıcı ajanlar, seramiklerin ıslanabilirliğini ve kompozit rezinlerin akışkanlığını arttırırlar (51,111–113).

2.4.4.3. Hem mekanik hem de kimyasal bağlantı için uygulanan işlemler:

2.4.4.3.1. Silisyum oksit (SiO_2) tanecikleri ile kumlama:

Pirokimyasal silika kaplama: Kolloidal silikanın yüksek ısı derecelerinde uygulanması ile geliştirilen bir yöntemdir. Yüzey kaplama solüsyonu özel bir alevden geçer ve yüzeyde 0.1-1.0 mikron kalınlığında bir silika tabakası oluşturulur. SilicoaterTM, SilocTM ve SilanopenTM pirokimyasal silika kaplama için kullanılan yöntemlerdir (42).

Tribokimyasal silika kaplama: Bu teknikte, yüzey silika ile modifiye edilmiş alüminyum trioksit partikülleri ile air-abrazyon işlemine maruz bırakılır. Püskürtme basıncı ile seramik yüzeyine silika kaplı alümina partiküllerinin gömülmesi sağlanır. Silika modifiye yüzey, kimyasal olarak silan bağlayıcı ajan boyunca rezine reaktif hale gelir. Silan molekülleri su ile reaksiyona girerek, 3 silanol grubu oluşturur. Silanol grupları, silika yüzeyinde bir siloksan ağı oluşturur ve silan moleküllerinin monomerik ucu adeziv rezinlerin metakrilat grupları ile reaksiyona girer (51). Böylece seramik yüzeyi silanla kimyasal bağ kurmuş olur. Bu amaçla Cojet ve Rocatec sistemleri yaygın olarak kullanılır.

Cojet sistemi: Cojet klinikte kullanılan tribokimyasal silika kaplama yöntemidir. Rezin simanın bağlantısını arttırmak için metal, kompozit ve porselen yüzeylerine silika kaplı alüminyum oksit tanecikleri içeren kum uygulanır. Kum taneciklerinin boyutu 30 mikrondur. Kum tanecikleri 90 derecelik açı ile uygulanır. Yapılan çalışmalarda mesafe, bar ve basınç ayarları değişiklik göstermektedir. Ancak en ideal sonucun 10 mm mesafeden uygulandığında elde edildiği bildirilmiştir. Silika kaplı alüminyum oksit tanecikleri yüzeye yüksek enerji ile ulaştırılır ve yüzeyde mikro çukurcuklar oluşturur. Bu uygulama ile hem yüzey alanı arttığı için ıslanabilirlik ve mekanik tutuculuk artar hem de silan uygulaması ile kimyasal tutuculuk sağlanabilir (51,114–116).

Cojet sistemlerin endikasyonları; kompozit yapıştırıcı simanlar ile adeziv simantasyon öncesi metal restorasyonların ön hazırlığı, adeziv simantasyon öncesi kompozit veya seramik restorasyonların ön hazırlığı ve defektli metal, seramik ve kompozit restorasyonların tamir işlemleri şeklinde sıralanabilir.

Rocatec sistemi: Rocatec laboratuvarında kullanılan tribokimyasal silika kaplama yöntemidir. Bu sistemde iki aşamalı kum uygulaması yapılır. Önce 110 mikron kum basınç altında restorasyona uygulanır. Daha sonra Rocatec-plus adı verilen 110 mikron silisyum oksit kumu basınç altında uygulanarak yüzey düzensizlikleri oluşturulur ve mekanik tutuculuk sağlanır. İşlem bittikten sonra yüzeye silan bağlayıcı ajan uygulanır ve yüzeydeki silika tabakası ile kompozit rezin arasında kimyasal bağlantı oluşur (62,117,118).

2.5. Tam Seramik Sistemlerin Simantasyonu

Tam seramik restorasyonlarda başarıyı etkileyen en önemli aşamalardan biri simantasyondur. Bu restorasyonlar hem adeziv rezin simanlarla hem de geleneksel simanlar ile simante edilebilirler. Klinik başarı açısından değerlendirildiğinde adeziv simantasyonun üstünlüğü kabul edilmiştir.

Simantasyonun başarısı seramik materyalin kompozisyonuna bağlıdır. Güçlü bağlanma için öncelikle seramik materyalinin yapısına uygun simantasyon tekniği seçilmelidir. Siman olarak çinko fosfat veya cam iyonomer kullanılacak ise, restorasyonda mekanik retansiyonun varlığı önem kazanır. Mekanik retansiyonun yetersiz olduğu durumlarda adeziv simantasyon sistemlerinin kullanımı uygundur

(119).

2.5.1. Kompozit Rezin Yapıştırma Simanları

Kompozit rezin yapıştırma simanları, ilk olarak 1952 yılında Howe tarafından tanıtılmıştır. Bu rezin simanlar, metilmetakrilat yapıda olup 1970' lerin başında polimetilmetakrilat yapıya dönüştürülerek kron ve köprü yapıştırma simanı olarak tanımlanmıştır. 1986 yılından itibaren materyallerle olan adezyonun gelişmesiyle tam seramik, inley, onley, porselen veneer ve kronların simantasyonunda kompozit rezin yapıştırma simanlarının kullanımı yaygınlaşmıştır (120,121). Porselen ve kompozit restorasyonların simantasyonu için kompozit rezin yapıştırma simanlarının kullanılmasının gerekli olduğu 1995 yılında Amerikan Estetik Dişhekimliği Akademisi tarafından bildirilmiştir (122).

Kompozit rezin yapıştırma simanları, Bis-GMA ve diğer metakrilatların türevleridir. Organik polimer bir matriks içerisinde inorganik doldurucular, bağlantı ajanı, çözdürücüler, reaksiyon başlatıcılar, hızlandırıcılar ve pigmentler içerir. Organik faz genellikle Bis-GMA' dan ya da UDMA' dan oluşmaktadır. Simanın viskozitesini azaltmak için yapıya TEGDMA ilave edilebilir. Doldurucular genellikle baryum cam içerir. Ancak bazı kompozit rezin yapıştırma simanlarında mikroskobik silika partikülleri doldurucu olarak kullanılabilir. Doldurucular siman ağırlığının %30-60' ı kadardır. Ancak yeni geliştirilen yapıştırma simanlarında simanın daha kuvvetli ve aşınmaya dirençli olabilmesi için doldurucu miktarı artırılmıştır (123).

2.5.1.1. Kompozit Rezin Yapıştırma Simanlarının Avantajları

Bu simanların avantajları (40,124–127);

1. Mine, dentin ve restorasyonun iç yüzeyine bağlanma özellikleri vardır.
2. Çekme ve basma dirençleri yüksektir.
3. Ağız içi sıvılarında çözünürlükleri düşüktür.
4. Asidik solüsyonlara karşı dirençlidir.
5. Estetik sonuçları iyidir. Farklı renk ve opasite seçeneklerine sahiptirlerdir.
6. Bazı rezin simanların florür serbestleştirme özellikleri vardır.
7. Mikrosızıntı olasılığı geleneksel simanlara göre daha azdır.
8. Restorasyonların simantasyonunda kullanıldıklarında materyalin

kırılma direncini arttırmaları. Adeziv özellikleri minimal preparasyon şekillerine izin verir.

9. Doğru uygulamalarda periodontal marjinde iritan etkileri minimaldir.

2.5.1.2. Kompozit Resin Yapıştırma Simanlarının Dezavantajları

Bu simanların dezavantajları (40,124–128);

1. Pulpa hassasiyetine neden olabilirler. Pulpaya yakın dentine uygulama yapılacağı zaman kalsiyum hidroksit veya cam iyonomer siman kavite örtücüleriyle pulpanın korunması gerekir.
2. Bağlanma için adeziv sistem uygulaması gerekir. Diş ve restorasyon iç yüzeyine ilave işlemler gerektirir. Bu sebeple uygulama süresi uzundur ve uygulama teknikleri hassasiyet gerektirir.
3. Restorasyonun bir sebeple çıkarılması gerektiği durumlarda sökülmeleri oldukça güçtür.
4. Taşan simanın temizlenmesi zordur.

Kompozit resin yapıştırma simanları, polimerizasyon şekillerine göre üç gruba ayrılır (129):

1. Kimyasal olarak polimerize olanlar (chemical cure)
2. Işık ile polimerize olanlar (light cure)
3. Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olanlar (dual cure)

2.5.1.3. Kimyasal Olarak Polimerize Olan Kompozit Resin Yapıştırma Simanları

Karıştırılmaya hazır iki pattan oluşur. Bir tüpte benzoil peroksit başlatıcı, diğerinde ise tersiyer amin aktivatör bulunur. Karıştırmanın başlaması ile amin, benzoil peroksit ile reaksiyona girerken serbest radikaller oluşur. Böylece polimerizasyon başlar. Yapısında bulunan amin grubu zaman içerisinde ağız ortamında kimyasal değişime uğrayarak restorasyonda amin renkleşmesi denilen renk değişikliğine neden olur (121,130).

Kimyasal olarak aktive olan bu simanlar, ışığın ulaşamadığı kavitenin derin kısımları için avantaj oluşturur. Karıştırma sırasında hava ile teması adeziv yüzeylerde hava kabarcığı oluşması ve çalışma sürelerinin kısa olması kimyasal yolla polimerize

olan kompozit rezin yapıştırma simanlarının dezavantajlarıdır (130).

2.5.1.4. Işık ile Polimerize Olan Kompozit Rezın Yapıştırma Simanları

Günümüzde yapıştırma simanı olarak kullanılan kompozit rezinlerin çoğu ışık ile polimerize olmakta ve UDMA rezin matris içermektedir. Bu nedenle renk stabiliteleri daha iyidir. Işıkla sertleşen rezin simanlarda ışığa duyarlı başlatıcılar ve amin aktivatörler içeren tek veya çift pasta bulunur. Işığa maruz kaldıklarında ışığa duyarlı başlatıcılar amin ile reaksiyona girerek polimerizasyonu başlatırlar. Işıkla sertleşen kompozit rezin yapıştırma simanlarının sertleşmesi için, ışığa duyarlı materyal olan kamforokinona ihtiyaç vardır (131).

Işıkla sertleşen rezin simanların farklı kıvam ve renk seçenekleri sunması, çalışma süresinin uzun ve hekim tarafından kontrol edilebilir olması gibi avantajları vardır. Önemli bir dezavantajı ise uygulanan restorasyonun kalınlığının fazla olduğu durumlarda polimerizasyonun yetersiz olmasıdır (126,132).

2.5.1.5. Hem Kimyasal Hem de Işık ile Polimerize Olan Kompozit RezınYapıştırma Simanları

Bu tür simanlar her iki mekanizmadan yararlandıkları için bunlara ‘dual-cure’, ikili polimerize olan simanlar denir. Böylece, restorasyonun iç bölümündeki rezin siman kimyasal olarak sertleşirken, kenarlarındaki kompozit ise ışık ile polimerize olabilir. Baz ve katalist olmak üzere iki kısımdan oluşan iki pasta halinde bulunur. Baz kısmında ışıkla polimerizasyon reaksiyonunu başlatan kamforokinon, katalist kısmında ise amin/peroksit vardır. Bu simanların çoğunda polimerizasyon reaksiyonu büyük ölçüde ışığa bağımlıdır ve ışık kullanılmadığında mekanik özellikleri zayıflar. Işıkla sertleşen komponentler hızlı bir şekilde restorasyonun stabilizasyonunu sağlar. Kimyasal sertleşen rezin ajanları da yavaş sertleşme reaksiyonu ile polimerizasyon büzülmesini azaltır. Böylece iyi bir marjinal sonlanma elde edilir. Dual sertleşen simanlarda, simanın rengi opak seçildiğinde, ışıkla sertleşme süresini arttırmak gerekir. Bu simanlar polimerizasyonun tam olarak gerçekleşmesinin şüpheli olduğu her durumda kullanılabilir. Özellikle derin kavitelere 2 mm’ den daha kalın rezin uygulamalarında oldukça başarılıdır (133–135).

Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan kompozit rezin yapıştırma simanı olan Panavia V5 Adeziv Rezın Siman 10-

methacryloyloxydecyldihydrogenphosphate (MDP) bazlı bir yapıştırma simanıdır. İlk adeziv monomer olan fenil fosfatın 1976 yılında Kuraray firması tarafından bulunmasının ardından 1983 yılında MDP molekülü geliştirilmiştir. Bu molekül ile diş yapılarına daha kuvvetli adezyon sağlanmıştır. MDP' nin yapısında hidrofilik fosfat grubu, hidrofobik alkil grubu ve fosfat monoesteri bulunur. Hidrofilik fosfat grubu, asidik dekalsifikasyon oluşturur ve diş yapılarının kalsiyum iyonlarını veya amino gruplarını bağlar. Hidrofobik alkil grubu, hidrofobisite ve hidrofilisite dengesini korur. Fosfat monoesteri ise polimerizasyonu sağlar (52,83).

Panavia V5 siman patı iki patın birleşiminden oluşur ve iki patı eşit oranda karıştırabilen otomatik bir karıştırıcı sistem içerir. Patın çalışma süresi 1 dakika, sertleşme süresi 3 dakikadır. Pat A, Bis-GMA, TEGDMA, hidrofobik aromatik dimetakrilat, hidrofilik alifatik dimetakrilat, başlatıcılar, akseleratörler, silanlanmış baryum cam, silanlanmış floralalminosilikat cam doldurucular ve kolloidal silika içerir. Pat B, Bis-GMA, hidrofobik aromatik dimetakrilat, hidrofilik alifatik dimetakrilat, silanlanmış baryum cam, silanlanmış alüminyum oksit doldurucular, akseleratörler, dl-kamforkinon ve pigment içerir. Panavia V5 adeziv rezin siman seti içerisinde bulunan try-in paste, sertleşmiş pat karışımına yakın renk ve saydamlık özellikleri gösteren bir renk eşleştirme materyalidir. Set içindeki tooth primer, diş yapısına bağlanması için patın polimerizasyonunu hızlandıran, kendinden asitli (self-etching) bir primerdir. Ayrıca set içerisinde seramik, hibrit seramik, kompozit rezin ve metal yapılara geliştirilmiş adeziv yüzey sağlayan universal bir primer (Clearfil ceramic primer plus) ve %35' lik fosforik asit çözeltisi ve kolloidal silika içeren bir asitleme jeli (K-etchent syringe) bulunmaktadır (136).

Panavia V5 siman seti; kron köprü restorasyonlarının, inley ve onleylerin, veneer kronların, adeziv köprü ve splintlerin, implant abutmentleri ve implantüstü protetik restorasyonların, post ve kor yapıların simantasyonunda kullanılır (136).

2.6. Termal Döngü

Dental restoratif materyaller, oral kavitede sürekli olarak ısı ve pH değişimlerine maruz kalırlar. Ağız içindeki ısı; yeme, içme ve nefes alma gibi fizyolojik fonksiyonlar sırasında sürekli olarak değişim gösterir. Ancak yeme ve içme alışkanlıkları kişiden kişiye farklılık gösterir ve ağızın her bölgesinde eşit sıcaklık

değişimleri olmaz. Nefes alma sırasında da ağız içi ısı ve nemde değişiklikler gözlenir. Herhangi bir termal yükleme yapılmadığında ve ağızdan nefes alınmadığında ağız içerisindeki sıcaklık $35.2 (\pm 2.1) ^\circ\text{C}$ olarak ölçülmüştür (137–140).

Ağız içindeki ısısal değişimlerin neden olduğu büzülme ve genleşmeler dental restorasyonlarda marjinal boşluk ve mikrosızıntı oluşturur (141). Yaptığımız invitro çalışmalarda ağız içindeki ısı değişimlerini taklit etmek için termal döngü yöntemi kullanılır. Termal döngü sıcak ve soğuk maddelerin ağız içine girmesini taklit eder ve restoratif materyal ile diş dokusu arasındaki termal genleşme katsayısının ilişkisini gösterir. Termal döngü cihazı ilk kez Nelsen ve arkadaşları tarafından dolgu malzemelerinin mikrosızıntı özelliklerini test etmek amacıyla geliştirilmiştir. Bu cihazlar birbirine komşu iki banyo tankından ve test edilen örnekleri bu banyo tankları arasında daldırıp çıkarabilen taşıyıcı bir koldan oluşur (142). Yapılan termal döngü çalışmalarında ısı aralığı $4 ^\circ\text{C}$ ile $60 ^\circ\text{C}$ arasında değişmektedir (143,144).

ISO TR 11450 (1994) standartları termal döngü örneklerine $5 ^\circ\text{C}$ ve 55°C ' deki su banyolarında 500 döngü uygulamasını uygun bir test biçimi olarak göstermiştir. Termal döngü çalışmaları ile ilgili yayınlanan bir derlemede ise 10.000 termal döngünün yaklaşık 1 senelik fonksiyona eşdeğer olduğunu ve ISO standartlarının önerdiği 500 döngü değerinin invivo şartları yansıtması açısından yetersiz olacağı belirtilmiştir (140).

2.7. In Vitro Bağlanma Dayanımı Test Yöntemleri

Materyallerin bağlanma dayanımı testlerinin uzun dönem klinik takiplerinin zor olması ve standart olarak gerçekleştirilememesi araştırmacıları invitro test yöntemlerine yöneltmiştir. Invitro bağlantı dayanımı testleri, etkin ve çabuk sonuç vermesi, parametrelerinin değiştirilebilmesi ve sonuçlarının karşılaştırılabilmesi açısından dental materyallerin değerlendirilmesinde sıklıkla kullanılır.

Dental materyallerin ve bağlayıcı ajanların bağlantı dayanıklılıklarını belirlemede kullanılan test yöntemleri şunlardır (145):

1. Makaslama (shear) testi
2. Gerilme/Çekme (tensile) testi
3. Tek düzlem makaslama (single plane shear) testi

4. Mikro makaslama (mikro-shear) testi
5. Makaslama delme (shear punch) testi
6. Mikro makaslama delme (micro shear punch) testi
7. Oblik gerilme (oblique-tensile) testi
8. Mikro gerilme (micro-tensile) testi

Bağlantı dayanımı testlerinin en sık kullanılanları makaslama ve gerilme testleridir (146). En kolay uygulanıp standardize edilebileni ise makaslama testleridir. Makaslama testleri ağız ortamındaki karışık kuvvetleri çok iyi taklit eder. Makaslama testlerinin dezavantajı arayüze gelen kuvvetlerin homojen dağılmamasıdır. Ancak makaslama testleri çiğneme kuvvetlerine en çok benzeyen test metodudur. Kliniğe benzerliği açısından en sık kullanılan yöntem olarak yerini korumaktadır (147).

Yapıştırma sistemlerinin makaslama kuvvetlerine karşı bağlanma dayanımı ölçülürken, genellikle tabanı bir silindir içine gömülmüş örneğe bir uç vasıtasıyla kuvvet uygulanır ve örneğin koptuğu yük tespit edilir. Kuvvetin uygulandığı ucun kesiti de makaslama testini etkileyen diğer bir kriterdir. Keski veya dikdörtgen şeklinde uçlar mevcuttur. Dikdörtgen uçlar desteksiz kuvvet uygularken, keski şeklindeki uçlar örneği yüzeyden ayırıcı kuvvet uygular. Bu nedenle keski şeklindeki uçlar tercih edilmelidir. Makaslama testlerinde uçların hızı, bağlantı kuvveti değerini etkiler. Uçların ideal yaklaşım hızı aralığı ISO 11405' e göre 0.75 ± 0.30 mm/dk olarak kabul edilmiştir. Ayrıca bu değerlerin üzerindeki hızların anormal stresler oluşturup materyal içinde koheziv kırıklara yol açtığı belirtilmiştir (148).

2.8. Taramalı Elektron Mikroskobu İncelemesi

Yüzey analiz tekniklerinden olan taramalı elektron mikroskobu (Scanning Electron Microscopy, SEM), diş dokuları ve restoratif sistemler arasındaki dinamik ve kimyasal etkileşimi değerlendirmede ve yüzeyde yapılan işlemlerde daha küçük ayrıntıların incelenmesinde kullanılır. SEM' de temel prensip primer elektron demetleri ile örnek yüzeyinin taranmasıdır. SEM' de incelenecek örnekler dar ve gittikçe artan elektron demetleri gönderilerek taranır. Tarama işlemi esnasında primer elektron demetleri örnek yüzeyindeki elektronlarla etkileşime girerek bu elektronların etrafa dağılmasına neden olur. Yüzeyin herhangi bir noktasından yayılan ikincil elektronlar algılayıcılar tarafından tespit edilir ve bunlar dedektörler aracılığıyla

yakalanarak görüntü olarak bilgisayara kaydedilir. Algılayıcıya ulaşan elektron sayısı ne kadar fazla ise o bölgenin görüntüsü o kadar parlak, ne kadar az ise bölge görüntüsü karanlık alınır. Bu görüntüler sayesinde yüzeyin topografisi, yüzey bileşenleri ve yapısı hakkında bilgi sahibi olunabilir (149–151).



3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu in vitro tez çalışması, Dicle Üniversitesi Bilimsel Araştırma Proje Koordinatörlüğü tarafından desteklenen DİŞ.17.009 numaralı destek projesi ile alınan sarf malzemeler kullanılarak Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda yürütülmüştür.

Güncel CAD/CAM hibrit seramiklere uygulanan farklı yüzey işlemlerinin bağlanma dayanımına etkisini değerlendirmeyi amaçlayan bu tez çalışmasının yapım aşamaları Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı ve Erciyes Üniversitesi Araştırma ve Uygulama Merkezi'nde gerçekleştirildi.

Çalışmada kullanılan materyaller tablo 3.1' de gösterilmiştir.

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan materyaller

	İçerik	Seri No	Üretici firma
Lava Ultimate A2-LT (Rezin nanoseramik hibriti)	Rezin matrikse bağlı %80 nanoseramik partiküller içeren hibrit bir bloktur. Doldurucular, 20 nm silika, kümeleşmiş zirkonya/silika birleşimi	N652686 N644403	3M ESPE Dental Products, St. Paul, MN, USA
VITA Enamic 1M2-T (Hibrit seramik blok)	Alüminyum oksitle güçlendirilmiş feldspatik seramik	49600	VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany
Cojet kum	Silisik asit ile modifiye 30 µm'lik alümina parçacıkları	644521	3M ESPE Dental Products, St. Paul, MN, USA
Koroks 50	%99,6 oranında 50 µm'lik Al_2O_3 parçacıkları		Treibacher Schleifmittel, Italy
HF asit	%9,6 HF asit		Dicle Üni. Kimya Böl. Diyarbakır
Panavia V5 (Adeziv rezin siman seti)	Pasta A, Pasta B karıştırıcı özel uç ve Clearfil Seramik Primer Plus içermektedir	000032	Kuraray Noritake Dental Inc, Okayama, Japan

3.1.Gereç

3.1.1. Hibrit Seramik Blokların Hazırlanmasında Kullanılan Gereçler

1. Lava™ Ultimate (3M ESPE Dental Products, St. Paul, MN, USA)
2. VITA Enamic® (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany)
3. IsoMet 1000 hassas kesim cihazı (Buehler, Lake Bluff, Illinois, ABD)

3.1.2.Hibrit Seramik Blokların Pürüzlendirilmesinde ve Yapıştırılmasında Kullanılan Gereçler

1. %9,6 HF asit (Dicle Üni. Kimya Böl. Diyarbakır)
2. Koroks 50 µm' lik Al₂O₃ kumu (Treibacher Schleifmittel, Italy) ve kumlama cihazı (Microetcher, Danville Engineering Inc., Danville, Calif)
3. 30 µm' lik cojet kumu ve cojet cihazı (3M ESPE Dental Products, St. Paul, MN, USA)
4. Yb:Fiber lazer cihazı (Vision, Germany)
5. Panavia V5 adeziv rezin siman seti (Kuraray Noritake Dental Inc, Okayama, Japan)
6. Işıklı polimerizasyon cihazı, Woodpecker LED.C (Woodpecker, Guangxi, P.R.China)

3.1.3. Termal Döngü

- Termal döngü cihazı (Thermocycler 1100/1200, SD Mechatronik, Pleidelsheim, Germany)

3.1.4. Makaslama Testleri

- Universal test cihazı, Zwick Z010 (Zwick GmbH, Germany)

3.1.5. Stereomikroskop İncelemesi

- Lecia stereomikroskop (Lecia Microsystems GmbH, Germany)

3.1.6. Taramalı Elektron Mikroskobu Analizi

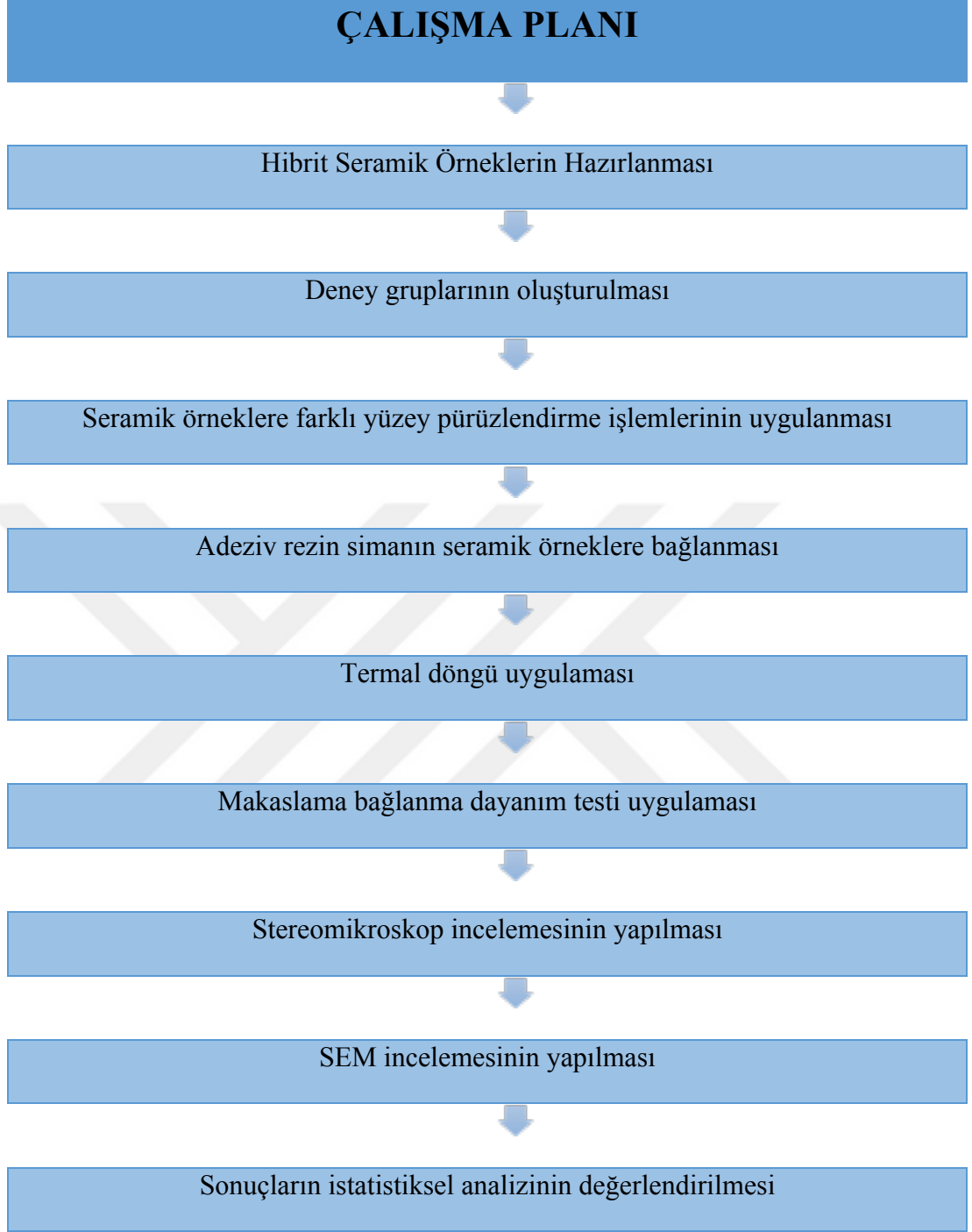
- LEO 440 computer controlled digital scanning electron microscope (LEO Electron Microscopy Ltd., Cambridge, England)

3.1.7. İstatistiksel Analiz

- SPSS istatistik programı (Statistical Package for Social Sciences version 2.3, SPSS Inc., Chicago, Illinois)

3.2. Yöntem

Güncel CAD/CAM hibrit seramiklere uygulanan farklı yüzey işlemlerinin bağlanma dayanımına etkisinin in vitro olarak incelenmesini konu alan bu çalışmada sırasıyla, Lava Ultimate ve Vita Enamic hibrit seramik örneklerin hazırlanması, deney gruplarının oluşturulması, seramik yüzeylerine farklı yüzey pürüzlendirme işlemlerinin uygulanması, rezin simanın seramik örneklerle bağlanması, termal döngü işlemi ve makaslama bağlanma dayanım testi uygulaması, stereomikroskop incelemesi, SEM incelemesi ve sonuçların istatistiksel analizinin yapılması aşamaları gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.1).



Şekil 3.1. Çalışma planı

3.2.1. Hibrit Seramik Örneklerin Hazırlanması

14.5×14.5×18 mm boyutlarında Lava Ultimate (Resim 3.1) ve 12×14×18 mm boyutlarında Vita Enamic (Resim 3.2) CAD/CAM hibrit seramik bloklar, Isomet hassas kesim cihazında her bir örneğin kalınlığı 2 mm olacak şekilde kesildi. Kesme işlemi sonucunda 14.5×14.5×2 mm boyutlarında Lava Ultimate, 12×14×2 mm boyutlarında Vita Enamic örnekler elde edildi (Resim 3.3).



Resim 3.1. Çalışmada kullanılan Lava Ultimate CAD/CAM blok materyali



Rsim 3.2. Çalışmada kullanılan Vita Enamic CAD/CAM blok materyali



Resim 3.3. Hassas kesim cihazında hazırlanmış seramik örnekler

Seramik blokların kesilmesi ile elde edilen örnekler bağlantı yüzeyleri dışta kalacak şekilde 2,2 cm çapında 2 cm yüksekliğinde silindirik kalıplara şeffaf otopolimerizan akrilik rezin (Imicryl, Konya, Türkiye) dökülerek sabitlendi (Resim 3.4).



Resim 3.4. Yüzey pürüzlendirme işlemine hazır örnekler

Örneklerin dışta kalan bağlantı yüzeylerine sırasıyla 400, 600 ve 1000 grit silikon karbid su zımparası (3M™ Wetordry™, 3M, St. Paul, MN, USA) uygulandı. Daha sonra örneklerin tümü serum fizyolojik içeren ultrasonik temizleyicide 10 dakika bekletildi.

3.2.2. Deney Gruplarının Oluşturulması

Güncel CAD/CAM hibrit seramiklere uygulanan farklı yüzey işlemlerinin bağlanma dayanımına etkisini değerlendirmeyi amaçlayan bu çalışmada; 65 adet Lava Ultimate ve 65 adet Vita Enamic örnek hazırlandı. Hazırlanan bu örnekler uygulanacak yüzey pürüzlendirme işlemlerine göre, her grupta 12 adet olmak üzere 10 gruba ayrıldı (Şekil 3.2). 5 adet Lava Ultimate ve 5 adet Vita Enamic seramik örnek, grupların pürüzlülük değerlerini karşılaştırmak için SEM incelemesinde kullanıldı.

Grup 1: Kontrol grubu

Grup1a: Kontrol grubu – Lava Ultimate

Grup 1b: Kontrol grubu – Vita Enamic

Grup 2: HF asit grubu

Grup 2a: %9,6 HF asit grubu – Lava Ultimate

Grup 2b: %9,6 HF asit grubu – Vita Enamic

Grup 3: Al₂O₃ grubu

Grup 3a: 50 µm Al₂O₃ grubu – Lava Ultimate

Grup 3b: 50 µm Al₂O₃ grubu – Vita Enamic

Grup 4: Cojet grubu

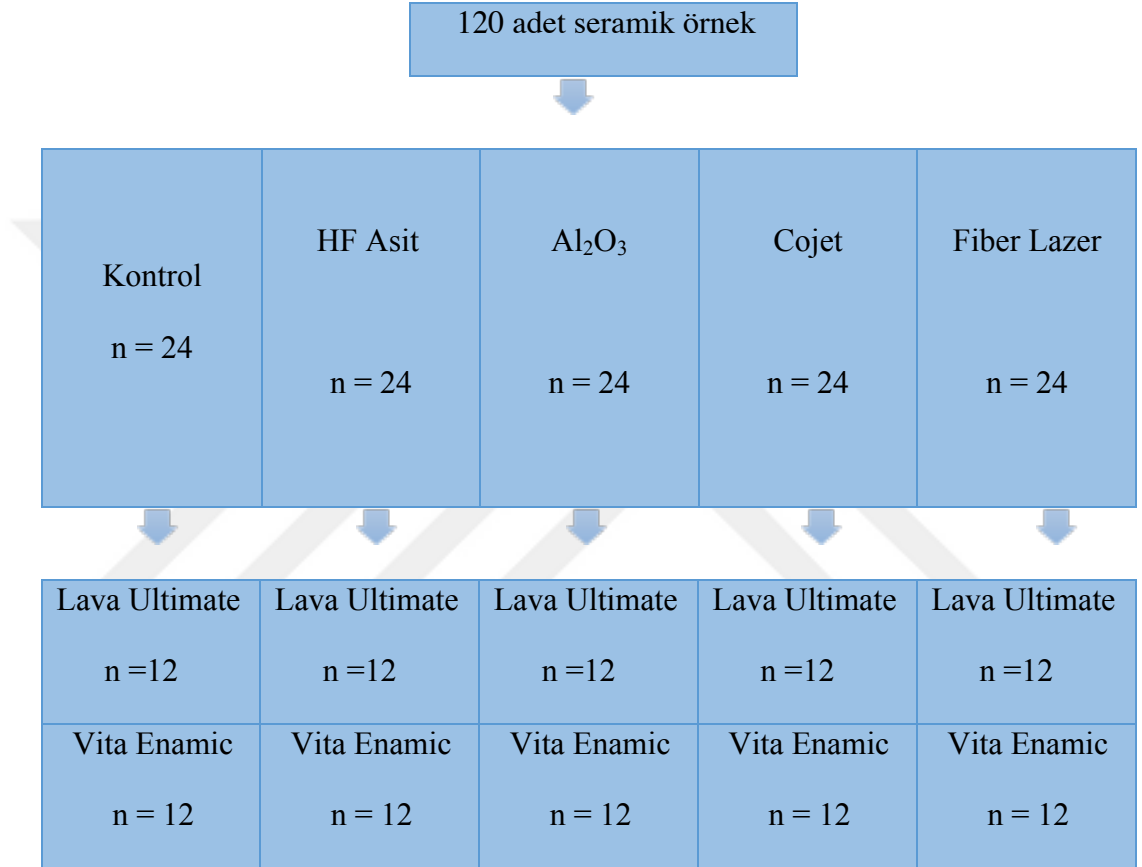
Grup 4a: 30 µm silika kaplı Al₂O₃ (Cojet) grubu – Lava Ultimate

Grup 4b: 30 µm silika kaplı Al₂O₃ (Cojet) grubu – Vita Enamic

Grup 5: Lazer grubu

Grup 5a: Fiber lazer grubu – Lava Ultimate

Grup 5b: Fiber lazer grubu – Vita Enamic



Şekil 3.2. Çalışmada bulunan deney grupları

3.2.3. Seramik Örneklerle Uygulanan Yüzey Pürüzlendirme İşlemleri

3.2.3.1. Grup 1: Kontrol grubu

Seramik yüzeyine, Panavia V5 adeziv rezin siman setinin üretici firması tarafından hibrit seramiklere uygulanması önerilen yüzey pürüzlendirme işlemi uygulandı. %35' lik fosforik asit içeren K_ETCHANT Syringe (Resim 3.5), seramik yüzeyine uygulanıp 5 sn süreyle bekletildi (Resim 3.6). Yüzey basınçlı su ile 5 sn yıkandı ve hava spreyi ile kurutuldu. Daha sonra Panavia V5 adeziv rezin simanın seramik yüzeyine bağlanabilmesi için siman seti içinde bulunan Clearfil Ceramic Primer Plus silan uygulandı. Silan 60 sn bekletildikten sonra yağsız kuru hava ile kurutuldu. Bu işlem kontrol grubundaki tüm örneklerle tek tek uygulandı.



Resim 3.5. Kontrol grubunda kullanılan K-ETCHANT Syringe



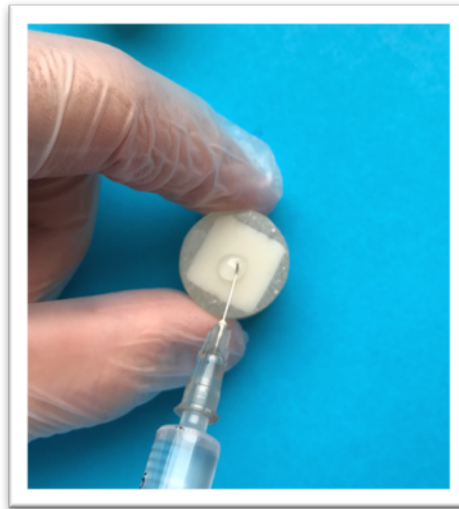
Resim 3.6. K-ETCHANT Syringe'nın seramik yüzeyine uygulanması

3.2.3.2. Grup 2: HF asit grubu

Seramik yüzeyine, %9,6' lık HF asit (Resim 3.7) 60 sn süreyle uygulandı (Resim 3.8) ve 60 sn basınçlı su ile yıkanıp hava spreyi ile kurutuldu. Daha sonra Panavia V5 adeziv rezin simanın seramik yüzeyine bağlanabilmesi için siman seti içinde bulunan Clearfil Ceramic Primer Plus silan uygulandı. Silan 60 sn bekletildikten sonra yağsız kuru hava ile kurutuldu. Bu işlem HF asit grubuna dahil olan tüm örneklerle tek tek uygulandı.



Resim 3.7. %9,6' lık hidroflorik asit



Resim 3.8. HF asitin seramik yüzeyine uygulanması

3.2.3.3. Grup 3: Al₂O₃ grubu

Seramik yüzeyine, kumlama cihazı ucuyla arasında 10 mm mesafe kalacak şekilde, 20 sn süreyle 50 µm boyutunda Al₂O₃ tanecikleri uygulandı. Daha sonra Panavia V5 adeziv rezin simanın seramik yüzeyine bağlanabilmesi için siman seti içinde bulunan Clearfil Ceramic Primer Plus silan uygulandı. Silan 60 sn bekletildikten sonra yağsız kuru hava ile kurutuldu. Bu işlem Al₂O₃ grubuna dahil olan tüm örneklerle tek tek uygulandı.

Bütün örneklerle 10 mm mesafeden kumlama uygulayabilmek için alt tabanı akrilikten, pürüzlendirme için hazırladığımız akrilik örneklerin oturabileceği bir yuva içeren, üst kısmı ise plastikten oluşan basit bir düzenek oluşturuldu (Resim 3.9)



Resim 3.9. Kumlama uygulamasında kullanılan aletin görüntüsü

3.2.3.4. Grup 4: Cojet grubu

Seramik yüzeyine, cojet kumlama cihazıyla (Resim 3.10.a) 30 µm boyutundaki silika kaplı Al₂O₃ tanecikleri (Resim 3.10.b) 3 bar basınçla 20 sn süreyle uygulandı (Resim 3.11). Bu işlem sırasında cojet kumlama cihazı ile seramik örnek arasındaki mesafe 10 mm olacak şekilde ayarlandı. Daha sonra Panavia V5 adeziv rezin simanın seramik yüzeyine bağlanabilmesi için siman seti içinde bulunan Clearfil Ceramic Primer Plus silan uygulandı. Silan 60 sn bekletildikten sonra yağsız kuru hava ile kurutuldu. Bu işlem cojet grubuna dahil olan tüm örneklerle tek tek uygulandı.



Resim 3.10. a) Cojet cihazı b) Cojet kumu



Resim 3.11. Cojet kumunun seramik yüzeyine uygulanması

3.2.3.5. Grup 5: Lazer grubu

Yb:Fiber lazerle hibrit seramik yüzeyinin pürüzlendirilmesi işlemi için literatürde uygun parametre bulunamadı. Bu sebeple öncelikle uygulanabilecek uygun parametreyi bulmak için bir pilot çalışma yapıldı. Kullandığımız lazer cihazı (Resim 3.12) 30 watt'lık lazer tezgahına sahip olup bu pilot çalışma için aşağıdaki frekans değerleri ayarlandı.

1. 5 watt/25 kHz,
2. 5 watt/40 kHz,
3. 5 watt/60 kHz ve

4. 5 watt/80 kHz.

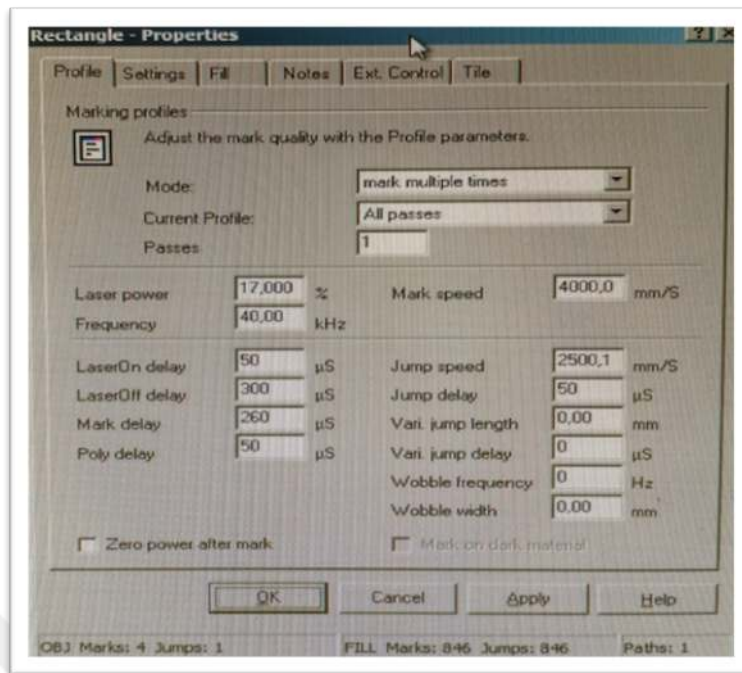
Lazer cihazında frekans dışındaki parametreler mark speed 4000.0 mm/s, jump speed 2500.0 mm/s, jump delay 50 μ s, Laser on delay 50 μ s, laser of delay 300 μ s, mark delay 260 μ s ve poly delay 50 μ s, vari. jump length 0.00 mm, vari. jump delay 0 μ s, wobble frequency 0 Hz, wobble width 0.00mm ve fill spacing 0.010 mm olmak üzere dört örnekte de aynı kullanıldı (Resim 3.13, Resim 3.14 ve Resim 3.15).

Bu parametrelerle yapılan lazer uygulaması sonrasında SEM incelemesinde 5 watt/40 kHz lazer gücü ile pürüzlendirilen örneğin en uygun olduğuna karar verildi.

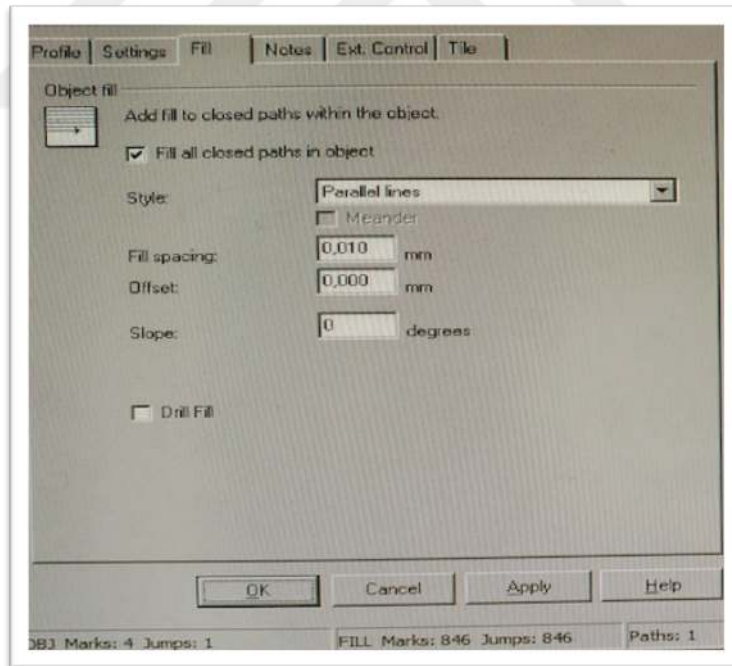
Fiber lazer uygulanacak örneklerin akrilik kaide yükseklikleri ölçüldü. Lazer cihazının tarama kafası ile akrilik kaideye gömülü hibrit seramik örneğin yüzeyi arasındaki mesafe 17,8 cm olacak şekilde manuel olarak ayarlandı. Örneğin taranacak yüzeyinin alanları hesaplanarak bilgisayar programına kaydedildi. Örnek yüzeyi birbirini kesen yatay ve dikey çizgiler olacak şekilde bir tur tarandı. Bu işlem fiber lazer grubuna dahil olan tüm örneklerle uygulandı (Resim 3.16).



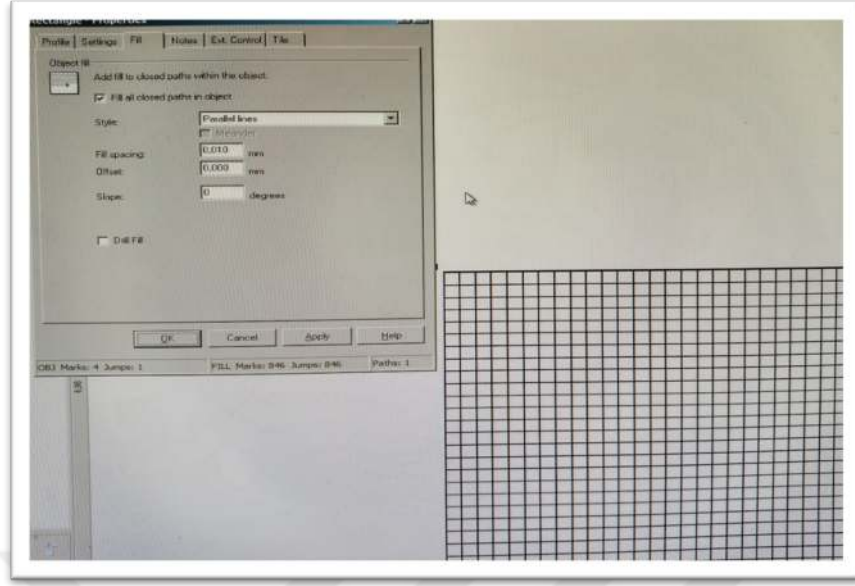
Resim 3.12. Fiber lazer cihazının görüntüsü



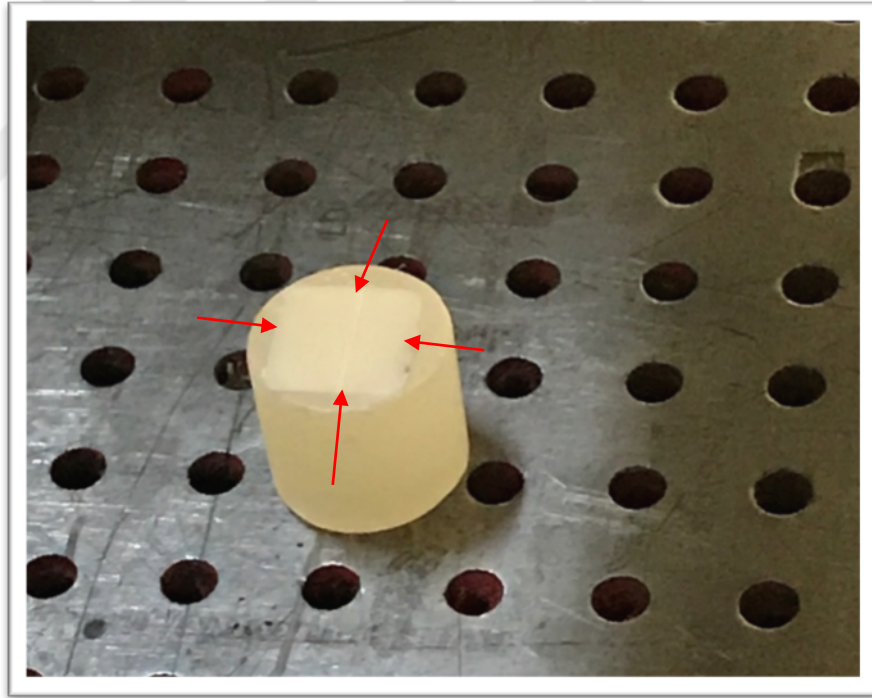
Resim 3.13. Fiber lazerin seramik yüzeylerine uygulanan parametreler



Resim 3.14. Fiber lazerin paralel çizgilerinin tarama sıklığını gösteren parametreler



Resim 3.15. Fiber lazerin porselen yüzeyinde tarayacağı alanın ekran görüntüsü



Resim 3.16. Fiber lazerin seramik yüzeyine uygulanması

3.2.4. Adeziv Rezin Simanın Seramik Örneklerle Bağlanması

Adeziv rezin simanın seramik örneklerle bağlanması işlemi için özel bir kalıp oluşturuldu. Bu kalıp, örnekleri sabitleyecek ve 3 mm' lik adeziv rezin simana yer oluşturacak şekilde iki adet teflon parçadan ve bir adet metal halkadan hazırlandı (Resim 3.17.a, b ve c).

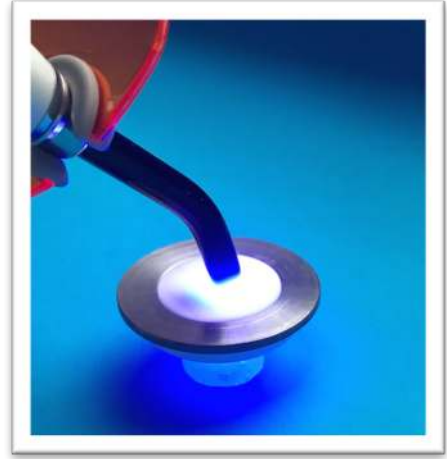


Resim 3.17. a), b) ve c) Çalışmada kullanılan kalıp

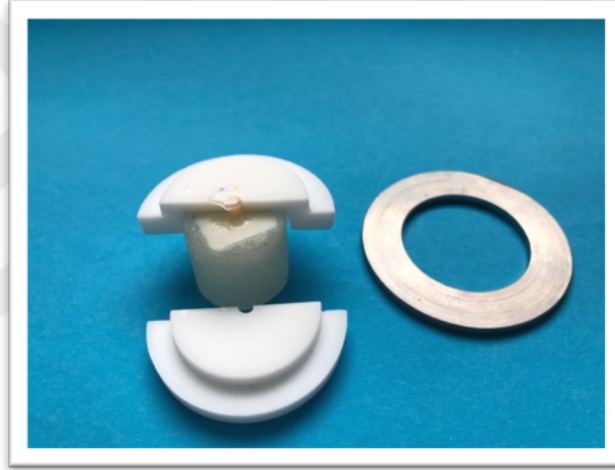


Resim 3.18. Panavia V5 adeziv rezin siman seti

Adeziv rezin simanın yerleştirilebilmesi için teflon parçaların tam ortasında taban çapı ve yüksekliği 3 mm olacak şekilde bir boşluk hazırlandı. Panavia V5 adeziv rezin siman (Resim 3.18) kalıp içerisine uygulandı (Resim 3.19.a) ve 1mm' lik tabakalar halinde LED ışık cihazı ile 20 sn ön polimerizasyon işlemi yapıldı (Resim 3.19.b). Polimerizasyon işlemi tamamlandıktan sonra akrilik tabanı sabit bir zemin üzerine konuldu. İlk olarak metal halka teflon parçalardan ayrıldı. Sonra örnek üzerinde sabit duran teflon parçaların önce bir yarısı daha sonra adeziv rezin siman el yardımı ile fikse edilerek diğer yarısı uzaklaştırıldı (Resim 3.20). Teflon parçaların uzaklaştırılmasının ardından örneklerin iki farklı yüzeyi 20 sn ışınlanarak polimerizasyon işlemi tamamlandı. Bu şekilde hazırlanan örneklerin tümü (Resim 3.21) 24 saat oda sıcaklığında distile su içerisinde bekletildi.



Resim 3.19. a) ve b) Rezin simanın kalıp içine uygulanması ve polimerizasyonu



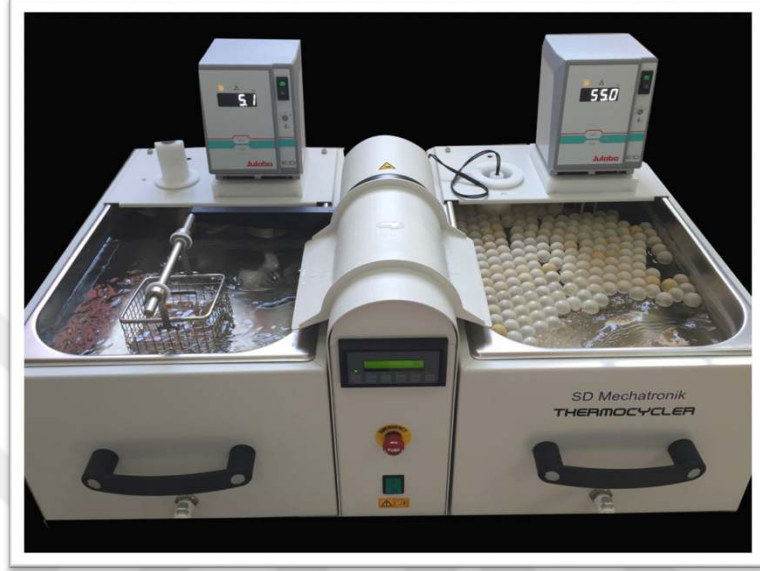
Resim 3.20. Teflon parçaların rezin simandan uzaklaştırılması



Resim 3.21. Simantasyonu tamamlanmış seramik örnekler

3.2.5. Termal Döngü Uygulaması

Adeziv rezin simanla bağlanan seramik örneklerin oda sıcaklığında 24 saat distile suda bekletilmesi işlemini takiben tüm örneklere termal döngü cihazında (Resim 3.22) 5000 defa termal döngü işlemi uygulandı.



Resim 3.22. Termal döngü cihazı

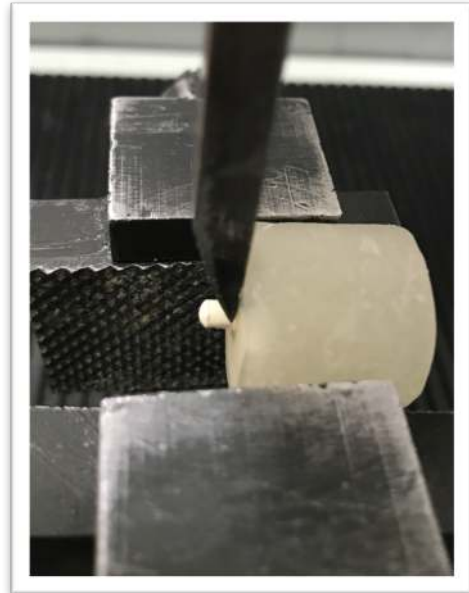
Örnekler gruplar halinde termal döngü cihazına yerleştirilerek su banyolarında kalma süreleri 25 sn, transfer zamanı 10 sn olacak şekilde ayarlandı. Termal döngü testi uygulaması Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi.

3.2.6. Makaslama Bağlanma Dayanım Testi Uygulaması

Termal döngü uygulamasından sonra örneklere makaslama testi uygulandı. Bu uygulama için bıçak sırtı şeklinde sonlanan künt uçlu ayırıcı bir uç seramik-siman arayüzeyine paralel olacak şekilde yerleştirildi. Daha sonra universal test cihazında (Resim 3.23) bağlanma ara yüzeyine dakikada 0.5 mm/dk hızla ayırma kuvveti uygulandı (Resim 3.24.a ve b). Simanın porselen örnekten ayrıldığı andaki kuvvet değeri bilgisayarda otomatik olarak 'Newton' ve 'MPa' birimleriyle kaydedildi.



Resim 3.23. Universal test cihazının görüntü



Resim 3.24. a) ve b) Makaslama testinin uygulanması

3.2.7. Stereomikroskop İncelemesinin Yapılması

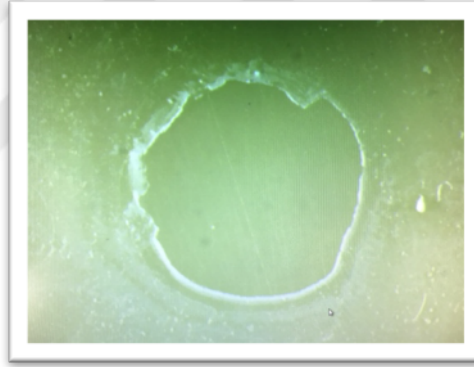
Kopma tiplerinin belirlenmesi için makaslama testi uygulanan seramik-rezin siman arayüzeyi Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda stereomikroskop ile incelendi. Kopma tipleri;

Tip I: Adeziv kopma (rezin siman bloğunun seramikten kopması) (Resim 3.25)

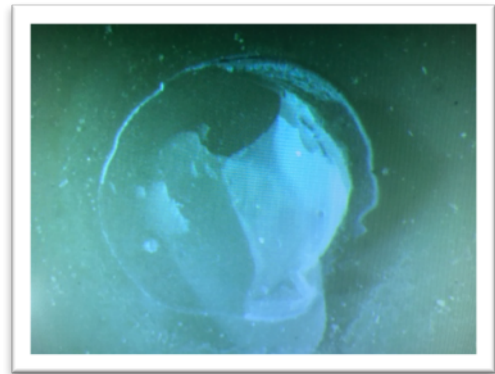
Tip II: Koheziv kopma (seramik veya resin siman bloğunun kendi içinden kopması) (Resim 3.26.a ve b)

Tip III: Miks kopma (adeziv ve koheziv kopmanın bir arada görüldüğü kopma) şeklinde belirlendi. (Resim 3.27)

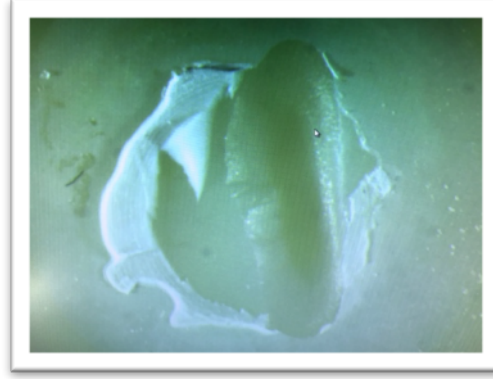
Her bir örneğe ait kopma tipi kaydedilerek gruplardaki kopma tipinin yüzdeleri hesaplandı.



Resim 3.25. Tip I: Adeziv kopma



Resim 3.26. a) ve b) Tip II: Koheziv kopma



Resim 3.27. Tip III: Miks kopma

3.2.8. SEM İncelemesinin Yapılması

Farklı yüzey işlemlerinin seramik yüzeyinde oluşturduğu yüzey pürüzlülük paternlerinin incelenmesi için Erciyes Üniversitesi Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi' nde bulunan SEM cihazı (Resim 3.28) kullanıldı.

SEM analizi öncesinde incelenecek örnekler alüminyum blok üzerine yapıştırıcı bir bant yardımıyla sabitlendikten sonra, örnek yüzeyleri Sc 7620 Mini Sputter Coater cihazıyla 135 A° kalınlığında altın-palladyum karışımı ile kaplandı. Daha sonra örnekler çift taraflı bant tutucularla SEM cihazına sabitlendi ve 500X, 1.00 KX, 2.00 KX, 5.00 KX, 10.00 KX, 20.00 KX büyötmelerde yüzey görüntüleri alındı. Farklı yüzey işlemlerinin seramik yüzeyi üzerindeki etkileri değeriendirildi.



Resim 3.28. SEM cihazının görüntüsü

3.2.9. Sonuçların İstatistiksel Analizinin Değerlendirilmesi

Araştırmada elde edilen bulguların istatistiksel değerlendirmesi Dicle Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik Anabilim Dalı'nda yapıldı. Araştırma verilerimizin istatistiksel değerlendirilmesinde IBM SPSS 21.0 for Windows istatistik paket programı kullanıldı. Ölçümsel değişkenler ortalama $\pm$ standart sapma (SD) ile, kategorik değişkenler ise sayı ve yüzde (%) ile sunuldu. Verilerin normal dağılıma uyup uymadığına bakıldı. Normal dağılım gösteren ikiden çok seçenekli gruplamaların karşılaştırılmasında Oneway Anova Testi ve Tamhane Çoklu Karşılaştırma Testi kullanıldı. Normal dağılım göstermeyen; ikiden çok seçenekli gruplamaların karşılaştırılmasında Kruskal Wallis H Testi kullanıldı. İki seçenekli gruplamaların karşılaştırılmasında ise Mann Whitney U Testi ve Bonferoni düzeltmeli Mann Whitney U Testi uygulandı. Hipotezler çift yönlü olup, $p \leq 0,05$ ise istatistiksel olarak anlamlı sonuç kabul edildi. Bonferoni düzeltmeli Mann Whitney U Testi ise $p \leq 0,005$ ise istatistiksel olarak anlamlı sonuç kabul edildi.

4. BULGULAR

4.1.Makaslama Testi Bulguları

Güncel CAD/CAM hibrit seramiklere uygulanan farklı yüzey işlemlerinin bağlanma dayanımına etkisini değerlendirmeyi amaçlayan bu tez çalışmamızda, beş farklı yüzey işleminin uygulandığı Lava Ultimate ve Vita Enamic hibrit seramik örneklerin adeziv rezin simanla makaslama bağlanma direnci değerleri Tablo 4.1 ve Tablo 4.2’ de gösterildi.

Tablo 4.1. Lava Ultimate seramik örneklerin makaslama testi sonucunda elde edilen bağlanma direnci değerleri (MPa)

Lava Ultimate					
No	Kontrol	HF asit	Al ₂ O ₃	Cojet	Lazer
1	8,09	18,04	5,46	1,13	0,52
2	2,66	7,85	11,57	2,06	0,92
3	22,58	22,54	6,00	1,73	1,33
4	6,44	18,00	16,27	0,91	0,72
5	6,09	20,08	9,81	2,61	0,98
6	4,87	19,22	6,48	7,57	2,43
7	2,19	20,76	21,53	2,00	1,69
8	3,78	10,06	16,15	7,68	0,59
9	5,74	19,25	9,43	8,79	0,60
10	7,79	19,94	5,82	3,97	3,28
11	5,80	10,64	2,97	3,54	1,88
12	6,02	19,57	13,71	3,58	1,78

Tablo 4.2. Vita Enamic seramik örneklerin makaslama testi sonucunda elde edilen bağlanma direnci değerleri (MPa)

Vita Enamic					
No	Kontrol	HF asit	Al ₂ O ₃	Cojet	Lazer
1	9,75	18,84	18,49	12,85	4,03
2	6,51	12,93	10,79	5,04	3,84
3	5,15	15,95	25,58	9,05	1,53
4	1,85	22,60	9,57	10,97	2,86
5	16,37	20,91	26,92	9,65	7,85
6	6,10	9,02	3,85	11,73	2,02
7	11,59	12,49	20,62	13,09	1,36
8	4,11	15,90	15,31	15,53	3,07
9	6,81	14,69	8,26	10,86	1,44
10	16,23	11,99	19,79	11,99	3,76
11	7,54	10,90	6,88	9,17	5,72
12	2,63	6,70	16,59	8,81	3,65

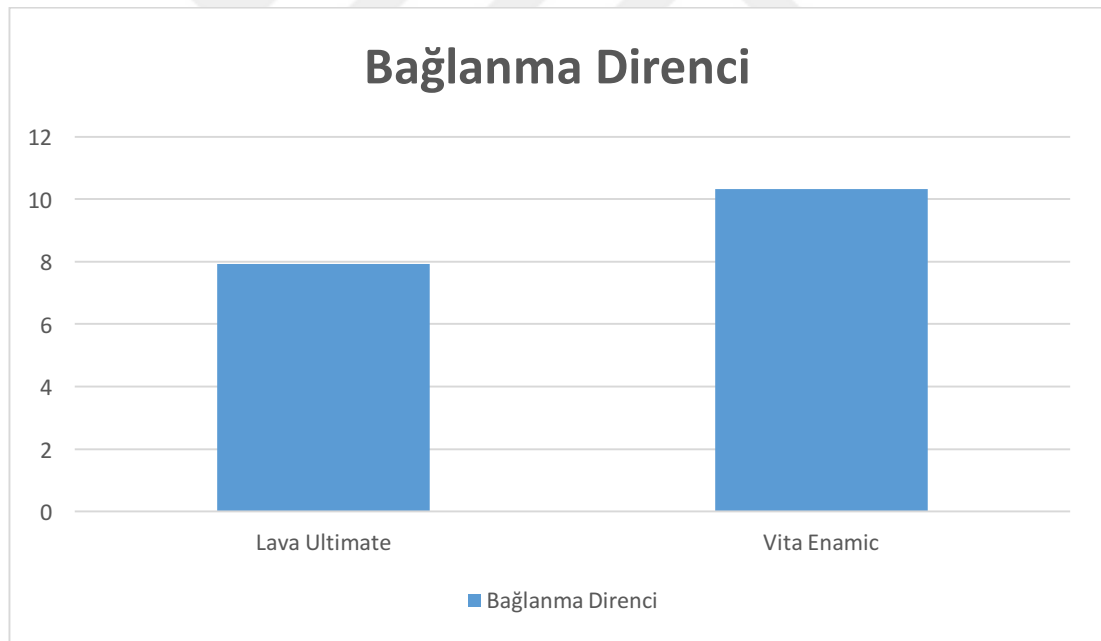
Termal döngü uygulaması esnasında adeziv rezin siman bloklardan ayrılan seramik örnekler çalışmaya dahil edilmedi. Grupların ortalamaları ve standart sapmaları belirlenirken, adeziv rezin siman bloklardan ayrılan bu örnekler hesaplanmadı.

Makaslama testi sonuçları incelendiğinde en yüksek makaslama bağlanma direnci değeri Al₂O₃ tanecikleri ile kumlama işlemi yapılan Vita Enamic seramik grubunda görülürken (26,92 MPa), en düşük bağlanma direnci değeri fiber lazer ile yüzey pürüzlendirme işlemi yapılan Lava Ultimate seramik grubunda görüldü (0,52 MPa).

Lava Ultimate ve Vita Enamic seramik materyallerinin kullanıldığı çalışmamızda, farklı yöntemler ile yüzey pürüzlendirmesi oluşturulan seramik materyallerinin bağlanma dirençleri karşılaştırıldı. Tablo 4.3 ve Şekil 4.1’ de bu iki seramiğin makaslama bağlanma dirençleri gösterildi. Makaslama bağlanma dirençlerinin iki grup arası karşılaştırmalarında Mann-Whitney U Test yöntemi kullanıldı.

Tablo 4.3. Seramik materyaline göre bağlanma dirençlerinin karşılaştırılması

Seramik Materyali	Bağlanma Direnci		P
	Median (Min-Max)	Ort±SS	
Lava Ultimate	5,91 (0,53-22,59)	7,92±6,91	0,011
Vita Enamic	9,61 (1,36-26,92)	10,33±6,31	



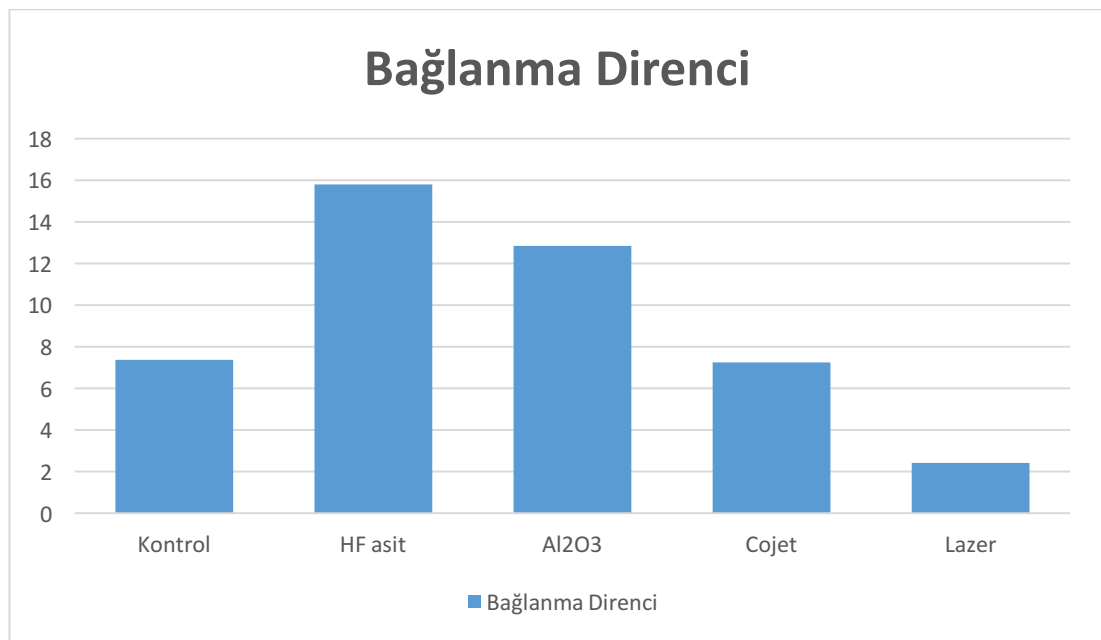
Şekil 4.1. Seramik materyaline göre bağlanma dirençleri

Lava Ultimate ve Vita Enamic seramik materyallerinin makaslama bağlanma direnci ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu ($p \leq 0,05$). Vita Enamic seramik materyalinin bağlanma direnci Lava Ultimate seramik materyaline göre anlamlı derecede yüksek bulundu.

Lava Ultimate ve Vita Enamic seramik materyallerine uygulanan 5 farklı yüzey işleminin makaslama bağlanma dirençleri arasındaki karşılaştırma Tablo 4.4, Tablo 4.5 ve Şekil 4.2’ de gösterildi. Makaslama bağlanma dirençlerinin gruplar arası karşılaştırmalarında Oneway Anova Testi ve farklılığa neden olan grubun tespitinde Tamhane Çoklu Karşılaştırma Testi (Post Hoc Test yöntemi) kullanıldı.

Tablo 4.4. Yüzey işlemine göre bağlanma dirençlerinin karşılaştırılması

Yüzey İşlemi	Bağlanma Direnci		P
	Ort±SS	Median (Min-Max)	
Kontrol	7,36±4,95	6,09 (1,86-22,59)	0,000
HF asit	15,79±4,86	16,98 (6,70-22,60)	
Al₂O₃	12,83±6,86	11,18 (2,97-26,92)	
Cojet	7,26±4,41	8,23 (0,91-15,53)	
Lazer	2,41±1,77	1,83 (0,53-7,86)	



Şekil 4.2. Yüzey işlemine göre bağlanma dirençleri

Tablo 4.5. Yüzey işlemine göre bağlanma dirençlerinin Tamhane Çoklu Karşılaştırma Testi sonuçları

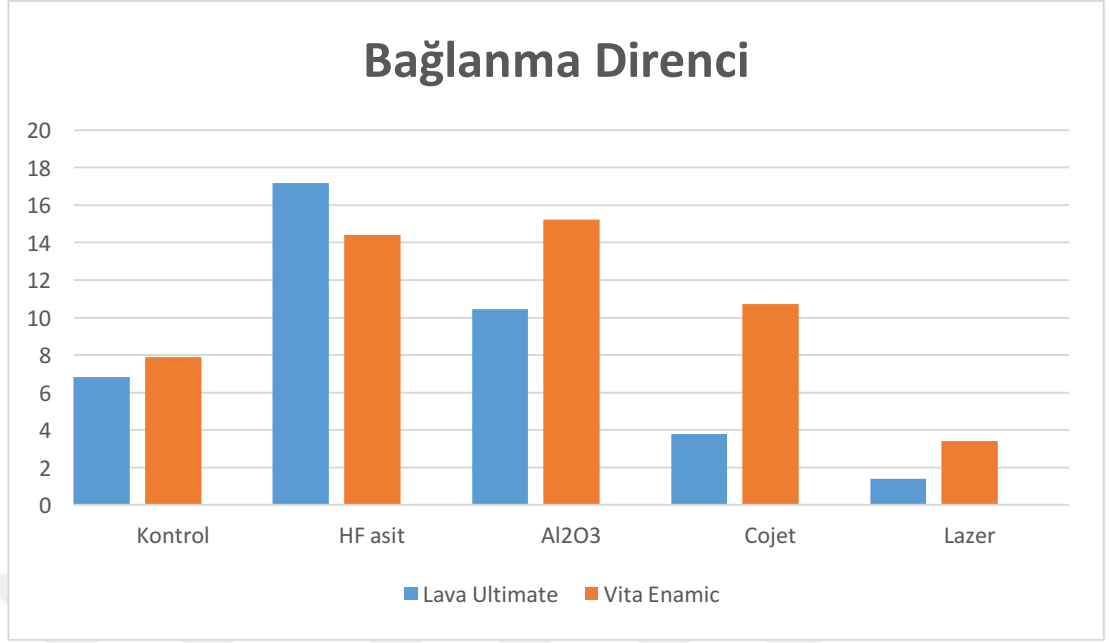
Yüzey İşlemi	Bağlanma Direnci
	P
Kontrol/HF asit	0,000
Kontrol/Al ₂ O ₃	0,029
Kontrol/Cojet	1,000
Kontrol/Lazer	0,001
HF asit/Al ₂ O ₃	0,621
HF asit/Cojet	0,000
HF asit/Lazer	0,000
Al ₂ O ₃ /Cojet	0,018
Al ₂ O ₃ /Lazer	0,000
Cojet/Lazer	0,000

Uygulanan yüzey işlemine göre bağlanma dirençleri arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulundu ($p \leq 0.001$) (Tablo 4.4). Lazer uygulanan grubun bağlanma direnci, diğer tüm gruplardan anlamlı şekilde düşüktür ($p \leq 0.001$). HF asit uygulanan grubun bağlanma direnci Kontrol ve Cojet uygulanan grupların bağlanma dirençlerinden anlamlı şekilde yüksektir ($p \leq 0.001$). Al₂O₃ uygulanan grubun bağlanma direnci ile HF asit ve Cojet uygulanan grupların bağlanma dirençleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p > 0.05$). Al₂O₃ uygulanan grubun bağlanma direnci ile Kontrol grubunun bağlanma dirençleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p \leq 0.05$). Cojet ve Kontrol grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p > 0.05$).

Aynı yüzey işleminin uygulandığı Lava Ultimate ve Vita Enamic seramik materyallerinin arasındaki makaslama bağlanma dirençlerinin karşılaştırılmaları Tablo 4.6 ve Şekil 4.3’ de gösterildi. Parametrelerin iki grup arası karşılaştırmalarında Bonferoni düzeltmeli Mann Whitney U Testi kullanıldı.

Tablo 4.6. Yüzey işlemleri gruplarında Lava Ultimate ve Vita Enamic seramik materyallerinin ortalama makaslama bağlanma dirençlerinin karşılaştırılması

Yüzey İşlemi	Bağlanma direnci				P
	Lava Ultimate		Vita Enamic		
	Ort±SS	Median (Min-Max)	Ort±SS	Median (Min-Max)	
Kontrol	6,84±5,27	5,91(2,20-22,59)	7,89±4,77	6,66(1,86-16,37)	0,386
HF asit	17,16±4,80	19,24(7,86-22,54)	14,41±4,73	13,81(6,70-22,60)	0,204
Al ₂ O ₃	10,43±5,56	9,62(2,97-21,54)	15,22±7,41	15,95(3,86-26,92)	0,094
Cojet	3,80±2,72	3,08(0,91-8,79)	10,73±2,66	10,91(5,04-15,53)	0,000
Lazer	1,39±0,85	1,15(0,53-3,28)	3,43±1,90	3,36(1,36-7,86)	0,002



Şekil 4.3. Yüzey işlemleri gruplarında Lava Ultimate ve Vita Enamic seramik materyallerinin ortalama makaslama bağlanma dirençleri

Kontrol grubuna dahil olan Lava Ultimate ve Vita Enamic seramik örneklerin makaslama bağlanma direnci ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p > 0,005$).

HF asit grubuna dahil olan Lava Ultimate ve Vita Enamic seramik örneklerin makaslama bağlanma direnci ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p > 0,005$).

Al₂O₃ grubuna dahil olan Lava Ultimate ve Vita Enamic seramik örneklerin makaslama bağlanma direnci ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p > 0,005$).

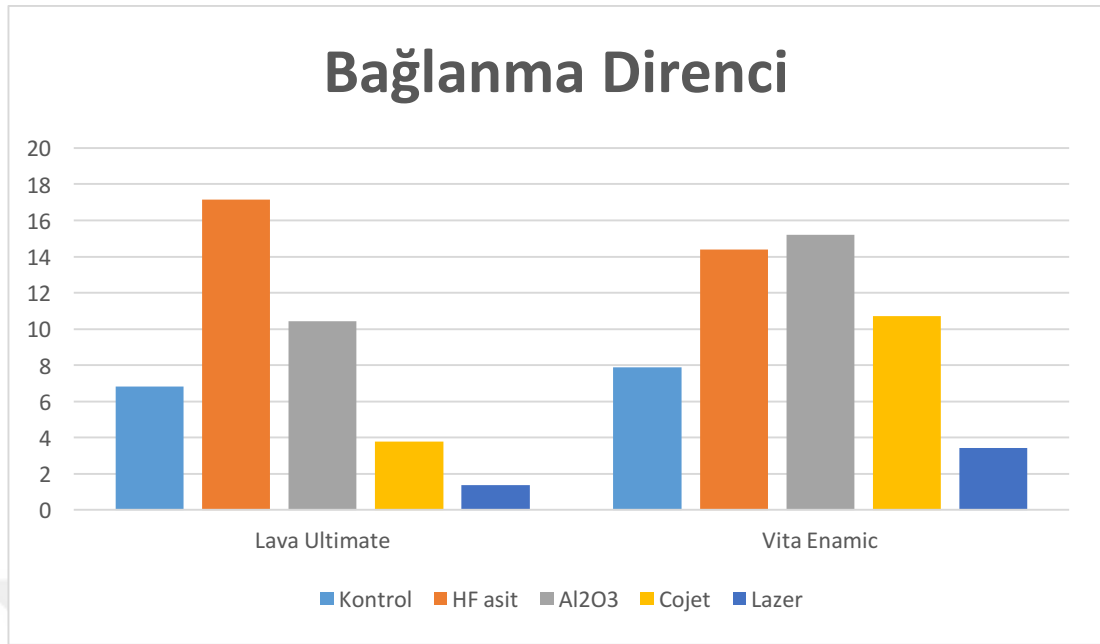
Cojet grubuna dahil olan Lava Ultimate ve Vita Enamic seramik örneklerin makaslama bağlanma direnci ortalamaları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p \leq 0,005$).

Lazer grubuna dahil olan Lava Ultimate ve Vita Enamic seramik örneklerin makaslama bağlanma direnci ortalamaları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p \leq 0,005$).

Aynı seramik materyaline uygulanan farklı yüzey işlemleri arasındaki makaslama bağlanma direnci karşılaştırmaları Tablo 4.7, Tablo 4.8 ve Şekil 4.4’ de gösterildi. Makaslama bağlanma dirençlerinin gruplar arası karşılaştırmalarında Kruskal-Wallis H testi ve farklılığa neden olan grubun tespitinde Bonferoni düzeltmeli Mann Whitney U testi kullanıldı.

Tablo 4.7. Seramik materyallerinde yüzey işlemine göre bağlanma dirençlerinin karşılaştırılması

Yüzey İşlemi	Bağlanma direnci			
	Lava Ultimate		Vita Enamic	
	Ort±SS	Median (Min-Max)	Ort±SS	Median (Min-Max)
Kontrol	6,84±5,27	5,91 (2,20-22,59)	7,89±4,77	6,66 (1,86-16,37)
HF asit	17,16±4,80	19,24 (7,86-22,54)	14,41±4,73	13,81(6,70-22,60)
Al₂O₃	10,43±5,56	9,62 (2,97-21,54)	15,22±7,41	15,95(3,86-26,92)
Cojet	3,80±2,72	3,08 (0,91-8,79)	10,73±2,66	10,91(5,04-15,53)
Lazer	1,39±0,85	1,15 (0,53-3,28)	3,43±1,90	3,36(1,36-7,86)
P	0,000		0,000	



Şekil 4.4. Seramik materyallerinde yüzey işlemine göre bağlanma dirençleri

Tablo 4.8. Seramik materyallerinde yüzey işlemine göre bağlanma dirençlerinin Bonferoni düzeltilmeli Mann Whitney U test sonuçları

Yüzey işlemi	Lava Ultimate	Vita Enamic
	P	P
Kontrol / HF	0,001	0,007
Kontrol / Al₂O₃	0,065	0,011
Kontrol / Cojet	0,043	0,073
Kontrol / Lazer	0,000	0,007
HF / Al₂O₃	0,007	0,862
HF / Cojet	0,000	0,038
HF / Lazer	0,000	0,000
Al₂O₃ / Cojet	0,002	0,204
Al₂O₃ / Lazer	0,000	0,000
Cojet / Lazer	0,005	0,000

Lava Ultimate seramik örneklerin yüzey işlemine göre bağlanma dirençleri arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulundu ($p \leq 0.001$) (Tablo 4.7). Lazer uygulanan grubun bağlanma direnci, diğer tüm grupların bağlanma dirençlerinden anlamlı şekilde düşüktür ($p \leq 0.005$). HF asit uygulanan grubun bağlanma direnci Kontrol ve Cojet gruplarının bağlanma dirençlerinden anlamlı şekilde yüksektir ($p \leq 0.005$). HF asit ve Al_2O_3 gruplarının bağlanma dirençleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p > 0.005$). Al_2O_3 uygulanan grubun bağlanma direnci Cojet uygulanan grubun bağlanma direncinden anlamlı şekilde yüksektir ($p \leq 0.005$).

Vita Enamic seramik materyalinin yüzey işlemine göre bağlanma dirençleri arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulundu ($p \leq 0.001$) (Tablo 4.7). Lazer uygulanan grubun bağlanma direnci, diğer tüm grupların bağlanma dirençlerinden anlamlı şekilde düşüktür ($p \leq 0.005$). Diğer tüm grupların bağlanma dirençleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p > 0.005$).

4.2. Stereomikroskop İncelemesi

Makaslama bağlanma testi sonrasında 120 adet seramik örnek ve rezin blok incelenerek seramik-rezin siman arasındaki kopma tipleri şu şekilde belirtildi.

Makaslama testi sonrasında incelenen 120 örneğin; 98' inde Tip I kopma (%81,7), 4' ünde Tip II kopma (%3,3) ve 18' inde Tip III kopma (%15) kopma görüldü. Buna göre en fazla görülen kopma tipi adeziv kopma iken, en az görülen kopma tipi koheziv kopmadır. Tablo 4.9' da çalışmada yer alan gruplar ve kopma tipleri sayısal olarak görülmektedir.

Tablo 4.9. Çalışmada yer alan gruplar ve kopma tipleri sayısı

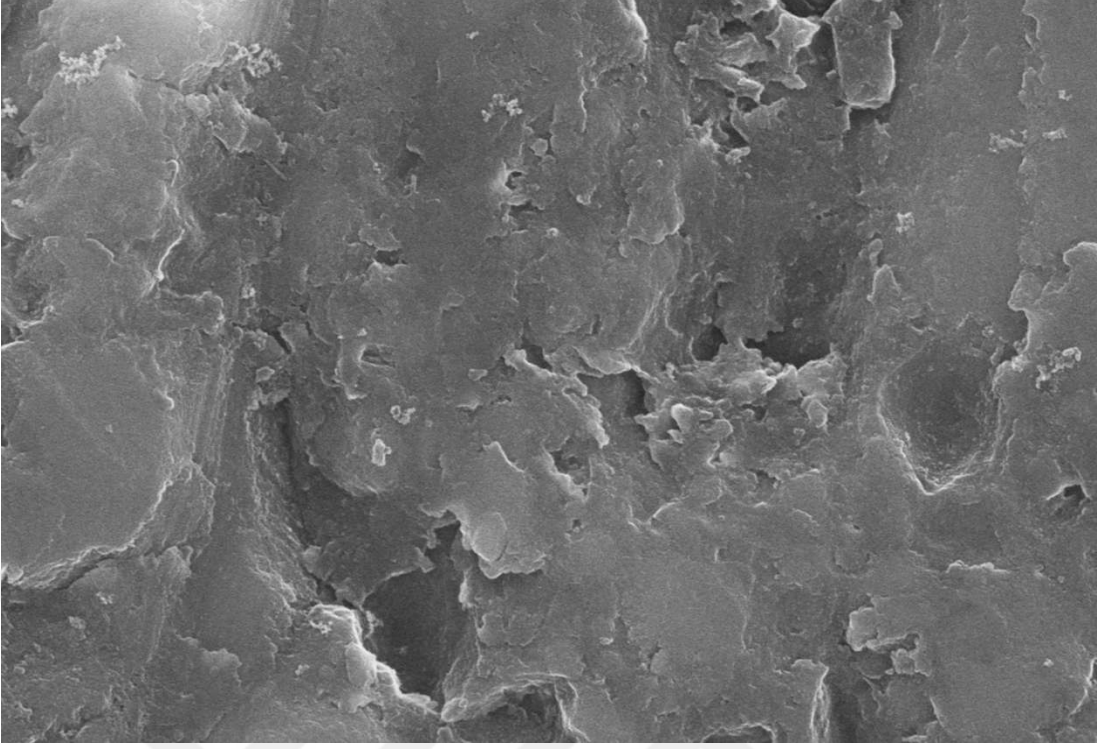
Seramik	Yüzey İşlemi	Kopma Tipleri		
		Adeziv	Koheziv	Miks
Lava Ultimate	Kontrol	12	-	-
	HF asit	7	-	5
	Al ₂ O ₃	12	-	-
	Cojet	12	-	-
	Lazer	12	-	-
Vita Enamic	Kontrol	12	-	-
	HF asit	2	4	6
	Al ₂ O ₃	5	-	7
	Cojet	12	-	-
	Lazer	12	-	-

Yüzey işlemine göre kopma tipleri karşılaştırıldığında; kontrol, cojet ve lazer gruplarında sadece adeziv tip kopma görüldü. Koheziv tip kopma sadece HF asit grubunda görüldü (n=4). HF asit ve Al₂O₃ gruplarında miks kopma tipi görüldü (n=18). Miks tip kopma en çok HF asit grubunda görüldü (n=11).

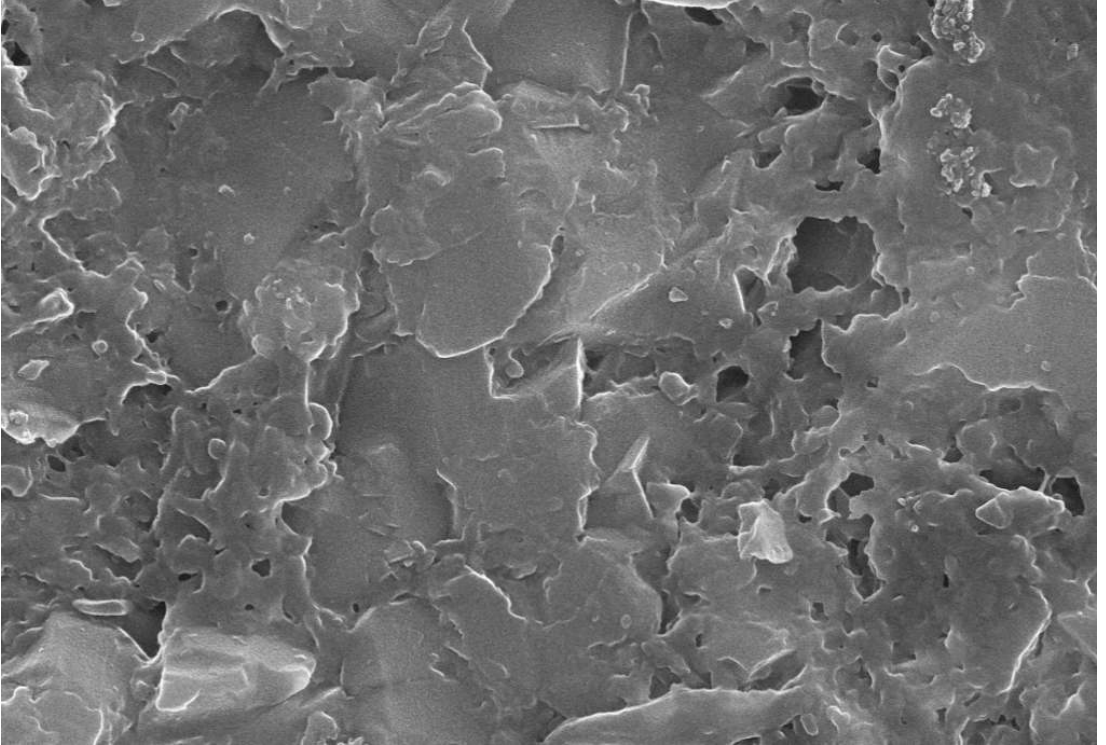
Seramik materyaline göre kopma tipi karşılaştırıldığında; hem Lava Ultimate hem de Vita Enamic seramik örneklerde en fazla görülen kopma adeziv kopmadır (n=55, n=43). Koheziv kopma sadece Vita Enamic seramik materyalinde görüldü (n=4). Miks kopma ise en çok Vita Enamic seramik materyalinde görüldü (n=13).

4.3. SEM İncelemesi

Farklı yüzey işlemlerinin seramik yüzeylerindeki etkilerini incelemek amacıyla her gruptan birer örnek rastgele alınarak yüzey topografisi 500X-20.00KX büyütme arasında SEM’ de incelendi.

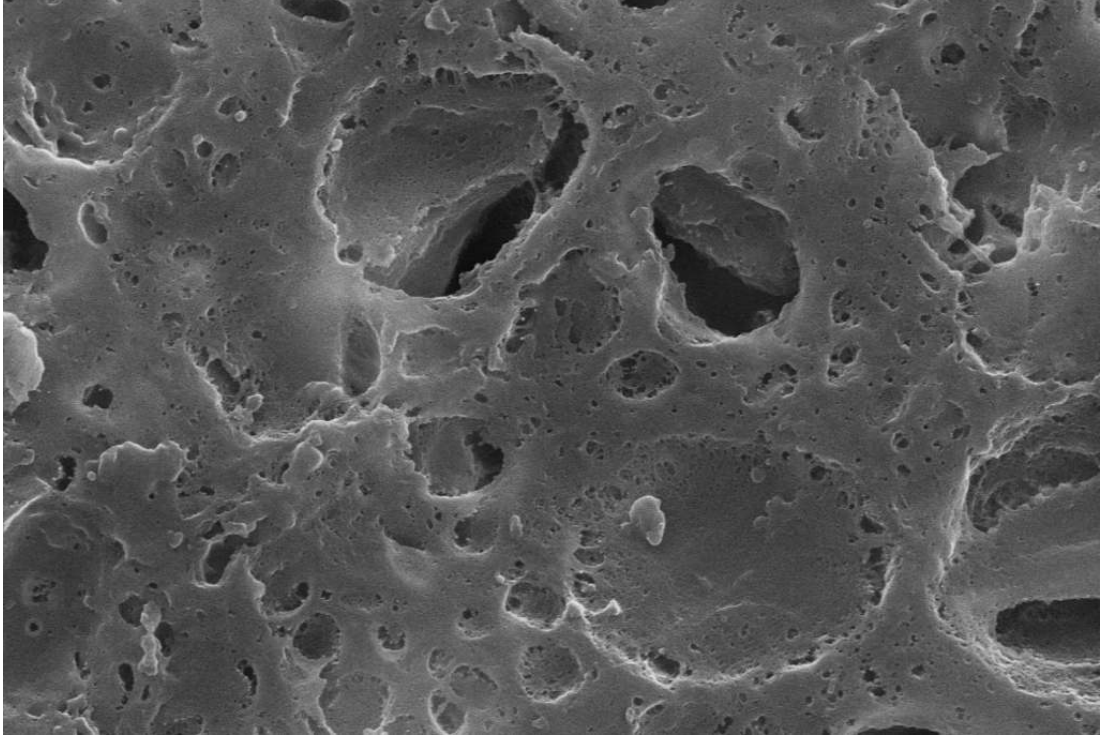


Resim 4.1. Kontrol grubuna dahil olan Lava Ultimate seramik örneğin SEM görüntüsü (20.00 KX)

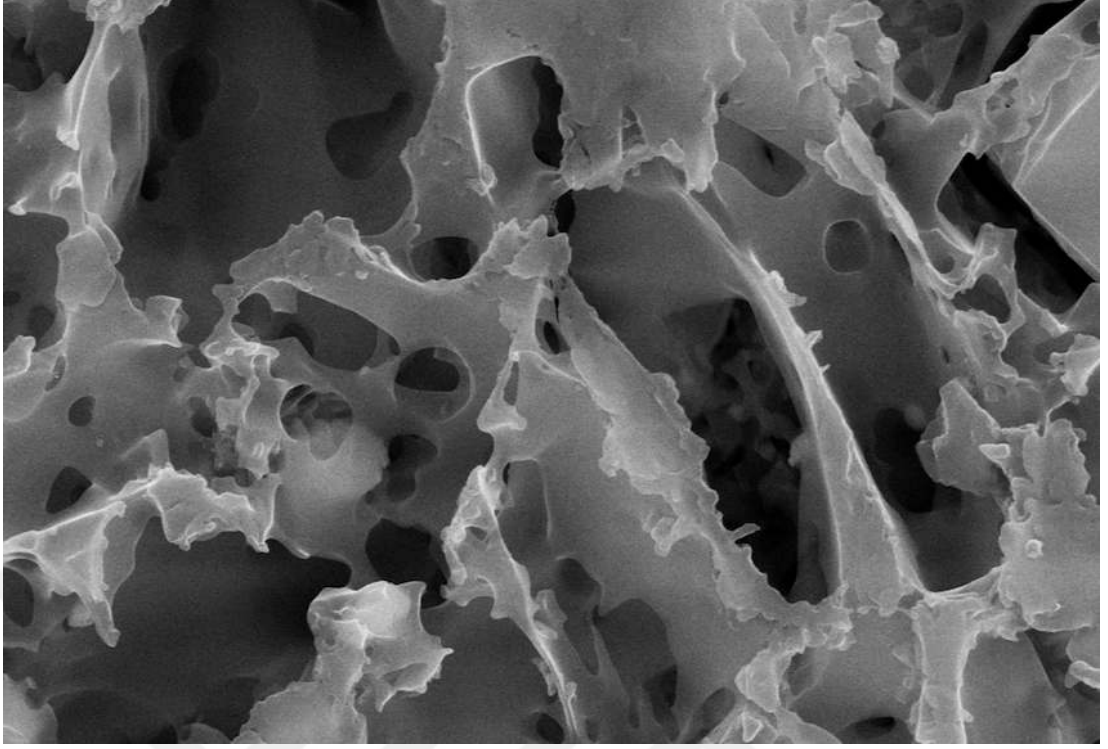


Resim 4.2. Kontrol grubuna dahil olan Vita Enamic seramik örneğin SEM görüntüsü (20.00 KX)

Kontrol grubuna dahil olan Lava Ultimate ve Vita Enamic seramik örneğın 20.00 KX büyötmelerdeki SEM göröüntöleri Resim 4.1 ve Resim 4.2’ de gösterildi. Seramik yüzeylerinin SEM göröüntölerinde fosforik asit uygulamasının oluşturduğu çukurcuklar gözlemlendi. Vita Enamic seramik örnekte bu düzensiz yapının Lava Ultimate seramik örneğe göre daha belirgin olduğu göröldü.

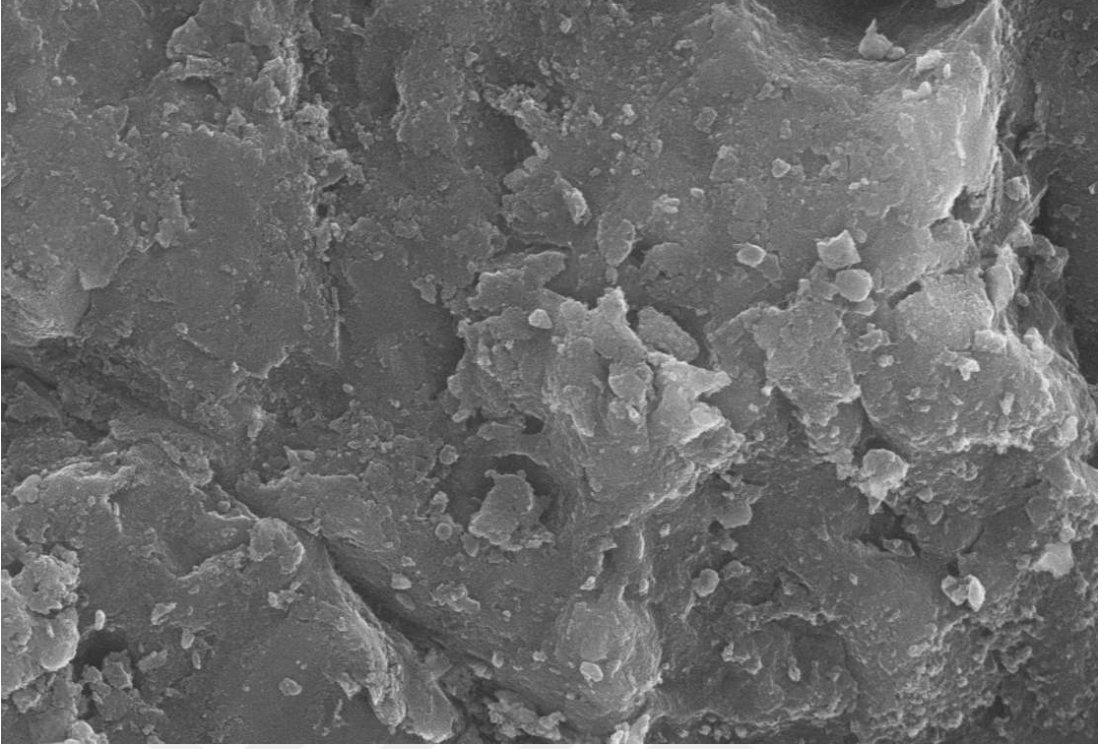


Resim 4.3. HF asit grubuna dahil olan Lava Ultimate seramik örneğın SEM göröüntüsü (20.00 KX)

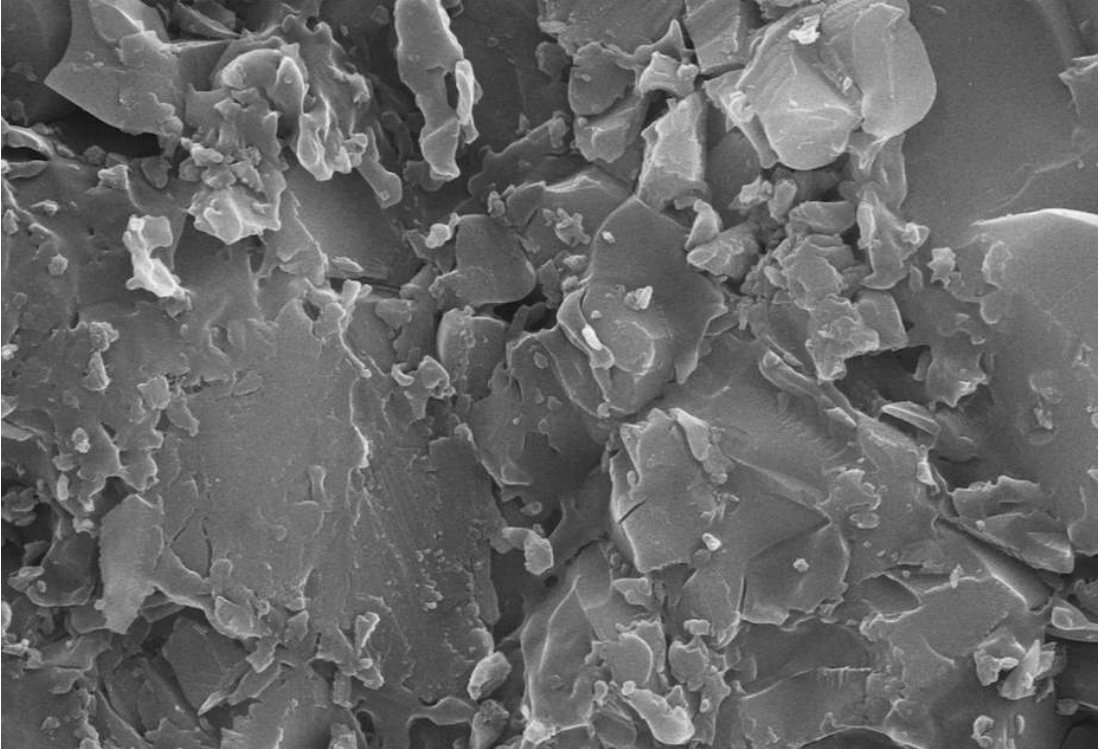


Resim 4.4. HF asit grubuna dahil olan Vita Enamic seramik örneğin SEM görüntüsü (20.00 KX)

HF asit grubuna dahil olan Lava Ultimate ve Vita Enamic seramik örneğin 20.00 KX büyötmelerdeki SEM görüntöleri Resim 4.3 ve Resim 4.4’ de gösterildi. Seramik yüzeylerinin SEM görüntülerinde HF asitin oluşturduğu girinti-çıkıntılar ve düzensizliklerin diğör gruplarla kıyaslandığında oldukça fazla olduğu ve daha karmaşık bir yapıda olduğu gözlemlendi. Vita Enamic seramik örnekte bu girinti-çıkıntıların Lava Ultimate seramik örneğe göre daha fazla olduğu ve seramik yapısının bozulduğunu ifade eden süngerimsi yapı içerdiiği gözlemlendi.

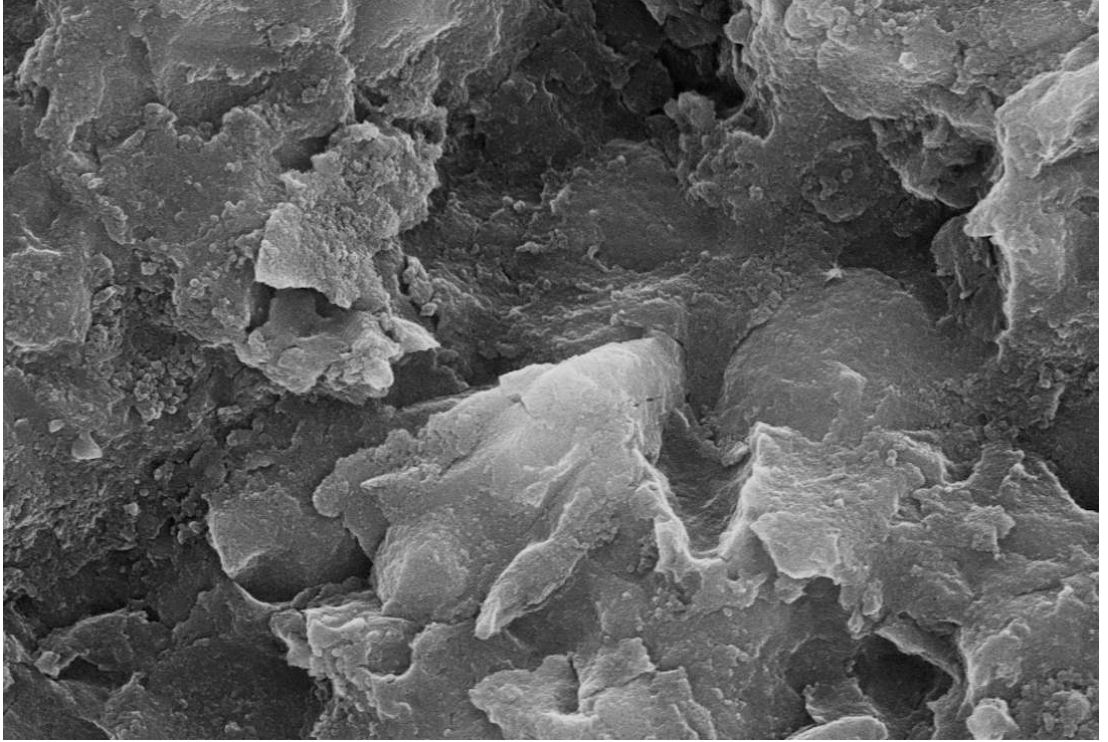


Resim 4.5. Al_2O_3 grubuna dahil olan Lava Ultimate seramik örneğın SEM görüntüsü (20.00 KX)

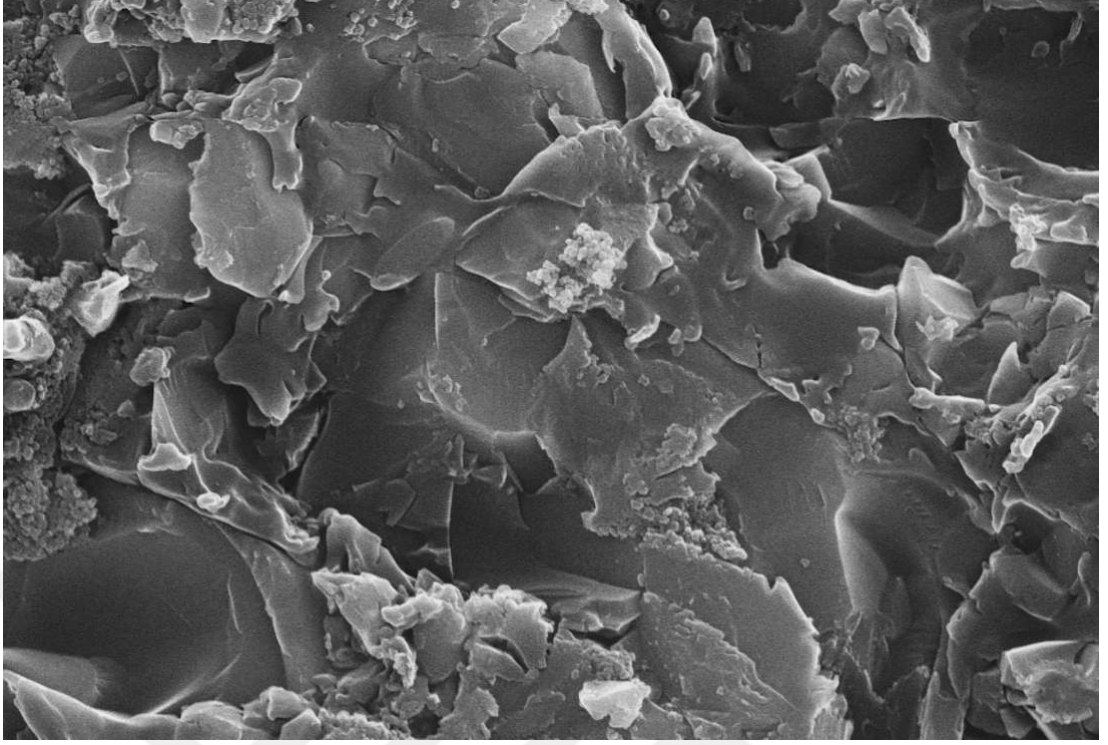


Resim 4.6. Al_2O_3 grubuna dahil olan Vita Enamic seramik örneğın SEM görüntüsü (20.00 KX)

Al_2O_3 grubuna dahil olan Lava Ultimate ve Vita Enamic seramik örneğin 20.00 KX büyütmelelerdeki SEM görüntüleri Resim 4.5 ve Resim 4.6’ da gösterildi. Seramik yüzeylerinin SEM görüntülerinde Al_2O_3 taneciklerinin oluşturduğu girinti-çıkıntılar ve düzensizliklerin olduğu ve bu düzensiz yapıların arasında Al_2O_3 parçacıklarının kaldığı gözlemlendi. Vita Enamic seramik örnekte bu girinti-çıkıntıların Lava Ultimate seramik örneğe göre daha belirgin olduğu görüldü. Ayrıca Vita Enamic seramik örnekte minik çatlakların varlığı gözlemlendi.

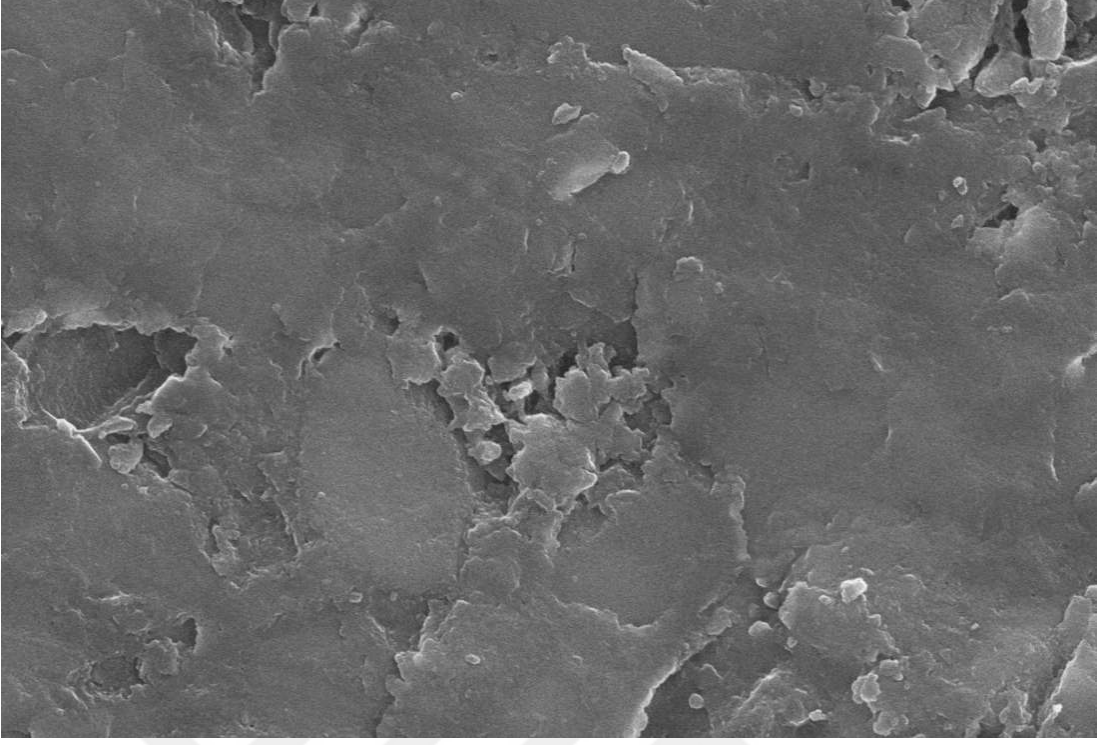


Resim 4.7. Cojet grubuna dahil olan Lava Ultimate seramik örneğin SEM görüntüsü (20.00 KX)

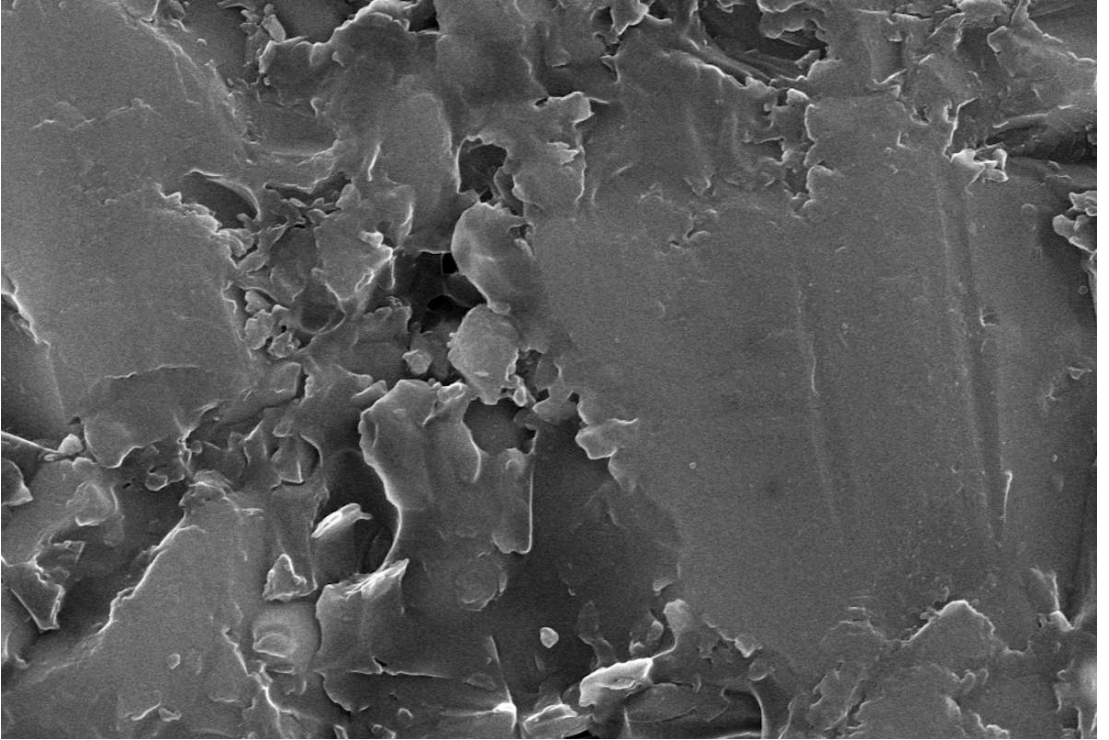


Resim 4.8. Cojet grubuna dahil olan Vita Enamic seramik örneğin SEM görüntüsü (20.00 KX)

Cojet grubuna dahil olan Lava Ultimate ve Vita Enamic seramik örneğin 20.00 KX büyütmelerdeki SEM görüntüleri Resim 4.7 ve Resim 4.8’ de gösterildi. Seramik yüzeylerinin SEM görüntülerinde silika kaplı Al_2O_3 taneciklerinin oluşturduğu girinti-çıkıntılar ve düzensizliklerin olduğu ve bu yapıların silika partikülleri ile kaplanmış olduğu gözlemlendi. Vita Enamic seramik örnekte bu girinti ve çıkıntıların Lava Ultimate seramik örneğe göre daha belirgin olduğu görüldü.



Resim 4.9. Lazer grubuna dahil olan Lava Ultimate seramik örneğin SEM görüntüsü (20.00 KX)



Resim 4.10. Lazer grubuna dahil olan Vita Enamic seramik örneğin SEM görüntüsü (20.00 KX)

5 watt/40 kHz güç ile lazer uygulanan gruba dahil olan Lava Ultimate ve Vita Enamic seramik örneğin 20.00 KX büyütmelelerdeki SEM görüntüleri Resim 4.9 ve Resim 4.10’ da gösterildi. Seramik yüzeylerinin SEM görüntülerinde girinti-çıkıntı şeklinde düzensiz alanların oluştuğu, ek olarak lazerin ablasyon etkisi ile ortaya çıkan kopmaların varlığı gözlemlendi. Ancak bu girinti çıkıntıların diğer gruplara göre daha az olduğu görüldü. Vita Enamic seramik örnekte bu girinti ve çıkıntıların Lava Ultimate seramik örneğe göre daha belirgin olduğu görüldü.



5. TARTIŞMA

Seramikler mükemmel biyouyumluluk, iyi baskı ve aşınma direnci, estetik ve renk stabilitesi gibi olumlu özellikleri nedeniyle protetik restorasyonlarda en çok tercih edilen materyallerdir (152,153). Ancak seramiklerin temel yapısının cam içermesi bu materyallerin kırılma direncini düşürür (154). Seramiklerin kırılma yapısı, tamirlerinin zor olması, doğal diş dokusundan daha sert olması ve bu nedenle karşıt dişte aşındırma oluşturması seramiklerin yerine kompozit rezinlerin kullanımını gündeme getirmiştir (22–24).

Liu ve ark. (155), CAD/CAM seramik ve kompozitlerin kırılma dirençlerini inceledikleri çalışmalarında, seramiklerin kompozit rezinlere göre daha düşük kırılma dayanımı değerlerine sahip olduğunu bulmuşlardır. Brunton ve ark. (156), kompozit ve seramik onleylerin kırılma dayanımlarını karşılaştırmış, kompozit rezin onleylerde daha yüksek kırılma dayanımı değerleri bulmuşlardır. Magne ve ark. (157), seramik ve kompozit rezin restoratif materyallerinin kırılma dayanımlarını inceledikleri çalışmalarında, benzer şekilde kompozit rezinlerin kırılma dayanımlarının daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir. Yapılan çalışmalarda, kompozit rezinlerden yapılan restorasyonlarda daha az stres oluşumu ve yüksek kırılma dayanımı değerleri görülmesi kompozit rezinlerin elastisite modülünün düşük olmasına bağlanmıştır (158,159). Ayrıca kompozit rezinlerin adeziv rezin simanlarla olan bağlanma dirençlerinin yüksek olması da kırılma dayanımı değerlerinin yüksek olmasına etken olarak bildirilmiştir (160).

Kompozitlerin yüksek kırılma dayanımına karşın bu moleküllerin polimerizasyon sırasında artık monomer oluşturması diş-restorasyon bağlantısında mikrosızıntı ile sonuçlanan biyolojik başarısızlıklara sebep olabilmektedir (26). Bu durum hem seramiklerin hem kompozitlerin üstün özelliklerini içerecek yeni bir materyal arayışına neden olmuştur (22–24,27,154,161).

Kompozitlerin ve seramiklerin olumlu yönlerini bünyesinde barındıran hibrit seramik materyaller dişhekimliğinde kullanılan en güncel dental seramiklerdir. Hibrit seramik materyallerin elastik modülü dentinin elastik modülüne yakın olup sertliği mine ve dentin arasındadır. Bu sebeple karşıt dişte aşındırma yaratmazlar. Uyumlandırılmaları, onarım ve modifikasyon işlemleri seramiklere göre daha kolaydır (21).

Seramik ve kompozitlerin olumlu özelliklerini bir arada sunan hibrit seramiklerin özelliklerini incelemek güncel literatürlere konu olmuştur. Awada ve ark. (162), hibrit seramik olan Lava Ultimate, GC Cerasmart ve Vita Enamic seramik materyallerinin mekanik özelliklerini karşılaştırdıkları çalışmalarında Lava Ultimate ve GC Cerasmart seramik materyallerinin düşük esneme modülü ve yüksek esneme direncine sahip olduklarını, Vita Enamic seramik materyalinin ise düşük esneme modülü ve düşük esneme direncine sahip olduğunu belirtmişlerdir. Hibrit seramik materyallerin düşük esneme direncine sahip olması, artan yüklemelerde oluşan streslerin daha kolay absorbe edilmesini sağlamaktadır.

Della Bona ve ark. (163), Vita Enamic seramik materyalinin özelliklerini araştırdıkları çalışmalarında, materyalin birbiri içine geçmiş seramik ve polimer ağ yapılarından meydana geldiğini, He ve Swain (27) da çalışmalarında, Vita Enamic seramik materyalinin polimer infiltre seramik ağ yapısına sahip olduğunu, bu nedenle mekanik özelliklerinin mine ve dentinine benzer olduğunu belirtmişlerdir.

Lava Ultimate seramik materyalinin üretici firması, materyalin rezin matrisine özel bir sıcaklık tedavisi uygulandığını ve bu sebeple materyalin yüksek kırılma direncine sahip olduğunu belirtmiştir (164). Egbert ve ark. (165), Lava Ultimate ve Vita Enamic seramik materyallerinin kırılma dayanımlarını karşılaştırdıkları çalışmalarında Lava Ultimate seramik materyalinin Vita Enamic seramik materyalinden daha yüksek kırılma dayanımı değeri gösterdiğini belirtmişlerdir.

Lauvahutanon ve ark. (37), hibrit seramiklerin mekanik özelliklerini değerlendirdikleri çalışmalarında Lava Ultimate, GC Cerasmart ve Vita Enamic seramik materyallerini 7 gün suda bekletmiş daha sonra bu materyallere 10000 kez termal döngü işlemi uygulamışlardır. Çalışmalarında materyallerin esneme modülü ve esneme dirençlerinin etkilenip etkilenmediğini incelemişlerdir. Çalışma sonuçlarına göre, Lava Ultimate ve GC Cerasmart seramik materyallerinin esneme modülü ve esneme dirençlerinin uygulanan yaşlandırma işleminden etkilendiğini, Vita Enamic seramik materyalinin ise etkilenmediğini bildirilmişlerdir.

Egilmez ve ark. (166), Lava Ultimate, Vita Enamic ve GC Cerasmart seramik materyallerinin bükülme dayanımı ve sertlik modüllerini inceledikleri çalışmalarında

örneklere farklı yaşlandırma prosedürleri uygulamışlar, 37 °C’ de 3 hafta suda bekletme, 134 °C’ de 200 KPa basınçta 24 saat otoklavda bekletme ve 5-55 °C’ de 5000 kez termal döngü uygulaması işlemlerinin materyallerin bükülme dayanımlarını önemli oranda düşürdüğünü bildirmişlerdir. 24 saat hidroklorik asit uygulaması ve 100 N kuvvetle 5000 kez çevrimsel yükleme uygulanan örneklerde ise bükülme dayanımları etkilenmemiştir. Lava Ultimate ve GC Cerasmart seramik materyallerin sertlik modülleri hidroklorik asit uygulaması ve çevrimsel yükleme prosedürlerinden önce ve sonra benzer değerler göstermiştir. Vita Enamic seramik materyali ise hidroklorik asit grubu dışındaki tüm yaşlandırma prosedürlerinde benzer sertlik modülü değerleri sergilemiştir.

Heo ve ark. (167), lityum disilikat seramik ve rezin nanoseramik CAD/CAM blokların kırılma dayanımlarını karşılaştırdıkları çalışmalarında rezin nanoseramik olan Lava Ultimate seramik materyalinin daha yüksek kırılma dayanımı değeri gösterdiğini bildirmişlerdir. El-Damanhoury ve ark. (168), lityum disilikat, feldspatik ve Lava Ultimate seramik materyallerinden yaptıkları endokronların kırılma dayanımlarını inceledikleri çalışmada, Lava Ultimate seramik materyalinin kırılma dayanımının diğer seramik materyallere göre daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir. Yüksek kırılma dayanımı, Lava Ultimate seramik materyalinin rezin nanoseramik yapısı gereği rezin matriks içeriğinin kompozit rezin simanlarla daha kolay bağlanabilmesiyle açıklanmıştır (168). Ayrıca rezin nanoseramik gibi rezin matriks bulunduran seramik materyallerde kırılmaların genellikle tamir edilebilir nitelikte olduğu bildirilmektedir (168,169).

Güncel dental materyaller olan hibrit seramiklerin, materyal özelliklerinin araştırıldığı çalışma sayısı sınırlı olduğundan, tez çalışmamızda Lava Ultimate ve Vita Enamic hibrit seramik materyaller kullanılmış ve bu materyallerin farklı yüzey pürüzlendirme işlemleri sonucunda adeziv rezin simanla olan bağlanma dayanımları incelenmiştir.

Siman seçimi iyi bir bağlanma kuvvetinin sağlanabilmesi için oldukça önemlidir. Resin simanlar üstün mekanik, fiziksel ve estetik özellikleri nedeniyle sıklıkla tercih edilirler (20,170,171). Adeziv resin simanların yüzey pürüzlendirme yöntemleri ile restorasyonun iç yüzeyinde oluşan mikromekanik retantif alanların ve

çatlakların içini doldurup çatlakların ilerlemesini engellediği, bu sebeple konvansiyonel simanlara göre daha yüksek kırılma dayanımına sahip olduğu bildirilmiştir (172,173).

Adeziv rezin simanlara bakteri tutulumunun değerlendirildiği çalışmada (174), bakır içeren adeziv ve self adeziv rezin simanlara bakteri tutulumunun (*Streptococcus mutans*) daha az olduğu bildirilmiştir.

Rohr ve Fischer (175), diş yüzeyine adeziv rezin simanın bağlanma dayanımını değerlendirmek için farklı yüzey pürüzlendirme işlemleri uygulamış ve sadece primer uygulanan grupta en yüksek bağlanma değerlerinin bir adeziv rezin siman olan Panavia V5’ de görüldüğünü belirtmişlerdir.

Kawaguchi ve ark. (136), asit ve ultrasonik temizlemenin adeziv rezin simanlara etkisini değerlendirmek için CAD/CAM rezin bloklarla rezin simanları simante etmişlerdir. Çalışmanın sonucunda bir adeziv rezin siman olan Panavia V5’ in bağlanma dayanımı değerlerinin, kendinden adeziv rezin siman olan Panavia SA’ ya göre daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir.

Müller ve ark. (176), rezin simanların su emilimlerini değerlendirdiği çalışmalarında RelyX Unicem 2 Automix, Multilink Speed CEM, Panavia SA Plus, RelyX Ultimate, Multilink Automix ve Panavia V5 adeziv rezin simanlarını kullanmışlar ve en düşük su emilimini Panavia V5 adeziv rezin simanda bulmuşlardır.

Tagami ve ark. (177), dentin yüzeyine kompozit rezinin simantasyonunu Panavia F2 ve Panavia V5 adeziv rezin simanla gerçekleştirmiş ve bağlanma dayanımlarını değerlendirmişlerdir. Çalışmanın sonucunda güncel Panavia V5 adeziv rezin simanın Panavia F2 adeziv rezin simana göre daha yüksek bağlanma dayanımına sahip olduğunu bildirmişlerdir.

Yapılan çalışmalar göz önünde bulundurularak tez çalışmamızda dişhekimliği alanında en güncel adeziv rezin siman olarak bilinen ve yeni çalışmalarla desteklenmesi gereken Panavia V5 adeziv rezin siman kullanılmıştır.

Klinik çalışmalar, materyallerin test edilmesi açısından en uygun çalışmalar olmalarına rağmen maliyetleri yüksek ve takipleri zordur (178). Ayrıca bireysel farklılıklar nedeniyle başarısızlığın nereden kaynaklandığını söylemek ve standardize

etmek mümkün değildir. Bu nedenle araştırmacılar hızlı, kolay, ucuz ve standardizasyonu mümkün olan in vitro testlere yönelmiştir (179–181). Yapılan birçok çalışma, in vitro bağlanma dayanımı testlerinin, materyallerin klinik performansının değerlendirilmesinde etkili yöntemler olduğunu ileri sürmektedir (182).

In vitro çalışmalarda ağız ortamındaki sıcaklık değişimlerinin taklit edilmesi amacıyla yapay yaşlandırma yöntemleri kullanılmaktadır (183). Bu yöntemler arasında en kabul görenler termal döngü işlemi ve sabit ısıda uzun süreli suda bekletme metodudur. Termal döngü işlemi ağız içi sıcaklık değişimlerini en iyi taklit edebilen ve bu sebeple en sık kullanılan yapay yaşlandırma metodudur (184–187).

Termal döngü uygulamalarında banyo tanklarının sıcaklığı, döngü sayısı ve örneklerin suda kalma süreleri konusunda bir standart yoktur. Termal döngü işlemindeki ısı aralığının alt limiti suyun donma derecesi, üst limiti ise suyun buharlaşma sıcaklığının yarısına yakın değerler olarak kabul edilmiştir. Dişlerin normal yemek yeme anındaki değişimlerinin incelendiği bir çalışmada suyun donma ısısı olan 0 °C sıcaklığın ağız içi yumuşak ve sert dokuları için çok düşük bir sıcaklık değeri olduğu ve tüketilen hiçbir gıdanın 0 °C’ den daha düşük olmadığı bildirilmiştir (188). Başka bir çalışmada ise sıcak bir gıdanın tüketimi sırasında ağız içinde oluşan sıcaklığın 43-53 °C olduğu rapor edilmiştir (189). Bütün bunların ışığında, termal döngü işlemi uygulanan bir çok çalışmada kullanılacak ısı aralığı 5-55 °C olarak bildirilmiştir (3,50,190,191).

Bu tez çalışmamızda da, termal döngü için kullanılan banyo tanklarının sıcaklığı 5-55±2 °C olarak belirlendi.

Yapılan çalışmalarda ISO standartlarının önerdiği 500 döngü, bağlanma dayanımı ve mikrosızıntı değerlendirmesi için yeterli bulunmayıp, ancak 10000 döngünün bir materyalin ağız içinde 1 yıllık kullanımına denk geldiği bildirilmiştir (176). Leibrock ve ark.’ ı 5-55 °C arasında 6000 ile 12000 kez termal döngü uygulamanın bağlanma dayanımları sonuçları açısından bir fark oluşturmadığını bildirmişlerdir (192). Bu çalışmalar referans alınarak tez çalışmamızda örneklerin ağız içinde 6 aylık kullanımına denk gelecek şekilde 5000 kez termal döngü işlemi yapıldı.

ISO standartlarında, örneklerin simantasyon sonrası 37 °C’ de 24 saat suda bekletilmesi gerektiği bildirilmiştir. Price ve Hall (193), adeziv rezin siman örneklerin 10 dk ile 24 saat suda bekletilmesini karşılaştırdıkları çalışmada, 24 saat suda bekletilen örneklerin bağlanma değerlerinin belirgin şekilde yüksek olduğunu bildirmişlerdir. Bu bilgilere dayanarak, tez çalışmamızda Panavia V5 adeziv rezin simanla yapıştırılan Lava Ultimate ve Vita Enamic hibrit seramik örnekler 24 saat boyunca 37 °C suda bekletildi.

In vitro bağlanma dayanımı testleri aracılığıyla restorasyon-adeziv rezin siman arasındaki bağlantının değerlendirilmesinde farklı test yöntemleri kullanılmaktadır. Makaslama testi, çekme testi, mikro çekme testi ve itme testi bu testlerden bazılarıdır. Günümüzde, bu test yöntemlerinden en sık kullanılanları makaslama ve çekme testleridir. Çekme testlerinin kullanıldığı çalışmalarda testin uygulanması sırasında stres dağılımlarının düzensiz olduğu bildirilmiştir (147). Makaslama testleri, kolay uygulanabilir olması, hızlı sonuçlar vermesi ve klinik durumu doğru şekilde yansıtması nedeniyle bir çok çalışmada bağlanma dayanımını değerlendirmek için kullanılmıştır (58). Ara yüze uygulanan kuvvetin homojen dağılmaması ve simanda oluşan polimerizasyon büzülmesinin göz önünde bulundurulamaması makaslama testlerinin dezavantajı olarak bildirilmiştir (194,195).

Makaslama testlerinde standardizasyonu sağlamak ve doğru sonuçlar elde edebilmek için testte kullanılacak bıçak ucunun şekline, temas açısına ve yaklaşım hızına dikkat etmek gerekir. Bıçak ucunun tek bir noktadan teması hatalı sonuçlara neden olabilir. Bu sebeple sivri uçlu bıçaklar yerine ucu künt bir ayırıcı bıçak kullanılması önerilmektedir (196). Testte kullanılacak ucun yaklaşım hızı ISO/TS 11405 standartlarında 0.75 ± 0.30 mm/dk olarak bildirilmiştir. Bu değerlerin üzerindeki hızların anormal stresler oluşturup materyal içinde koheziv kırıklara yol açtığı ve bu sebeple bağlantı dayanımının doğru tespit edilemediği bildirilmiştir (148). Yapılan çalışmaların büyük çoğunluğunda bıçak sırtı şeklinde künt ayırıcı uç kullanılmış ve ucun yaklaşım hızı ISO standartlarına uygun şekilde 0.5-1 mm/dk olarak belirlenmiştir (3,50,197). Bu bilgiler ışığında tez çalışmamızda çiğneme kuvvetlerini daha iyi yansıttığı düşünülen makaslama testi kullanıldı. Çalışmamızda bıçak sırtı şeklindeki künt ayırıcı uç kullanılıp, ucun yaklaşım hızı 0,5 mm/dk olarak belirlenerek makaslama test düzeneğinin standardizasyonu sağlandı.

Yüzey pürüzlülüğünün ve bağlantı dayanımının in vitro olarak araştırıldığı çalışmalarda kullanılan seramik örneklerin kalınlıkları değişkenlik göstermektedir. Cekic-Nagas ve ark. (50), Vita Enamic, Lava Ultimate ve GC Cerasmart hibrit seramik materyallerinin bağlanma dayanımlarını değerlendirdikleri çalışmalarında örnekleri 1.5 mm kalınlığında kullanmışlardır. Bankoğlu Güngör ve ark. (197), Vita Enamic, Lava Ultimate ve GC Cerasmart hibrit seramik materyallerini kullandıkları çalışmalarda örnek kalınlıklarını 2 mm olarak belirlemişlerdir. Barutçigil ve ark. (3), Vita Enamic seramik materyalinin self adeziv rezin siman ile bağlanma dayanımını inceledikleri çalışmalarında materyal kalınlığını 2mm olarak belirlemişlerdir. Flury ve ark. (198) da, Lava Ultimate ve Vita Enamic seramik materyallerini kullanıp, bu materyallerin yüzey pürüzlülük değerlerini inceledikleri çalışmalarında seramik kalınlığını 2 mm olarak belirlemişlerdir. Yapılan çalışmalarda farklı kalınlıklarda örnekler kullanılmakla birlikte akrilik kalıba gömülen seramik örneklerin makaslama bağlanma testi sırasında akrilik kalıptan ayrılmaması ve doğru bir bağlanma kuvveti değeri elde edilebilmesi için minimum 1.5 mm' lik seramik örnek kalınlığına ihtiyaç duyulduğu söylenebilir. Biz de tez çalışmamızda, yapılan çalışmaları gözönünde bulundurarak kullandığımız hibrit seramiklerin örnek kalınlığını 2 mm olarak belirledik.

Silan bağlayıcı ajanlar seramik yüzeyinin ıslanabilirliğini ve düşük viskoziteli adeziv rezin simanların akışkanlığını arttırarak seramik ve adeziv rezin siman arasında kimyasal bağlar oluşturan bifonksiyonel moleküllerdir. Dental silanlar tipik olarak 3-metakrilolpropiltrimetoksisilan içerirler. Silanlar tek komponentli önceden aktive olmuş şekilde ya da iki komponentli karıştırılması gereken sistemler şeklinde olabilirler (191).

Cekic-Nagas ve ark. (50), hibrit seramik materyallerle yaptıkları çalışmada bağlantı için silan bağlayıcı ajanın mutlaka kullanılması gerektiğini belirtmişlerdir. Elsaka (190)' nın çalışmasında ise Vita Enamic ve Lava Ultimate seramik materyaller kullanılmış ve her iki materyalde de silan kullanımının bağlantıyı belirgin şekilde arttırdığı görülmüştür. Barutçigil ve ark. (3), Vita Enamic seramik materyalini kullandıkları çalışmalarında en yüksek bağlanma dayanımı değerlerini silan uygulanan grupta bulmuş ve silan bağlayıcı ajanın mutlaka uygulanması gerektiğini belirtmişlerdir. Biz de tez çalışmamızda, tüm yüzey pürüzlendirme gruplarında

pürüzlendirme sonrası Panavia V5 adeziv rezin siman seti içinde bulunan Clearfil Ceramic Primer Plus silan kullandık.

Rezin ve seramik yüzeyi arasındaki bağlantı kuvveti mikromekanik kilitlenme ve kimyasal bağlantıya dayalıdır. Seramik yüzeyinde bu mikromekanik retantif alanları oluşturmak için çeşitli yüzey işlemleri uygulanmaktadır (199). Hidroflorik asit ile pürüzlendirme ve silan bağlayıcı ajan uygulaması bu yöntemler arasında en sık kullanılan ve tavsiye edilen yöntemdir (51). Bazı araştırmacılar bağlantıda, hidroflorik asit uygulamasının seramik-adeziv rezin siman arasında ana bağlantıyı oluşturduğunu söylerken, diğer araştırmacılar ise silan bağlayıcı ajanların oluşturduğu kimyasal bağlantının daha geniş paya sahip olduğunu belirtmişlerdir (48,200).

Hidroflorik asit, silisyum içeren camsı matriks ile reaksiyona girer ve restoratif materyalin camsı veya kristal fazını seçici olarak uzaklaştırır. Böylece seramik yüzeyinde mikroretantif alanlar oluşturur. Bu şekilde hem silan uygulandığında silanın yayılacağı ve etki göstereceği alan artar hem de oluşan mikroretantif alanlara rezin siman dolar ve bağlantı sağlanır (50). Yapılan çalışmalarda hidroflorik asit yerine fosforik asit denenmiş, ancak fosforik asitle yüzey pürüzlendirmede hidroflorik asite göre çok daha sığ retantif alanlar elde edilmiş ve daha düşük bağlanma dayanımı değerleri bulunmuştur (160). Peumans ve ark. (191), kullanılan asit tipinin bağlantı dayanımına etkisini inceledikleri çalışmalarında hidroflorik asitin fosforik asite göre bağlantı dayanımını belirgin derecede arttırdığını bildirmişlerdir. Elsaka (201), hibrit seramik materyallere metal ve seramik braketlerin bağlanma dayanımını değerlendirdiği çalışmasında, hidroflorik asitin fosforik asite göre daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri gösterdiğini söylemiştir. Frankenberger ve ark. (202) da, yaptıkları çalışma sonucunda Vita Enamic seramik materyalini pürüzlendirmek için hidroflorik asit kullanılabileceğini söylemişlerdir. El-Damanhoury ve Gaintantzopoulou (203), çalışmalarında hidroflorik asit uygulamasını takiben silan uygulamasının cam seramik materyal içeren seramiklerin pürüzlendirilmesinde altın standart olduğunu belirtmişlerdir.

Önerilen asitleme süresi ve konsantrasyonu farklı asit ajanları ve seramik tipleri arasında değişkenlik göstermektedir. Elsaka (190), hibrit seramik materyalleri kullanarak yaptığı çalışmasında %9,6 hidroflorik asiti 60 sn uygulamıştır. Peumans ve

ark. (191), çalışmalarında Vita Enamic seramik materyalini pürüzlendirmek için %5 hidroflorik asiti 60 sn kullanmışlardır. Barutçigil ve ark. (3), Vita Enamic hibrit seramik materyalini kullandıkları çalışmalarında, %9,6 hidroflorik asiti 2 dk uygulamışlardır. Park ve ark. (36) ise %4 hidroflorik asiti 5 dk kullanmışlardır. Cekic-Nagas ve ark. (50), %9,6 hidroflorik asiti hibrit seramiklere 60 sn uygulamışlardır. Bankoğlu Güngör ve ark. (197) da, benzer şekilde %9,6 hidroflorik asiti 60 sn uygulamış ve bağlanma dayanımının bu işlem ile arttığını belirtmişlerdir. Bununla birlikte hibrit seramik materyaller için uygun klinik sonuçlara yol açan asitleme süresi ve kullanılan asit konsantrasyonları ile ilgili kesin bir sonuç bulunmamaktadır. Tüm bu literatür bilgilerine dayanarak Lava Ultimate ve Vita Enamic seramik materyallerini kullandığımız tez çalışmamızda %9,6 hidroflorik asit 60 sn süreyle seramik yüzeylerine uygulandı.

Günümüzde Al_2O_3 tanecikleriyle kumlama işlemi seramiklerin yüzey pürüzlülüğünün sağlanmasında etkili bir yöntem olarak kullanılmaktadır. Kumlama işlemi sırasında farklı ebatlardaki Al_2O_3 partikülleri belirli bir basınçla seramik yüzeyine uygulanır. Bu partiküller kontamine gevşek tabakayı seramik yüzeyinden uzaklaştırır ve mekanik bağlantıyı sağlayacak pürüzlü bir yüzey oluşturur (204).

Kassotakis ve ark. (205) ile Frankenberger ve ark. (202), Al_2O_3 tanecikleriyle kumlama tekniğinin hibrit seramik materyallerini pürüzlendirmede en etkili yöntem olduğunu belirtmişlerdir. Bankoğlu Güngör ve ark. (197), Lava Ultimate, Vita Enamic ve GC Cerasmart seramik materyallerine $50\ \mu m$ Al_2O_3 partiküllerini 4 bar basınçla 10 sn süreyle 10 mm uzaklıktan uygulamışlar ve bu pürüzlendirme tekniğini freze ve %9,6 hidroflorik asitle pürüzlendirmeye karşılaştırmışlardır. Vita Enamic örneklerde freze pürüzlendirmeyi takiben en yüksek değerler asitle pürüzlendirme işleminde görülürken, Lava Ultimate örneklerde freze pürüzlendirmeyi takiben en yüksek değerler Al_2O_3 tanecikleriyle kumlama grubunda görülmüştür. Duzyol ve ark. (206), Lava Ultimate seramik materyalini kullandıkları çalışmalarında Al_2O_3 tanecikleriyle kumlama işlemini %5 hidroflorik asit ve cojetle pürüzlendirme ile karşılaştırmışlardır. Çalışma sonuçlarına göre en yüksek bağlanma dayanımı değerlerinin Al_2O_3 tanecikleriyle kumlama grubunda bulunduğunu söylemişlerdir. Barutçigil ve ark. (3), Vita Enamic seramik materyalini kullandıkları çalışmalarında $50\ \mu m$ Al_2O_3 partiküllerini 20 sn süreyle 10 mm uzaklıktan uygulamışlar ve en yüksek bağlanma

dayanımı değerlerini bu grupta bulmuşlardır. Elsaka (190), 2014 yılında yaptığı bir çalışmada 50 μm Al_2O_3 partiküllerini 2 bar basınç altında 20 sn süreyle 15 mm mesafeden uygulayarak pürüzlendirme yapmış ve Vita Enamic seramik materyalinde Al_2O_3 tanecikleriyle kumlama grubunun yüksek bağlanma dayanımı değerleri verdiğini belirtmiştir. Literatür taramasından elde edilen bilgilerde hibrit seramiklerin kullanıldığı tüm çalışmalarda 50 μm Al_2O_3 partiküllerinin kullanıldığı ancak kumlamamanın süresi, kumlama cihazı ucunun mesafesi ve kullanılan basınçla ilgili değişkenlik olduğu görülmüştür. Biz de hibrit seramik materyallere yüzey işlemlerinin etkilerini değerlendirdiğimiz tez çalışmamızda, kumlama işlemi için 50 μm Al_2O_3 partiküllerini 20 sn süreyle 10 mm mesafeden uyguladık.

Tribokimyasal silika kaplama sistemleri, silika ile kaplanmış Al_2O_3 partiküllerinin yüzeye belirli bir basınç ve hızla çarpması sonucu seramik yüzeyinde bir silika tabakası oluşturulması esasına dayanır. Bu uygulamayla silika kaplı parçacıkların seramik yüzeyine penetre olduğu ve retantif alanlar oluşturduğu bildirilmiştir (3,46,206). Bu şekilde hem seramik yüzeyinde mekanik tutuculuk için pürüzlü yüzeylerin oluşumu sağlanır, hem de silika tabakası nedeniyle kimyasal bağlantıdan yararlanılmış olunur. Tribokimyasal silika kaplama işlemi için Cojet ve Rocatec sistemleri geliştirilmiştir. Cojet sistemi klinik kullanım, Rocatec sistemi ise laboratuvar kullanımı için üretilmiştir. Yapılan çalışmalarda Cojet ve Rocatec sistemlerinin uygulanmasının benzer bağlanma kuvveti değerleri verdiği bildirilmiştir (207). Bununla birlikte kullanım kolaylığı sebebiyle cojet sistemi önerilmiştir.

Duzyol ve ark. (206), çalışmalarında 10 sn süreyle 30 μm silika kaplı Al_2O_3 partiküllerini 5 mm mesafeden uygulamışlar ve bu uygulamanın seramik yüzeyi üzerinde kabul edilebilir bağlanma dayanımı değerleri oluşturduğunu söylemişlerdir. Barutçigil ve ark. (3), 30 μm silika kaplı Al_2O_3 partiküllerini 20 sn süreyle 10 mm mesafeden uygulamışlardır. Çalışmalarının sonucunda cojet grubunun Al_2O_3 tanecikleriyle kumlama grubuna göre daha düşük bağlanma dayanımı değerleri verdiğini belirtmişlerdir. Loomans ve ark. (208), Lava Ultimate seramik materyalini kullandıkları çalışmalarında seramik yüzeyine 10 sn süreyle 10 mm mesafeden 30 μm silika kaplı Al_2O_3 partiküllerini uygulamış ve bu uygulamanın bağlanma dayanımını arttırdığını belirtmişlerdir. Elsaka (201), Vita Enamic seramik materyaline cojet

sisteminin de içinde bulunduğu 4 farklı yüzey pürüzlendirme işlemi uygulayıp, metal ve seramik braketlerin bağlanma dayanımlarını incelediği çalışmasında en yüksek bağlanma dayanımı değęlerinin cojet grubuna ait örneklerde olduğunu bildirmiştir. Çalışmasında 4 sn süreyle 10 mm mesafeden 30 µm silika kaplı Al₂O₃ partiküllerini seramik yüzeyine 2.5 bar basınçla uygulamıştır.

Yüzey pürüzlendirme tekniklerini karşılaştırdığımız bu tez çalışmamızda tribokimyasal silika kaplama yöntemi için cojet sistemi kullanıldı. Bu sistemle 30 µm silika kaplı Al₂O₃ partikülleri 10 mm mesafeden 20 sn süreyle seramik yüzeylerine uygulandı.

Seramik yüzeylerinin pürüzlendirilmesinde de kullanılan dental lazerlerin biyolojik dokulardaki etkilerini kimyasal ve termal etkiler şeklinde iki grupta toplamak mümkündür. Lazer ışınının fotokimyasal etkisi, doku tarafından absorbe edilerek molekül ve atomların fiziksel ve kimyasal özelliklerinin değışmesi şeklinde gerçekteşir. Termal etkide ise dokuda koagölasyon ve buharlaşmalar meydana gelmektedir. Seramik yüzeylerinin pürüzlendirilmesindeki etki de termal etkidir. Seramik yüzeyine uygulanan lazer, yüzeyde buharlaşmalar meydana getirip, pürüzlü bir yüzey oluşmasını sağlar.

Dişhekimliğinde seramik yüzeylerinde lazer kullanımıyla ilgili yapılan ilk çalışma Folwaczny ve ark. (209) tarafından 1998’ de yapılmıştır. Bu çalışmada seramik yüzeyine eximer lazer uygulanmış ve yüzeyde sıcaklık nedeniyle ergime meydana geldiği belirtilmiştir. Daha sonra yapılan çalışmalarda CO₂ lazer, Nd:YAG lazer, Er:YAG lazer ve Er,Cr:YSGG lazer seramik materyallerinde yüzey pürüzlendirmede kullanılmıştır.

Yapılan literatür taramasında lazer uygulamasının güncel CAD/CAM hibrit seramiklerin yüzey pürüzlendirmesinde sadece bir çalışmada kullanıldığı belirlendi. Barutçigil ve ark. (3), Vita Enamic seramik materyaline Er,Cr:YSGG lazer, cojet, Al₂O₃ tanecikleriyle kumlama, hidroflorik asit ve sadece silan uygulaması yapmış, örneklerin bağlanma dayanımlarını karşılaştırmışlardır. Çalışma sonucunda lazer uygulanan grubun kabul edilebilir değerde olduğu ancak silan uygulanan grubun bağlanma dayanımı değęlerinin anlamlı derecede yüksek olduğu bildirilmiştir.

Dişhekimliğinde yüzey pürüzlendirme işlemlerinde farklı lazer çeşitleri kullanılmış, zirkonyum materyalinin pürüzlendirilmesinde kullanılan Yb:Fiber lazerin bağlanma dayanımını arttırdığı bildirilmiştir (83,106). Ancak bu lazer sisteminin zirkonyum dışında herhangi bir porselen sistemini pürüzlendirmede kullanıldığına rastlanılmamıştır. Literatür çalışmalarındaki bu açığı gidermek için çalışmamızda Yb:Fiber lazer sisteminin hibrit seramik materyaller üzerindeki etkisini değerlendirmeyi planladık. Bu amaçla kullandığımız seramik materyallere 5W 40 kHz ışın gücüyle Yb:Fiber lazer uyguladık.

Günümüzde yapılan çalışmaların büyük bir kısmında, makaslama veya çekme testi ile bağlanma dayanımının tespiti yapıldıktan sonra SEM incelemesiyle veya stereomikroskopla seramik ve adeziv siman arasındaki kopma tipleri rapor edilmektedir (50,190,197,202,210). Lava Ultimate ve Vita Enamic seramik materyallerinin simanla bağlanma dayanımını değerlendirdiğimiz tez çalışmamızda, makaslama testi bulgularının elde edilmesinin ardından meydana gelen kopma tipleri stereomikroskop ile incelendi. Çalışma sonuçlarına göre en çok adeziv tip kopma (%81,7) görüldü. Koheziv tip kopma (%3,3) sadece hidroflorik asit ile pürüzlendirilen Vita Enamic seramik örneklerin bazılarında görüldü. Miks kopma tipi (%15) ise, hidroflorik asitle pürüzlendirilen ve Al_2O_3 tanecikleriyle kumlama uygulanan Vita Enamic seramik örneklerin ve hidroflorik asit uygulanan Lava Ultimate seramik örneklerin birkaçında görüldü. Kalan seramik örneklerin tamamında adeziv tip kopma görüldü. Cekic-Nagas ve ark. (50), hibrit seramik materyallerin bağlanma dayanımını değerlendirdikleri çalışmalarında bizim çalışmamızla paralellik gösterecek şekilde seramik örneklerde en çok adeziv tip kopmanın görüldüğünü belirtmişlerdir.

Kopma tipi analizi bağlanma dayanımının değerlendirildiği çalışmalarda oldukça önemli bir parametredir. İncelenen kopma tipleri kullanılan seramik materyalinin ve adeziv rezin siman sisteminin klinik performansı hakkında bilgi vermektedir. Koheziv tip kopma, seramik ve adeziv rezin siman arasındaki bağlantının, seramiğin veya adeziv rezin simanın kendi içindeki bağlantıdan daha güçlü olduğunu gösterir (50). Atsu ve ark. (211), bağlanma kuvvetine göre kopma tiplerini inceledikleri çalışmalarında, düşük bağlantı dayanımı gösteren gruplarda adeziv tip kopmanın daha çok görüldüğünü, daha yüksek bağlantı dayanımı görülen gruplarda ise koheziv ve miks tip kopmaların çoğunlukta olduğunu bildirmişlerdir.

Tez çalışmamızda, makaslama bağlanma dayanımı sonuçlarının değerlendirilmesinde yüzey işlemine göre en yüksek bağlanma dayanımı değerleri hidroflorik asit grubunda bulundu. Hidroflorik asit grubunu takiben bağlanma dayanımı değerleri sırasıyla Al_2O_3 tanecikleri ile kumlama, kontrol, cojet ve lazer gruplarında bulundu. Hidroflorik asit ve Al_2O_3 tanecikleriyle kumlama grupları arasında anlamlı bir fark bulunamadı. Sonuçları bizim çalışmamızla paralellik gösteren Stawarczyk ve ark.'nın (212) yaptıkları çalışmada da, hidroflorik asit grubunun Al_2O_3 tanecikleriyle kumlama grubundan daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri gösterdiği fakat gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmadığı bildirilmiştir. Bankoğlu Güngör ve ark. (197) ise, Lava Ultimate, Vita Enamic ve GC Cerasmart seramik materyallerini kullandıkları çalışmalarında çalışmamızın aksine Al_2O_3 tanecikleriyle kumlama grubunun bağlanma dayanımı değerlerinin hidroflorik asit grubundan daha yüksek olduğunu fakat gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmadığını bildirmişlerdir. Bankoğlu Güngör ve ark.'nın yaptığı çalışmada seramik yüzeyiyle kompozit rezin arasındaki bağlanma dayanımı değerlendirilmiştir. Bizim çalışmamızda ise seramik yüzeyiyle adeziv rezin siman arasındaki bağlantı dayanımına bakılmıştır. Çalışma sonuçlarının paralellik göstermeyişi bu duruma bağlamak mümkündür.

Çalışmamızda Lava Ultimate seramik materyalinde hidroflorik asit grubu Al_2O_3 tanecikleriyle kumlama grubuna göre daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri gösterirken, Vita Enamic seramik materyalinde Al_2O_3 tanecikleriyle kumlama grubu hidroflorik asit grubundan daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri gösterdi. Ancak bu iki grup arasında her iki seramik materyal içinde anlamlı bir fark bulunamadı. Tez çalışmamızın aksine Frankenberg ve ark. (202), Lava Ultimate seramik materyali için Al_2O_3 tanecikleriyle kumlama tekniği ile pürüzlendirmeyi önerirken Vita Enamic seramik materyali için hidroflorik asitle pürüzlendirmeyi önermişlerdir. Çalışmamızla paralellik göstermeyen bir başka çalışmada da Duzyol ve ark. (206), Lava Ultimate seramik materyali için Al_2O_3 tanecikleriyle kumlama tekniği ile pürüzlendirmeyi önermişlerdir. Çalışmamızın SEM incelemesinde Vita Enamic seramik materyalinin hidroflorik asitle pürüzlendirildiği örnekte seramik materyalinde süngerimsi bir yapı gözlemlendi. Bu süngerimsi yapının adeziv rezin simanın seramik örneğe bağlantısını olumsuz yönde etkilemiş olabileceği ve bu nedenle Vita Enamic seramik materyalinde

hidroflorik asit grubunun bağlanma dayanımı değerlerinin Al_2O_3 tanecikleri ile kumlama grubuna göre daha düşük olduğu söylenebilir.

Çalışmamızda cojetle pürüzlendirme grubunda hidroflorik asitle pürüzlendirme ve Al_2O_3 tanecikleri ile kumlama gruplarından daha düşük bağlanma dayanımı değerleri elde edilmiştir. Duzyol ve ark. (206), Lava Ultimate seramik materyalini kullandıkları çalışmalarında Al_2O_3 tanecikleri ile kumlama grubunun bağlanma dayanımı değerlerini %5 hidroflorik asit ve cojet gruplarından daha yüksek olduğunu, %5 hidroflorik asit ve cojet grupları arasında anlamlı bir fark bulunmadığını belirtmişlerdir. Bu çalışmanın sonuçlarının bizim çalışmamızla paralellik göstermemesi kullanılan hidroflorik asit konsantrasyonlarının farklı olmasından kaynaklanabilir. Wiegand ve ark. (213), Lava Ultimate seramik materyalini kullandıkları çalışmalarında 50 μm Al_2O_3 tanecikleri ile kumlama işlemini cojet ve silan uygulaması ile karşılaştırmışlar, cojet ve silan uygulanan grubun bağlanma dayanımı değerlerinin 50 μm Al_2O_3 tanecikleri ile kumlama grubundan daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir. Bağlanma dayanımını belirgin oranda arttırdığı bilinen silan bağlayıcı ajan, 50 μm Al_2O_3 tanecikleri ile kumlama grubunda kullanılmamıştır. Bu çalışma sonuçlarının bizim çalışmamızla paralellik göstermemesi silan bağlayıcı ajanın kumlama grubunda kullanılmamasına bağlanabilir. Barutçigil ve ark. (3), Vita Enamic seramik materyalini kullandıkları çalışmalarında cojet grubunun bağlanma dayanımı değerlerinin hidroflorik asit, 50 μm Al_2O_3 tanecikleri ile kumlama ve Er,Cr:YSGG lazerle pürüzlendirme gruplarına göre daha düşük olduğunu belirtmişlerdir. Cojet grubunun bağlanma dayanımı değerlerinin hidroflorik asit ve 50 μm Al_2O_3 tanecikleri ile kumlama gruplarından düşük bildirilmesi bizim çalışmamızla paralellik göstermektedir. Elsaka (201), Vita Enamic seramik materyaline metal ve seramik braketlerin bağlanma dayanımını değerlendirdiği çalışmasında pürüzlendirme yöntemi olarak 60 sn %9 hidroflorik asit, 60 sn %37' lik fosforik asit ve 4 sn cojet uygulaması işlemlerini kullanmıştır. Bizim çalışmamızla paralellik göstermeyen bu çalışmanın sonuçlarına göre cojetle pürüzlendirme uygulanan grubun bağlanma dayanımı değerleri diğer gruplardan daha yüksek bulunmuştur. Bu sonuç, çalışmada hibrit seramik materyal ile braketler arasındaki bağlantıda adeziv rezin siman yerine kompozit rezin kullanılmasına bağlanabilir.

Çalışmamızda kontrol grubuna ait bağlanma dayanımı değerleri cojet ve lazer gruplarına ait bağlanma dayanımı değerlerinden daha yüksek bulunmuştur. Vita Enamic seramik materyalinde kontrol, cojet ve lazer grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Lava Ultimate seramik materyalinde ise kontrol ve cojet grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamazken kontrol ve lazer grupları arasında anlamlı bir fark bulunmuştur. Kontrol grubundaki örneklerle Panavia V5 adeziv rezin siman setinde hibrit seramiklere uygulanması önerilen %37' lik fosforik asit 5 sn süreyle uygulanmıştır. Bu sebeple kontrol grubundaki bağlanma dayanımı değerleri cojet ve lazer gruplarından daha yüksek bulunmuş olabilir.

Tez çalışmamızda fiber lazer grubu bağlanma dayanımı değerleri en düşük bulunan grup olmuştur. Fiber lazerler daha önce zirkonyum materyallerinin yüzey pürüzlendirilmesinde kullanılmış ve başarılı sonuçlar elde edilmiştir. Ancak hibrit seramik materyallere fiber lazer uygulaması daha önce yapılan herhangi bir çalışmada bulunmamaktadır. Bizim çalışmamızda fiber lazer dozu 5W/40kHz olarak kullanılmıştır. Çalışma sonuçlarına göre bu grubun değerlerinin düşük görülmesi kullanılan lazer dozuna bağlı olabilir. Ayrıca zirkonyum ve hibrit seramik materyallerin içerikleri birbirinden farklıdır. Bu durum da fiber lazerin hibrit seramikler üzerinde başarısız sonuçlanmasının bir diğer nedeni olabilir.

Çalışma sonuçlarımıza göre Vita Enamic seramik materyalinde bağlanma dayanımı değerlerinin Lava Ultimate seramik materyaline göre daha yüksek bulunmasını materyallerin inorganik yapı içeriklerinin farklı olmasına bağlamak mümkündür. Lauvahutanon ve ark. (37), Vita Enamic ve Lava Ultimate seramik materyallerinin de arasında bulunduğu seramik materyallerin mekanik özelliklerini ve inorganik dolgu maddesi içeriklerini araştırdıkları çalışmalarında Vita Enamic seramik materyalinin dolgu maddesi içeriğinin Lava Ultimate seramik materyalinden daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir. Miyazaki ve ark. (214), seramik materyallerinin bağlanma dayanımları ve dolgu maddesi içerikleri arasındaki ilişkiyi araştırmış ve artan dolgu maddesi içeriğinin bağlanma dayanımının daha yüksek olmasına neden olduğunu bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda bağlanma dayanımı değerleri bu çalışmalarla paralellik göstermektedir. Ayrıca Lava Ultimate ve Vita Enamic seramik materyallerinin mikroyapıları da birbirinden farklılık göstermektedir. Lava Ultimate

doldurucularla desteklenmiş rezin matriks yapılı bir seramik materyaldir (164). Vita Enamic ise rezin matriks içine interpenetre olmuş ağ yapılarından oluşmaktadır (27). Termal döngü işlemi sırasında doldurucularla desteklenmiş rezin matriks içeren Lava Ultimate materyali daha fazla su absorbe etmiş olabilir. Bu durumda bağlanma dayanımı sonuçları arasındaki önemli farklılığa mikroyapısal farklılıkların neden olduğu söylenebilir. Lava Ultimate seramik örneklerin daha düşük bağlantı dayanımı değerleri göstermesinin bir diğer nedeni de materyalin içeriğinde zirkonyum parçacıklarının bulunması olabilir (164). Yapıda bulunan zirkonyum parçacıkları bağlantı problemlerine neden olabilmektedir.

Özetlemek gerekirse; seramik-adeziv rezin bağlantı dayanımını etkileyen en önemli faktörlerden biri seramik yüzeyine uygulanan yüzey işlemleridir. Seramik yüzeyini pürüzlendirmek için en çok tercih edilen yöntem hidroflorik asit uygulamasıdır. Seramik yüzeyinde etkili bir pürüzlendirme oluşturması ve kolay uygulanmasına rağmen hidroflorik asitin ağız içinde kullanımı hasta açısından tehlikeli sonuçlar doğurabilir. Bu sebeple günümüzde alternatif yüzey pürüzlendirme teknikleri araştırılmaktadır. Çalışmamızın makaslama testi sonucunda görülen bağlanma dayanımı değerleri sonuçlarını ve stereomikroskop ile incelenen kopma tiplerini değerlendirdiğimizde hidroflorik asit ve Al_2O_3 tanecikleriyle kumlama uygulamalarının en etkili yöntemler olduğunu söyleyebiliriz. Standardizasyonu sağlayarak laboratuvar koşullarında yaptığımız bu tez çalışmamızın klinisyenler açısından güvenilir bilgiler sağlaması için uzun süreli klinik çalışmalarla desteklenmesi gerekmektedir.

6. SONUÇLAR

Güncel CAD/CAM hibrit seramiklere uygulanan farklı yüzey işlemlerinin makaslama bağlanma dayanımına etkisinin incelendiği tez çalışmamızda elde edilen sonuçlar aşağıdaki gibidir:

1. Lava Ultimate ve Vita Enamic seramik materyallerinin makaslama bağlanma dirençleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu ve Vita Enamic seramik materyalinin bağlanma direncinin Lava Ultimate seramik materyaline göre daha yüksek olduğu bulundu.
2. Uygulanan yüzey işlemine göre bağlanma dirençleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu. En yüksek bağlanma direnci HF asit, en düşük bağlanma direnci lazer grubunda bulundu. Kontrol-Cojet ve HF asit- Al_2O_3 tanecikleriyle kumlama grupları arasında ise istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunamadı.
3. Makaslama testi sonrasında elde edilen kopma yüzeylerinin stereomikroskopla incelemesi sonucu en fazla görülen kopma tipi adeziv, en az görülen kopma tipi ise koheziv olarak bulundu.
4. Farklı yüzey işlemlerinin seramik yüzeyinde oluşturduğu pürüzlülük paternlerinin SEM analizi ile tespitinde, HF asitin diğer yüzey işlemlerine kıyasla daha fazla girinti-çıkıntılı alan oluşturduğu görüldü.

7. KAYNAKLAR

1. Edelhoff D, Sorensen J. Tooth structure removed associated with various preparation designs for posterior teeth. *Int J Periodontics Restor Dent*. 2002;22:241–9.
2. Conrad H, Seong W, Pesun I. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *J Prosthet Dent*. 2007;98(5):389–404.
3. Barutcigil K, Barutcigil C, Kul E, Ozarslan M, Buyukkaplan U. Effect of Different Surface Treatments on Bond Strength of Resin Cement to a CAD/CAM Restorative Material. *Am Coll Prosthodont*. 2016;1–8.
4. Coldea A, Swain M, Thiel N. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dent Mater*. 2013;29(4):419–26.
5. Radovic I, Monticelli F, Goracci C, Vulicevic Z, Ferrari M. Self-adhesive resin cements: a literature review. *J Adhes Dent*. 2008;10:251–8.
6. Alla RK. *Dental Materials Science*. 1. New Delhi, India: Jaypee Brothers Medical Publishers Pvt Limited; 2013. 333-54 .
7. Jones D. Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dent Clin North Am*. 1985;29(4):621–44.
8. Kelly J. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent*. 1996;75(1):18–32.
9. Nayır E. *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi*. İstanbul: İstanbul Ünv Diş Hek Fak Yayınları; 1999. 64-70 .
10. Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam porselen sistemleri. *Gazi Ünv Diş Hek Fak Derg*. 2005;22(1):45–8.
11. Akın E. *Diş Hekimliğinde Porselen*. İstanbul: 1. İstanbul Üniversitesi Yayınları; 1999.
12. Williams H. *The scienceand art of dental seramics*. Chicago: Quintessence Publishing Co; 1979.
13. Spiller S. *Dental ceramics*. The Academy of Dental Learning & OSHA

Training. 2012. 522-1207 .

14. Tatal Z, Yamaner I, Tuncer E. Dental seramiklerin tarihsel gelişimi. Atatürk Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg. 2015;
15. Probst L. Four year clinical study of glass-infiltrated, sintered alumina crowns. J Oral Rehabil. 1996;23(3):147–51.
16. Webber B, McDonald A, Knowles J. An in vitro study of the compressive load at fracture of procera AllCeram crowns with varying thickness of veneer porcelain. J Prosthet Dent. 2003;89(2):154–60.
17. Sulaiman F, Chai J, Jameson L, Wozniak W. A comparison of the marginal fit of In-Ceram, IPS empress, and procera crowns. Int J Prosthodont. 1997;10(5):478–84.
18. Schillingburg H, Hobo S, Whitsett L, Jacobi R, Brackett S. Fundamentals of Fixed Prosthodontics. Carol Stream: Quintessence Publishing; 1997.
19. McLean J. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. J Prosthet Dent. 2001;85(1):61–6.
20. Raigrodski A. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. J Prosthet Dent. 2004;92(6):557–62.
21. Gracis S, Thompson V, Ferencz J, Silva N, Bonfante E. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. Int J Prosthodont. 2015;28:227–35.
22. Leung B, Al E. Comparison of mechanical properties of three machinable ceramics with an experimental fluorophlogopite glass ceramic. J Prosthet Dent. 2015;114(3):440–6.
23. Fron C, Smail F, Attal J. Clinical efficacy of composite versus ceramic inlays and onlays: a systematic review. Dent Mater. 2013;29:1209–18.
24. Dirksen C, Blunk U, Preissner S. Clinical performance of a new biomimetic double network material. Open Dent J. 2013;7:118–22.
25. Ferracane J. Resin composite state of the art. Dent Mater. 2011;27:29–38.

26. Bouillaguet S. Biological risks of resin-based materials to the dentin-pulp complex. *Crit Rev Oral Biol Med*. 2004;15:47–60.
27. He L, Swain M. A novel polymer infiltrated ceramic dental material. *Dent Mater*. 2011;27:527–34.
28. Ryou H, Amin N, Ross A, Eidelman N, Wang D, Romberg E. Contributions of microstructure and chemical composition to the mechanical properties of dentin. *J Mater Sci Mater Med*. 2011;22:1127–35.
29. Nguyen J, Ruse D, Phan A, Sadoun M. High-temperature-pressure polymerized resin-infiltrated ceramic networks. *J Dent Res*. 2014;93:62–7.
30. Phan A, Tang M, Nguyen J, Ruse N, Sadoun M. High-temperature high-pressure polymerized urethane dimethacrylate-mechanical properties and monomer release. *Dent Mater*. 2014;30:350–6.
31. Jedeon K, De la Dure-Molla M, Brookes S, Loiodice S, Marciano C, Kirkham J. Enamel defects reflect perinatal exposure to bisphenol A. *Am J Pathol*. 2013;183:108–18.
32. Spitznagel F, Horvath S, Guess P, Blatz M. Resin bond to indirect composite and new Ceramic/Polymer materials: A Review of the literature. *J Esthet Restor Dent*. 2014;26(6):382–93.
33. Kassem A, Atta O, El-Mowafy O. Fatigue resistance and microleakage of CAD/CAM ceramic and composite molar crowns. *J Prosthodont Esthet Reconstr. Dent*. 2012;21:28–32.
34. Chen C, Trindade F, de Jager N, Kleverlaan C, Feilzer A. The fracture resistance of a CAD/CAM Resin Nano Ceramic (RNC) and a CAD ceramic at different thicknesses. *Dent Mater*. 2013;30(9):954–62.
35. 3M E. Technical Product Profile. Rely X post. :1–28.
36. Park J, Choi Y. Microtensile bond strength and micromorphologic analysis of surface-treated resin nanoceramics. *J Adv Prosthodont*. 2016;8(4):275–84.
37. Lauvahutanon S, Takahashi H, Shiozawa M, Al. E. Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dent Mater*. 2014;33(5):705–10.

38. Enamic V. VITA shade, VITA made. The En formula for success: strength + elasticity = reliability² VITA Farbkommunikation VITA Farbkommunikation VITA shade control VITA shade reproduction VITA shade communication VITA shade taking.
39. Kitasako Y, Burrow M, Katahira N, Nikaido T, Tagami J. Shear bond strengths of three resin cements to dentine over 3 years in vitro. *Journal of dentistry. J Dent.* 2001;29:139–44.
40. Attar N, Tam L, McComb D. Mechanical and physical properties of contemporary dental luting agents. *The Journal of prosthetic dentistry. J Prosthet Dent.* 2003;89:127–34.
41. Borges G, Sophr A, De Goes M, Sobrinho L, Chan D. Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. *J Prosthet Dent.* 2003;89:479–88.
42. Uludamar A, Akalın B, Özkan Y. Zirkonyum tam seramik restorasyonlarda simantasyon öncesi yüzey hazırlıkları. *Cumhur Dent J.* 2011;14(2):140–53.
43. Sahafı A, Peutzfeld A, Asmussen E, Gotfredsen K. Effect of surface treatment of prefabricated posts on bonding of resin cement. *Oper Dent.* 2004;29(1):60–8.
44. Üşümez A, İnan Ö, Aykent F. Bond strength of a silicone lining material to alumina-abraded and lased denture resin. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2004;71:196–200.
45. Kern M, Thompson V. Bonding to glass infiltrated alumina ceramic: Adhesive methods and their durability. *J Prosthet Dent.* 1995;73:240–9.
46. Kern M, Wegner S. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater.* 1998;14:64–71.
47. Derand P, Derand T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *Int J Prosthodont.* 2000;13(2):131–5.
48. Della Bona A, Anusavice K. Microstructure composition and etching topography of dental ceramics. *Int J Prosthodont.* 2002;15(2):159–67.

49. Della Bona A, Van Noort R. Ceramic surface preparations for resin bonding. *Am J Dent*. 1998;11(6):276–80.
50. Cekic-Nagas I, Ergun G, Egilmez F, Vallittu P, Lippo Veli Juhana Lassila L. Micro-shear bond strength of different resin cements to ceramic/glass-polymer CAD-CAM block materials. *J Prosthodont Res*. 2016;60(4):265–73.
51. Özcan M, Vallittu P. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dent Mater*. 2003;19:725–31.
52. Piwowarczyk A, Lauer H-C, Sorensen J. In vitro shear bond strength of cementing agent to fixed prosthodontic restorative materials. *J Prosthet Dent*. 2004;92:265–73.
53. Wood D, Bubb N, Millar B, Dunne S. Preliminary investigation of a novel retentive system for hydrofluoric acid etching resistant dental ceramics. *J Prosthet Dent*. 1997;78:275–80.
54. Sen D, Poyrazoglu E, Tuncelli B, Göller G. Shear bond strength of resin luting cement to glass-infiltrated porous aluminum oxide cores. *J Prosthet Dent*. 2000;83:210–15.
55. Prithviraj D, Soni R, Ramaswamy S, Shruthi D. Evaluation of the effect of different surface treatments on the retention of posts: a laboratory study. *Indian J Dent Res*. 2010;21:201–6.
56. Zicari F, De Munck J, Scotti R, Naert I, Van Meerbeek B. Factors affecting the cement post interface. *Dent Mater*. 2012;28:287–97.
57. Mair L, Padipatvuthikul P. Variables related to materials and preparing for bond strength testing irrespective of the test protocol. *Dent Mater*. 2010;26:17–23.
58. Derand T, Molin M, Kvam K. Bond strength of composite luting cement to zirconia ceramic surface. *Dent Mater*. 2005;21:1158–62.
59. Gökçe B, Özpınar B, Dünder M, Çömlekoğlu E, Sen B, Güngör M. Bond strengths of All-Ceramics: acid vs laser etching. *Oper Dent*. 2007;32(2):173–8.
60. Fornaini C, Vescovi P, Merigo E, Rocca J, Mahler P, Bertrand C, et al. Intraoral metal laser welding: a case report. *Lasers Med Sci*. 2010;25:303–7.

61. Vano M, Goracci C, Monticelli F, Tognini Gabriele F, Ferrari M. The adhesion between fibre posts and composite resin cores: the evaluation of microtensile bond strength following various surface chemical treatments to posts. *J Endod Int.* 2006;39:31–9.
62. Xible A, Tavarez R, Araujo C. Effect of silica coating and silanization on flexural and composite-resin bond strength of zirconia posts: An in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2006;91:356–62.
63. Meister J, Gutknecht N. Proceedings of the 1st international workshop of evidence based dentistry on lasers in dentistry. New Maiden Quintessence. 2007;3–27.
64. Frentzen M, Koort H. Lasers in dentistry: new possibilities with advancing laser technology. *Int Dent.* 1990;40:323–32.
65. Stabholz A, Zeltser R, Sela M, Peretz B, Moshonov J, Ziskind D. The use of lasers in dentistry: principles of operation and clinical applications. *Compend Contin Educ Dent.* 2003;24:935–48.
66. White J, Goodis H, Sectos J, Eakle W, Hulscher B, Rose C. Effects of pulsed Nd:YAG laser energy on human teeth: A three -year follow-up study. *Am Dent Assoc.* 1993;124(7):45–50.
67. Dederich D, Bushick R. Lasers in dentistry separating science from hype. *J Am Dent Assoc.* 2004;135:204–12.
68. Billings C, Tabak J. *Lazerler*. Ankara: Ankara: Tubitak Popüler Bilim Kitapları; 2006.
69. Harris D, Pick R, Miserendino L, Pick R. *Lasers in Dentistry*. Singapore Quintessence Publ Co, Inc. 1995;27–38.
70. Aoki A, Sasaki K, Watanabe H, Ishikawa I. Lasers in nonsurgical periodontal therapy. *Periodontol 2000.* 2004;36(1):59–97.
71. Coluzzi D. Fundamentals of dental lasers: Science and instruments. *Dent Clin North Am.* 2004;48(4):751–70.
72. Parker S. Verifiable CPD paper: introduction, history of lasers and laser light

- production. *Br Dent J.* 2007;202(1):21–31.
73. Welch A, Torres J, Cheong W. Laser physics and laser-tissue interaction. *Tex Hear Inst J.* 1989;16(3):141–9.
 74. Carroll L, Humphreys T. LASER-tissue interactions. *Clin Dermatol.* 2006;24(1):2–7.
 75. Wintner E, Straßl M, Moritz A, Beer F, Goharkhay K. Oral Laser Application. Berlin: Quintessenz Verlags -GmbH. 2006;1–55.
 76. Fotona lazer çalışma el kitabı. İdealident teknolojik dental ürünler 2010; 2010. 1-72 .
 77. Dederich D. Laser-tissue interaction what happens to laser light when it strikes tissue?. *J Am Dent Assoc.* 1993;124(2):57–61.
 78. Parker S. Verifiable CPD paper: laser-tissue interaction. *Br Dent J.* 2007;202(2):73–81.
 79. Ishikawa I, Aoki A, Takasaki A, Mizutani K, Sasaki K, Izumi Y. Application of lasers in periodontics: True innovation or myth? *J Clin Periodontol* 2000. 2009;50(1):90–126.
 80. Goldman L, Gray J, Goldman J, Goldman B, Meyer R. Effects of laser impacts on teeth. *J Am Dent Assoc.* 1965;70:601–6.
 81. Pecaro B, Garehime W. The CO2 laser in oral and maxillofacial surgery. *J Oral Maxillofac Surg.* 1983;41(11):725–8.
 82. Pick R, Pecaro B, Silherman C. The laser gingivectomy: The use of CO2 laser for removal of phenytoin hyperplasia. *J Periodontol.* 1985;56(8):492–6.
 83. Ünal S. Fiber lazer sistemi ve farklı yüzey pürüzlendirme yöntemleri uygulayarak yüzeyi pürüzlendirilen zirkonya materyali ile dentin arasındaki bağlantı kuvvetinin in-vitro olarak değerlendirilmesi. Dicle Üniversitesi; 2013.
 84. Lukram A, Sachdeva N, Sahu K, Yadav A. Application of Laser in Prosthetic Dentistry: A Review. *Int J Dent Med Res.* 2014;1(4):99–102.
 85. Gupta S, Kumar S. Laser in Dentistry – An Overview. *Trends Biomater Artif Organs.* 2011;25(3):119–23.

86. Walsh L. The use of lasers in implantology: an overview. *J Oral Implant.* 1992;18:335–40.
87. Convissar R, Gharemani E. Laser treatment as an adjuvant to removal prosthetic care. *Gen Dent.* 1995;43:4.
88. Kato T, Kusakari H, Hoshino E. Bactericidal efficacy of carbon dioxide laser against bacteria-contaminated titanium implant and subsequent cellular adhesion to irradiated area. *Lasers Surg Med.* 1998;23(5):299–306.
89. Powell L, Kelsey W, Blankena R, Barkmeier W. The use of an argon laser for polymerization of composite resin. *Aesthetic Dent.* 1989;1(1):34–7.
90. Moritz A, Beer F, Goharkhay K, Editors et al. Photopolymerization. In: *Oral Laser Application.* Berlin: Quintessenz Verlags -GmbH; 2006. p. 139–91.
91. Miller M, Truhe T. Laser in dentistry. *J Am Dent Assoc.* 1993;124(2):32–5.
92. Kutsch V. Laser in dentistry comparing wavelengths. *J Am Dent Assoc.* 1993;124(2):49–54.
93. Lussi A, Imwinkelried S, Pitts N, Longbottom C, Reich E. Performance and reproducibility of a laser fluorescence system for detection of occlusal caries in vitro. *Caries Res.* 1999;33(4):261–6.
94. Miserendino L, Pick R. *Lasers in Dentistry.* USA: Quintessence Publishing Co; 1995.
95. Moritz A, Beer F, Goharkhay K, Editors et al. Laser in endodontics. In: *Oral Laser Application.* Berlin: Quintessenz Verlags -GmbH; 2006. p. 241–313.
96. Moritz A, Beer F, Goharkhay K, Editors et al. Laser-assisted periodontal therapy. In: *Oral Laser Application.* Berlin: Quintessenz Verlags -GmbH; 2006. p. 333–81.
97. Moritz A, Beer F, Goharkhay K, Editors et al. Laser-atlas surgery. In: *Oral Laser Application.* Berlin: Quintessenz Verlags -GmbH; 2006. p. 449–501.
98. De Moor R, Delmé K. Laser-assisted cavity preparation and adhesion to erbium-lased tooth structure: part 1. Laser-assisted cavity preparation. *J Adhes Dent.* 2009;11(6):427–38.

99. Eren F. Er:cr:ysgg ve er:yag lazer ile hazırlanan dentin yüzeylerine, farklı rezin simanlarla uygulanan seramiklerin bağlanma kuvvetlerinin in-vitro olarak incelenmesi. Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü; 2009.
100. Hibst R, Keller U. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: I. Measurement of the ablation rate. *Lasers Surg Med.* 1989;9(4):338–44.
101. Eversole L, Rizioiu I. Preliminary investigations on the utility of an erbium, chromium YSGG laser. *J Calif Dent Assoc.* 1995;23(12):41–7.
102. Hossain M, Nakamura Y, Yamada Y, Kimura Y, Matsumoto N, Matsumoto K. Effects of Er,Cr:YSGG laser irradiation in human enamel and dentin: ablation and morphological studies. *J Clin Laser Med Surg.* 1999;17(4):155–9.
103. Van As G. Erbium lasers in dentistry. *Dent Clin North Am.* 2004;48(4):1017–59.
104. Qui-hong L, Jun Z. High power fiber lasers. In: Higher education press and springer-verlag. China; 2007. p. 410–23.
105. Thieme J. Fiber laser–new challenges for the materials processing. *Laser Tech J.* 2007;58–60.
106. Unal S, Nıgız R, Polat Z, Usumeş A. Effect of ultrashort pulsed laser on bond strength of Y-TZP zirconia ceramic to tooth surfaces. *Dent Mater J.* 2015;34(3):351–7.
107. Özden H. Investigating fiber lasers for shipbuilding and marine construction-laser-welding in shipbuilding and marine structures. *Weld J.* 2007;865:26–9.
108. Sutter D, Steinmeyer G, Gallmann L, Matuschek N, Morier-Genoud F, Keller U, et al. Semiconductor saturable-absorber mirror- assisted Kerr-lens mode-locked Ti:sapphire laser producing pulses in the two-cycle regime. *Opt Lett.* 1999;24:631–3.
109. Fermann M, Galvanauskas A, Sucha G. Ultrafast lasers technology and applications. Marcel Dekker Inc. 2003.
110. Sahinkesen G, Erdemir U, Oktay E, Sancaklı H. The effect of post surface and

- luting agents on the push out bond strengths of adhesively inserted fiber reinforced posts. *Int J Adhes*. 2011;31:265–70.
111. Goracci C, Raffaelli O, Monticelli F, Balleri P, Bertelli E, Ferrari M. The adhesion between fiber posts and composite resin cores: Microtensile bond strength with and without post silanization. *Dent Mater*. 2005;21:437–44.
 112. Park S, Jin J. Effect of silane coupling agent on interphase and performance of glass fibers/unsaturated polyester composites. *J Colloid Interface Sci*. 2001;242:174–9.
 113. Purton D, Chandler N, Qualtrough A. Effect of thermocycling on the retention of glass fiber root canal posts. *Quintessence Int*. 2003;34:366–9.
 114. Özcan M, Nijhuis H, Valandro L. Effect of various surface conditioning methods on the adhesion of dual-cure resin cement with MDP functional monomer to zirconia after thermal aging. *Dent Mater*. 2008;27:99–104.
 115. Kern M, Thompson V. Sandblasting and silica coating of glass-infiltrated alumina ceramic: volume loss, morphology and changes in the surface composition. *J Prosthet Dent*. 1994;71(5):453–61.
 116. Oh W, Shen C. Effect of surface topography on the bond strength of a composite to three different types of ceramic. *J Prosthet Dent*. 2003;90(3):241–6.
 117. Blatz M, Sadan A, Martin J, Lang B. In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered high-purity zirconium-oxide ceramic after long-term storage and thermal cycling. *J Prosthet Dent*. 2004;91:356–62.
 118. Albakry M, Guazzato M, Swain M. Effect of sandblasting, grinding, polishing and glazing on the flexural strength of two pressable all-ceramic dental materials. *J Dent*. 2004;32:91–9.
 119. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res*. 1982;16(3):265–73.
 120. Degrande M, Roulet J. Minimally invasive restorations with bonding. Chicago: Quintessence Publishing Co; 1997.

121. Şahin B. Estetik post sistemlerin tutuculuğu üzerine farklı yüzey uygulamalarının ve siman sistemlerin etkisi. İstanbul Üniv. Sağlık Bil. Ens.; 2009.
122. Christensen G. Cements used for full crown restorations: a survey of the American Academy of Esthetic Dentistry. *J Esthet Dent.* 1997;9(1):20–6.
123. Ferrance J. Materials in dentistry. Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins; 2001.
124. Burke F. Trends in indirect dentistry: 3. Luting materials. *Dent Updat.* 2005;32(5):251–60.
125. Burke F, Qaltrough A, Hale R. Dentin-bonded all-ceramic crowns: current status. *J Am Dent Assoc.* 1998;129(4):455–60.
126. Philips R. Skinner's science of dental materials. 9th ed. Philadelphia: W. B. Saunders Company; 1991.
127. O'Brien W. Dental materials and their selection. Chicago: Quintessence Publishing; 2002. 132-156.
128. Morgano S, Brackett S. Foundation restorations in fixed prosthodontics: current knowledge and future needs. *J Prosthet Dent.* 1999;643–57.
129. Zaimoğlu A, Can G. Sabit Protezler. Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi; 2011. 179-195.
130. Bilgin M. Post kor sistemlerinin fraktür analizi ve sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile değerlendirilmesi. Selçuk Üniv. Sağlık Bil. Ens.; 2008.
131. Burke F, McCaughey A. Resin luting materials: the current status. *Dent Updat.* 1993;20:109–10, 112–5.
132. Hofmann N, Papsthart G, Hugo B et al. Comparison of photo-activation versus chemical or dual-curing of resin-based luting cements regarding flexural strength, modulus and surface hardness. *J Oral Rehabil.* 2001;28:1022–8.
133. Blatz M, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of literature. *J Prosthet Dent.* 2003;89:268–74.
134. Anusavice K. Dental ceramics. In: Phillips' Science of Dental Materials. 10th

- ed. Philadelphia: WB Saunders; 1996. 583-618.
135. Banks R. Conservative posterior ceramic restorations: A literature review. *J Prosthet Dent.* 1990;63:619–26.
 136. Kawaguchi A, Matsumoto M, Higashi M, Miura J, Minamino T, Kabetani T. Bonding effectiveness of self-adhesive and conventional-type adhesive resin cements to CAD/CAM resin blocks. Part 2: Effect of ultrasonic and acid cleaning. *Dent Mater J.* 2016;35(1):29–36.
 137. Spierings T, Peters M, Bosman F, Plasschaert A. Verification of theoretical modelling of heat transmission in teeth by in vivo experiments. *J Dent Res.* 1987;66:1336–9.
 138. Tibbets V, Schnell R, Swartz M, Philips R. Thermal diffusion through amalgam and cement bases: comparison of in vitro and in vivo measurements. *J Dent Res.* 1976;55:441–51.
 139. Geis-Gerstorfer J. In vitro corrosion measurements of dental alloys. *J Dent.* 1994;22:247–51.
 140. Gale M, Darvell B. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent.* 1999;27:89–99.
 141. Versluis A, Douglas W, Sakaguchi R. Thermal expansion coefficient of dental composites measured with strain gauges. *Dent Mater.* 1996;12:290–4.
 142. Nelsen R, Wolcott R, Paffenberger G. Fluid Exchange at the margins of dental restorations. *J Am Dent Assoc.* 1952;44:288–95.
 143. von Fraunhofer J, Adachi E, Barnes D, Romberg E. The effect of tooth preparation on microleakage behavior. *Oper Dent.* 2000;25:526–33.
 144. Jang K, Chung D, Shin D, Garcia-Godoy F. Effect of eccentric load cycling on microleakage of Class V flowable and packable composite resin restorations. *Oper Dent.* 2001;26:603–8.
 145. Altay N, Akça T. In vitro bağlantı kuvveti ölçme testlerinin değerlendirilmesi. *Hacettepe Diş Hek Fak Derg.* 2002;26:32–8.
 146. Al-Salehi S, Burke F. Methods used in dentin bonding tests : an analysis of 50

- investigations on bond strength. *Quintessence Int.* 1997;28:717–23.
147. Dündar M, Özcan M, Gökçe B, Çömlekoğlu E, Leite F, Valandro L. Comparison of two bond strength testing methodologies for bilayered all-ceramics. *Dent Mater.* 2007;23:630–6.
 148. Dental materials-Testing of adhesion to tooth structure. In: *ISO/TS 11405 Technical Specification*. 2nd ed, Geneva, Switzerland; 2003.
 149. Takeda F, Hatashima T, Eto J, Kimura Y, Matsumoto K. Effect of Er:YAG laser treatment on the root canal walls of human teeth: an SEM study. *Dent Traumatol.* 1998;14(6):270–3.
 150. Garcia N, Renzetti Z, Schaible B, Frankenberger R, Lohbauer U. Bond strength of self-adhesive resin cements to deep dentin. *Out dez RSBO.* 2011;4:431–8.
 151. Cengiz T, Mısırlıgil A, Aydın M. *Tıp ve diş hekimliğinde genel ve özel mikrobiyoloji*. Ankara: Güneş Kitabevi Ltd. Şti.; 2004.
 152. Lawn B, Deng Y, Lloyd I, Janal M, Rekow E, Thompson V. Materials design of ceramic-based layer structures for crowns. *J Dent Res.* 2002;81:433–8.
 153. Vult von Steyern P, Carlson P, Nilner K. All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon technique. A 2-year clinical study. *J Oral Rehabil.* 2005;32:180–7.
 154. Qualtrough A, Piddock V. Ceramics update. *J Dent.* 1997;25:91–5.
 155. Liu X, Fok A, Li H. Influence of restorative material and proximal cavity design on the fracture resistance of MOD inlay restoration. *Dent Mater.* 2014;30:327–33.
 156. Brunton P, Cattell P, Burke F, Wilson N. Fracture resistance of teeth restored with onlays of three contemporary tooth-colored resin-bonded restorative materials. *J Prosthet Dent.* 1999;82:171–6.
 157. Magne P, Schlichting L, Maia H, Baratieri L. In vitro fatigue resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers. *J Prosthet Dent.* 2010;104:149–57.
 158. Dejak B, Mlotkowski A. Three-dimensional finite element analysis of strength

- and adhesion of composite resin versus ceramic inlays in molars. *J Prosthet Dent.* 2008;99(2):131–40.
159. Jiang W, Bo H, Yongchun G, LongXing N. Stressdistribution in molars restored with inlays or onlays with or without endodontic treatment: a three- dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2010;103(1):6–12.
 160. El Zohairy A, de Gee A, Mohsen M, Feilzer A. Microtensile bond strength testing of luting cements to prefabricated CAD/CAM ceramic and composite blocks. *Dent Mater.* 2003;19(7):575–83.
 161. O'brien W. *Dental Materials and Their Selection.* 2nd ed. Chicago: Quintessence Publishing Co Inc; 1997. 150-151.
 162. Awada A, Nathanson D. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *J Prosthet Dent.* 2015;114(4):587–93.
 163. Della Bona A, Corazza P, Zhang Y. Characterization of a polymer- infiltrated ceramic-network material. *Dent Mater.* 2014;30(5):564–9.
 164. 3MESPE. Lava™ Ultimate CAD/CAM Restorative Technical Product Profile. 2015.
 165. Egbert J, Johnson A, Tantbirojin D, Versluis A. Fracture strength of ultrathin occlusal veneer restorations made from CAD/CAM composite or hybrid ceramic materials. *Oral Sci Int.* 2015;12(2):53–8.
 166. Egilmez F, Ergun G, Cekic-Nagas I, Vallittu P, Lassila L. Does artificial aging affect mechanical properties of CAD/CAM composite materials. *J Prosthodont Res.* 2017.
 167. Heo Y, Lau A, Aparicio C, Fok A. Fracture resistance of restorative materials subjected to cumulative impact load. In: International Association for Dental Research Meeting Abstract #0240. 2012.
 168. El-Damanhoury H, Haj-Ali R, Platt J. Fracture Resistance and Microleakage of Endocrowns Utilizing Three CAD-CAM Blocks. *Oper Dent.* 2015;40(1):1–10.
 169. Ilgenstein I, Zitzmann N, Bühler J, Wegehaupt F, Attin T, Weiger R, et al. Influence of proximal box elevation on the marginal quality and fracture

- behavior of root-filled molars restored with CAD/CAM ceramic or composite onlays. *Clin Oral Investig.* 2015;19(5):1021–8.
170. Blixt M, Adamczak E, Linden L, Oden A, Arvidson K. Bonding to densely sintered alumina surfaces: effect of sandblasting and silica coating on shear bond strength of luting cements. *Int J Prosthodont.* 2000;13:221–6.
 171. Guazzato M, Albakry M, Swain M, Ironside J. Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *Int J Prosthodont.* 2002;15:339–46.
 172. Braga R, Ballester R, Carrilho M. Pilot study on the early shear strength of porcelain-dentin bonding using dual-cure cements. *J Prosthet Dent.* 1999;81:60–5.
 173. Öztürk N, Aykent F. Dentin bond strengths of two ceramic inlay systems after cementation with three different techniques and one bonding system. *J Prosthet Dent.* 2003;89:275–81.
 174. Glauser S, Astasov-Frauenhoffer M, Müller J, Fischer J, Waltimo T, Rohr N. Bacterial colonization of resin composite cements: influence of material composition and surface roughness. *Eur J Oral Sci.*
 175. Rohr N, Fischer J. Tooth surface treatment strategies for adhesive cementation. *J Adv Prosthodont.* 2017;9(2):85–92.
 176. Müller J, Rohr N, Fischer J. Evaluation of ISO 4049: water sorption and water solubility of resin cements. *Eur J Oral Sci.* 2017;125(2):141–50.
 177. Tagami A, Takahashi R, Nikaido T, Tagami J. The effect of curing conditions on the dentin bond strength of two dual-cure resin cements. *J Prosthodont Res.* 2017;17:1883–958.
 178. 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.
 179. Roberson T, Heymann H, Swift E. *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry.* 5th ed. Mosby Elsevier; 2006.
 180. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Al E. A critical review of the

- durability of adhesion to tooth tissue: Methods and results. *J Dent Res*. 2005;84:118–32.
181. Chang J, Hart D, Estey A, Chan J. Tensile bond strength of five luting agents to two CAD/CAM restorative materials and enamel. *J Prosthet Dent*. 2003;90:18–23.
 182. Van Dijken J, Höglund Åberg C, Olofsson A. Three-year comparison of fired ceramic inlays cemented with composite resin or glass ionomer cement. *Acta Odontol Scand*. 1994;52:140–9.
 183. Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Endo K, Sano H, Oguchi H. In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years. *J Dent Res*. 2000;79:1385–91.
 184. Wegner S, Gerdes W, Kern M. Effect of different artificial aging conditions on ceramic-composite bond strength. *Int J Prosthodont*. 2002;15:267–72.
 185. Andreatta F, Araujo M, Bottino M, Nishioka R, Menezes M. Study of thermocycling effect on the bond strength between an aluminous ceramic and a resin cement. *J Appl Oral Sci*. 2005;13:53–7.
 186. Luthy H, Loeffel O, Hammerle C. Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic. *Dent Mater*. 2006;22:195–200.
 187. Peumans M, Hikita K, De Munck J, Van L, Poitevin A, Lambrechts P. Bond durability of composite luting agents to ceramic when exposed to long-term thermocycling. *Oper Dent*. 2007;32:372–9.
 188. Palmer D, Barco M, Billy E. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *J Prosthet Dent*. 1992;67(3):325–7.
 189. Crabtree M, Atkinson H. A preliminary report on the solubility of decalcified dentine in water. *Austral J Dent*. 1955;55:340–2.
 190. Elsaka S. 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.
 191. Peumans M, Hikita K, De Munck J, Van Landuyt K, Poitevin A, Lambrechts P,

- et al. Effects of ceramic surface treatments on the bond strength of an adhesive luting agent to CAD-CAM ceramic. *J Dent*. 2007;35(4):282–8.
192. Leibrock A, Degenhart M, Behr M, Rosentritt M, Handel G. In vitro study of the effect of thermo- and load-cycling on the bond strength of porcelain repair systems. *J Oral Rehabil*. 1999;26(2):130–7.
 193. Price R, Hall G. In vitro comparison of 10-minute versus 24-hour shear bond strengths of six dentin bonding systems. *Quintessence Int*. 1999;30:122–34.
 194. Hu M, Weiger R, Fischer J. Comparison of two test designs for evaluating the shear bond strength of resin composite cements. *Dent Mater*. 2016;32:223–32.
 195. Lutz F, Krejci I, Barbakow F. Quality and durability of marginal adaptation in bonded composite restorations. *Dent Mater*. 1991;7:107–13.
 196. De Hoff P, Anusavice K, Wang Z. Three dimensional finite element analysis of the shear bond test. *Dent Mater*. 1995;11:126–31.
 197. Bankoğlu Güngör M, Karakoca Nemli S, Turhan Bal B, Ünver S, Doğan A. Effect of surface treatments on shear bond strength of resin composite bonded to CAD/ CAM resin-ceramic hybrid materials. *J Adv Prosthodont*. 2016;8:259–66.
 198. Flury S, Schmidt S, Peutzfeldt A, Lussi A. Dentin bond strength of two resin-ceramic computer-aided design/computer-aided manufacturing (CAD/CAM) materials and cements after six months storage. *Dent Mater J*. 2016;35(5):728–35.
 199. Sorensen J, Engelman M, Torres T, Avera S. Shear bond strength of composite resin to porcelain. *Int J Prosthodont*. 1991;4:17–23.
 200. Roulet J, Söderholm K, Longmate J. Effects of treatment and storage conditions on ceramic/composite bond strength. *J Dent Res*. 1995;74(1):381–7.
 201. Elsaka S. Influence of surface treatments on bond strength of metal and ceramic brackets to a novel CAD/CAM hybrid ceramic material. *Odontology*. 2016;104(1):68–76.
 202. Frankenberger R, Hartmann V, Krech M, Krämer N, Reich S, Braun A, et al.

- Adhesive luting of new CAD/ CAM materials. *Int J Comput Dent*. 2015;18:9–20.
203. El-Damanhoury H, Gaintantzopoulou M. Self-etching ceramic primer versus hydrofluoric acid etching: Etching efficacy and bonding performance. *J Prosthodont Res*. 2017.
 204. Özcan M. Evaluation of alternative intraoral repair techniques for fractured ceramic-fused-to-metal restorations. *J Oral Rehabil*. 2003;30:194–203.
 205. Kassotakis E, Stavridakis M, Bortolotto T, Ardu S, Krejci I. Evaluation of the Effect of Different Surface Treatments on Luting CAD/CAM Composite Resin Overlay Workpieces. *J Adhes Dent*. 2015;16(6):521–8.
 206. Duzyol M, Sagsoz O, Polat Sagsoz N, Akgul N, Yıldiz M. The Effect of Surface Treatments on the Bond Strength Between CAD/CAM Blocks and Composite Resin. *J Prosthodont*. 2016;25(6):466–71.
 207. Valandro L, Della Bona A, Bottino M, Neisser M. The effect of ceramic surface treatment on bonding to densely sintered alumina ceramic. *J Prosthet Dent*. 2005;93(3):253–9.
 208. Loomans B, Mesko M, Moraes R, Ruben J, Bronkhorst E, Pereira-Cenci T, et al. Effect of different surface treatment techniques on the repair strength of indirect composites. *J Dent*. 2017;59:18–25.
 209. Folwaczny M, Mehl A, Haffner C, Hickel R. Polishing and coating of dental ceramic materials with 308 nm XeCl excimer laser radiation. *Dent Mater*. 1998;14:186–93.
 210. Peumans M, Valjakova E, De Munck J, Mishevska C, Van Meerbeek B. Bonding Effectiveness of Luting Composites to Different CAD/CAM Materials. *J Adhes Dent*. 2016;18:289–302.
 211. Atsu S, Kılıçarslan M, Küçükeşmen H, Aka P. Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. *J Prosthet Dent*. 2006;95(6):430–6.
 212. Stawarczyk B, Krawczuk A, Lie N. Tensile bond strength of resin composite

- repair in vitro using different surface preparation conditionings to an aged CAD/CAM resin nanoceramic. Clin Oral Investig. 2015;19:299–308.
213. Wiegand A, Stucki L, Hoffmann R, Attin T, Stawarczyk B. Repairability of CAD/CAM high-density PMMA- and composite-based polymers. Clin Oral Invest. 2015;19:2007–13.
214. Miyazaki M, Hinoura K, Onose H, Moore B. Effect of filler content of light-cured composites on bond strength to bovine dentine. J Dent. 1991;19:301–3.



8. ÖZGEÇMİŞ

1989 yılında Elazığ’ da doğdum. 2007 yılında Elazığ Anadolu Lisesi’ nden mezun oldum. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’ ne 2008 yılında girdim ve 2013 yılında mezun oldum. 2014 Nisan ayı Dişhekimliğinde Uzmanlık Sınavı ile Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı’ nda uzmanlık eğitimime başladım ve hala bu bölümde araştırma görevlisi olarak çalışmaktayım.

