

TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KIRIKKALE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

İKİ FARKLI CAD/CAM BLOĞUNUN TAMİR KAPASİTELERİNİN VE
RENK STABİLİTELERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Hasibe Sevilay BAHADIR

RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN

Dr. Öğretim Üyesi Yusuf BAYRAKTAR

2019 – KIRIKKALE

TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KIRIKKALE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**İKİ FARKLI CAD/CAM BLOĞUNUN TAMİR KAPASİTELERİNİN VE
RENK STABİLİTELERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

Hasibe Sevilay BAHADIR

RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN

Dr. Öğretim Üyesi Yusuf BAYRAKTAR

**Bu çalışma Kırıkkale Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi
Tarafından Desteklenmiştir.**


Proje No: 2018/012

2019 – KIRIKKALE

Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Restoratif Diş Tedavisi Uzmanlık Eğitimi Programı çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma aşağıdaki jüri üyeleri tarafından Uzmanlık Tezi olarak ~~red~~ kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 02/ 05/2019


İmza

Prof. Dr. Çiğdem ÇELİK

Kırıkkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi

Jüri Başkanı

İmza

Doç. Dr. Duygu TUNCER
Yıldırım Beyazıt Üniversitesi, Diş
Hekimliği Fakültesi
Üye

İmza

Dr. Öğr. Üyesi A.Kürşat ÇULHAOĞLU
Kırıkkale Üniversitesi, Diş Hekimliği
Fakültesi
Üye

İmza

Dr. Öğr. Üyesi Serdar BAĞLAR
Kırıkkale Üniversitesi, Diş
Hekimliği Fakültesi
Üye

İmza

Dr. Öğr. Üyesi Yusuf BAYRAKTAR
Kırıkkale Üniversitesi, Diş
Hekimliği Fakültesi
Danışman

İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ	VI
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	VII
ŞEKİLLER.....	IX
TABLolar.....	XI
GRAFİKLER	XIII
ÖZET	1
SUMMARY	3
1 GİRİŞ	5
1.1 DENTAL SERAMİKLER.....	6
1.1.1 Dental Seramiklerin Tarihçesi.....	6
1.1.2 Dental Seramiklerin Yapısı.....	7
1.1.2.1 Feldspar	8
1.1.2.2 Kuartz	8
1.1.2.3 Kaolin.....	8
1.1.3 Dental Seramiklerin Sınıflandırılması	9
1.2 CAD/CAM SİSTEMLERİ	10
1.2.1 Tanım ve Tarihçe	10
1.2.2 CAD/CAM Sistemlerinin Yapısal Elemanları.....	12
1.2.3 CAD/CAM Sistemlerinin Avantajları	12
1.2.4 CAD/CAM Sistemlerinin Dezavantajları	13
1.2.5 CAD/CAM Sistemlerinin Sınıflandırılması	13
1.3 KOMPOZİT REZİNLER	14
1.3.1 Kompozit Resinlerin Yapısı.....	14
1.3.1.1 Organik Faz.....	15
1.3.1.2 İnorganik Faz	15
1.3.1.3 Ara Faz.....	15
1.3.2 Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması	16
1.3.2.1 Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kompozit Resinler	16

1.3.2.2 Akıcılıklarına Göre Kompozit Rezinler	16
1.3.2.3 Partikül Büyüklüklerine Göre Kompozit Rezinler	16
1.3.2.3.1 Nanofil Kompozitler	17
1.4 SERAMİK RESTORASYONLARIN TAMİRİ	17
1.5 YÜZEY İŞLEMİ YÖNTEMLERİ	18
1.5.1 Asitle Pürüzlendirme	18
1.5.2 Kumlama	19
1.5.3 Frezle Pürüzlendirme	19
1.5.4 Lazerle Pürüzlendirme	20
1.5.5 Silan Uygulanması.....	20
1.5.6 Kombine Uygulamalar	21
1.6 YÜZEY İNCELEME YÖNTEMLERİ	21
1.6.1 Profilometre.....	22
1.6.2 Atomik Kuvvet Mikroskobu	23
1.6.3 Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)	25
1.6.4 Stereo Mikroskop.....	26
1.7 AĞIZ ORTAMINI TAKLİT EDEN TESTLER	27
1.7.1 Yaşlandırma Testleri (Termal Döngü).....	27
1.8 BAĞLANMA DAYANIMI VE TEST YÖNTEMLERİ	27
1.8.1 Bağlanma Dayanımı Testleri.....	27
1.8.1.1 Mikro Gerilim Bağlanma Dayanım Testi (Micro-Tensile Bond Strength Test).....	28
1.9 DIŞ HEKİMLİĞİNDE RENK.....	30
1.9.1 Rengin Algılanması	30
1.9.1.1 Işık Kaynağı.....	30
1.9.1.2 Cisim.....	31
1.9.1.3 Gözlemci.....	32
1.9.2 Renk Sistemleri	32
1.9.2.1 Munsell Renk Sistemi	32

1.9.2.1.1 Hue	33
1.9.2.1.2 Value.....	33
1.9.2.1.3 Chroma	33
1.9.2.2 CIE L*a*b* Renk Sistemi	34
1.9.3 Renk Tespit Yöntemleri.....	35
1.9.3.1 Görsel Renk Tespiti	35
1.9.3.2 Dijital Renk Tespiti.....	36
1.9.3.2.1 Kolorimetre.....	36
1.9.3.2.2 Spektrometre.....	36
1.9.3.2.3 Spektrofotometre	36
1.9.3.2.4 Dijital Fotoğraf Makineleri.....	37
2 GEREÇLER VE YÖNTEM	39
2.1 MİKRO-GERİLİM DAYANIM TESTİ	42
2.1.1 CAD\CAM Bloklarından Örneklerin Hazırlanması.....	42
2.1.2 Örneklerin Yarısının Termal Döngü İle Yaşlandırılması	44
2.1.3 Örnekler Farklı Yüzey İşlemlerinin Uygulanması.....	45
2.1.4 Bütün Gruplardaki Örneklerin Yarısına Silan Uygulanması.....	49
2.1.5 Bonding Ajanının ve Kompozit Resinin Uygulanması.....	51
2.1.6 Örneklerden Genişliği ve Uzunluğu 1 mm Olacak Şekilde Çubuklar Elde Edilmesi.....	54
2.1.7 Örneklerin Termal Döngü İle Yaşlandırılması	54
2.1.8 Örneklerin Mikro-Gerilim Dayanım Testinin Yapılması	55
2.1.9 Kırılan Örneklerin Stereo Mikroskopta Görüntülenmesi	57
2.1.10 İstatistiksel Olarak Verilerin Değerlendirilmesi	57
2.2 ÖRNEKLERİN YÜZEY PÜRÜZLÜLÜKLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ	60
2.2.1 CAD\CAM Bloklarından Örneklerin Hazırlanması.....	60
2.2.2 Örnekler Farklı Yüzey İşlemlerinin Uygulanması.....	60
2.2.3 Örneklerin Yüzeyinin Stereo Mikroskobunda Görüntülenmesi	62
2.2.4 Örneklerin Yüzey Pürüzlülüklerinin Profilometre Değerlendirilmesi...	62

2.2.5	Örneklerin Yüzey Pürüzlülüklerinin Atomik Kuvvet Mikroskopunda Değerlendirilmesi.....	63
2.2.6	Örneklerin Yüzey Pürüzlülüklerinin SEM Değerlendirilmesi.....	65
2.2.7	İstatistiksel Olarak Verilerin Değerlendirilmesi.....	66
2.3	ÖRNEKLERİN RENK STABİLİTESİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ.....	68
2.3.1	CAD\CAM Bloklarından Ve Kompozit Rezinden Örneklerin Hazırlanması.....	68
2.3.2	Örneklerin Termal Döngü İle Yaşlandırılması.....	68
2.3.3	Örneklerin Renklerinin Spektrofotometre İle Ölçülmesi.....	69
2.3.4	İstatistiksel Olarak Verilerin Değerlendirilmesi.....	70
3	BULGULAR.....	72
3.1	MİKRO GERİLİM BAĞ DAYANIM TESTİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ .	72
3.1.1	Kırık Tiplerinin Stereomikroskopta İncelenmesi.....	83
3.2	ÖRNEKLERİN YÜZEY PÜRÜZLÜLÜKLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ.....	84
3.2.1	Örneklerin Stereo Mikroskopta İncelenmesi.....	85
3.2.2	Örneklerin AFM Görüntülerinin İncelenmesi.....	88
3.2.3	Örneklerin Sem Görüntülerinin İncelenmesi.....	91
3.3	ÖRNEKLERİN RENK DEĞİŞİM DEĞERLERİNİN (ΔE) DEĞERLENDİRİLMESİ.....	97
4	TARTIŞMA VE SONUÇ.....	102
5	KAYNAKLAR.....	134
6	ÖZGEÇMİŞ.....	146

ÖNSÖZ

Tüm eğitim hayatım boyunca bilgilerini ve yardımlarını benden esirgemeyen, klinik anlamda kendisinden çok şey öğrendiğim ve iyi bir akademisyen olma yolunda bana ışık tutan çok değerli tez danışmanım Dr. Öğr. Üyesi Yusuf BAYRAKTAR'a,

Uzmanlık eğitimim süresince her zaman büyük desteğini gördüğüm, bana sabır, içtenlik ve özveriyle her konuda yol gösteren Prof. Dr. Çiğdem ÇELİK'e,

Üniversite'nin bana kattığı hem bir arkadaş hem bir hoca, bütün dertlerimi paylaştığım, geri dönüp bakınca hep gülerek hatırladığım, bana her konuda yardımcı olan Dr. Öğr. Üyesi Selmi YARDIMCI YILMAZ, Alican BULUT ve Uzm. Dr. Barış YILMAZ'a,

Birlikte geçirdiğimiz süre boyunca birbirimize destek olduğumuz, uzmanlık eğitimimi kolaylaştıran, dertlerimizi de mutluluklarımızı da hep birlikte yaşadığımız çok kıymetli araştırma görevlisi arkadaşlarıma,

Lisans Eğitimi aldığım Gazi Üniversitesi'nde bir ömür boyu arkadaşlıklarımızın devam edeceği canım dostlarıma,

Hayatım boyunca beni her konuda destekleyen ve hiçbir fedakarlıktan kaçınmayan çok değerli aileme,

Tüm kalbimle teşekkür ederim.

SİMGELER VE KISALTMALAR

CAD/CAM	: Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing
mm	: Milimetre
M.Ö.	: Milattan önce
yy	: Yüzyıl
$K_2OAl_2O_36SiO_2$: Potasyum alümina silikat
$Na_2OAl_2O_36SiO_2$: Sodyum alümina silikat
$Al_2O_32SiO_22H_2O$: Kaolin
K_2O	: Potasyum oksit
Na_2O	: Sodyum oksit
MgO	: Magnezyum oksit
Ba_2O	: Baryum oksit
Al_2O_3	: Alüminyum oksit
Ti	: Titanyum
Mn	: Manganez
Fe	: Demir
Co	: Kobalt
Cu	: Bakır
°C	: Santigrat derece
nm	: Nanometre
RNC	: Rezin nano seramik
MPa	: Megapascal
SiO_2	: Silisyum dioksit
B_2O_3	: Bor oksit
Zr_2O	: Zirkonyum oksit
CaO	: Kalsiyum oksit

ANOVA	: Varyans analizi (Analysis of variance)
Bis-GMA	: Bisfenol A diglisidil metakrilat
UDMA	: Üretan dimetakrilat
TEGDMA	: Trietilen glikol dimetakrilat
PMMA	: Polimetilmetakrilat
μm	: Mikron, mikrometre
sn	: Saniye
LED	: Light emitting diode
p	: Anlamlılık düzeyi
3D	: Üç boyutlu
AFM	: Atomik kuvvet mikroskobu (Atomic Force Microscope)
SEM Microscope)	: Taramalı Elektron Mikroskobu (Scanning Electron
Er;Cr:YSGG	: Erbiyum, Chromium: Yttrium Scandium Gallium Garnet
Er; YAG	: Erbium: Yttrium Aluminium Garnet
Nd: YAG	: Neodymium: Yttrium Aluminium Garnet
CO ₂	: Karbondioksit
ISO	: Uluslararası Standardizasyon Örgütü (International Organization or Standardization)
mm ²	: Milimetrekare
Maks	: Maksimum
Min	: Minimum
MPa	: Megapascal
MDP	: 10-Metakriloiloksidodesil dihidrojen fosfat
MPS	: 3-Metakriloksipropil-trimetoksisilan
N	: Newton
HEMA	: 2- hidroksietil dimetakrilat
ΔE	: Renk değişim farkı

ŞEKİLLER

Şekil 1.1: Geleneksel Yöntem ve Cad/Cam Tekniğinin Karşılaştırılması (Ersu ve Ark. 2008).....	12
Şekil 1.2: Silanın Kompozit ve Porselenle Yaptığı Bağın Formülü	21
Şekil 1.3: Ra parametresi diagramı (Whitehead ve ark. 1995)	22
Şekil 1.4: AFM'yi oluşturan yapıların şematize edilmesi.....	25
Şekil 1.5: Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) çalışma prensibi (Goldstein ve ark. 2017)	26
Şekil 1.6: Çubuk ve kum saati şeklindeki kesitler (Armstrong ve ark. 2010)	29
Şekil 1.7: Elektromanyetik Enerji Spektrumu (Suliman 2005).....	31
Şekil 1.8: Munsell Renk Skalası (Sikri 2010).....	33
Şekil 1.9: CIE L* a* b* Renk Skalası (Ragain 2016).....	34
Şekil 1.10: Vita Easy Shade spektrofotometre (Vita Zahnarzt, Almanya)	37
Şekil 2.11: Microcut 201	42
Şekil 2.12: Örneklerin Boyutunun Ayarlanması	43
Şekil 2.13: Zımpara Makinesi	43
Şekil 2.14: CAD/ CAM bloklardan dilimler elde edilmesi.....	44
Şekil 2.15: Termal Döngü Cihazı.....	44
Şekil 2.16: Frez ile Pürüzlendirme İşlemi.....	45
Şekil 2.17: Lazer Parametreleri.....	46
Şekil 2.18: Er: Cr; YSGG Lazer ile Pürüzlendirme İşlemi	47
Şekil 2.19: GC Seramik Primer II.....	50
Şekil 2.20: Silan Uygulanması	50
Şekil 2.21: CAD/CAM bloğuna adeziv ve kompozit rezin uygulanması	52
Şekil 2.22: Universal Single Bond	52
Şekil 2.23: Filtek Ultimate	53
Şekil 2.24: LED ışık cihazı	53
Şekil 2.25: Uzunluğu ve Genişliği 1 mm Olacak Şekilde Hazırlanan Çubuk Şeklindeki Örnekler.....	54
Şekil 2.26: Mikro- Gerilim Dayanım Test Cihazı.....	55
Şekil 2.27: Örneğin Test Cihazına Yerleştirilmesi	56
Şekil 2.28: Örneğin Kırılması	56

Şekil 2.29: CAD/CAM Bloklarından Dilimler Elde Edilmesi.....	60
Şekil 2.30: Profilometre Cihazı.....	62
Şekil 2.31: Pürüzlülük Ölçümü.....	63
Şekil 2.32: Atomik Kuvvet Mikroskobu.....	64
Şekil 2.33: Örneğin Mikroskoba Yerleştirilmesi.....	64
Şekil 2.34: Taramalı Elektron Mikroskobu.....	65
Şekil 2.35: Paladyum ile Kaplanan Örnekler SEM Cihazına Yerleştirilmesi.....	66
Şekil 3.36: Tip 1 kırık.....	83
Şekil 3.37: Tip 2 Kırık.....	83
Şekil 3.38: Tip 3 Kırık.....	84
Şekil 3.39: Vita Enamic materyalinin kontrol grubunun steromikroskop görüntüsü	85
Şekil 3.40: Vita Enamic materyalinin frez ile pürüzlendirme grubunun steromikroskop görüntüsü.....	86
Şekil 3.41: Vita Enamic materyalinin Er: Cr; YSGG lazer ile pürüzlendirme grubunun steromikroskop görüntüsü.....	86
Şekil 3.42: Lava Ultimate materyalinin kontrol grubunun steromikroskop görüntüsü.....	87
Şekil 3.43: Lava Ultimate materyalinin frez ile pürüzlendirme grubunun steromikroskop görüntüsü.....	87
Şekil 3.44: Lava Ultimate materyalinin Er: Cr; YSGG lazer ile pürüzlendirme grubunun steromikroskop görüntüsü.....	88
Şekil 3.45: Vita Enamic Materyallerinin Kontrol Grubunun AFM deki 3 Boyutlu Görüntüsü.....	89
Şekil 3.46: Vita Enamic Materyallerinin Frez İle yüzey işlemi yapılan Grubun AFM deki 3 Boyutlu Görüntüsü.....	89
Şekil 3.47: Lava Ultimate Materyallerinin Kontrol Grubunun AFM deki 3 Boyutlu Görüntüsü.....	90
Şekil 3.48: Lava Ultimate materyallerinin Frez İle yüzey işlemi yapılan Grubun AFM deki 3 Boyutlu Görüntüsü.....	90
Şekil 3.49: Vita Enamic materyalinin kontrol grubunun SEM de x100 büyütmedeki görüntüsü.....	91
Şekil 3.50: Vita Enamic materyalinin kontrol grubunun SEM de x1000 büyütmedeki görüntüsü.....	92

Şekil 3.51: Vita Enamic materyalinin frezle pürüzlendirme grubundaki SEM de x100 büyütmedeki görüntüsü.....	92
Şekil 3.52: Vita Enamic materyalinin frezle pürüzlendirme grubundaki SEM de x1000 büyütmedeki görüntüsü.....	93
Şekil 3.53: Vita Enamic materyalinin Er: Cr; YSGG lazer ile pürüzlendirme grubundaki SEM de x100 büyütmedeki görüntüsü.....	93
Şekil 3.54: Vita Enamic materyalinin Er: Cr; YSGG lazer ile pürüzlendirme grubundaki SEM de x1000 büyütmedeki görüntüsü.....	94
Şekil 3.55: Lava Ultimate materyalinin kontrol grubunun SEM de x100 büyütmedeki görüntüsü.....	94
Şekil 3.56: Lava Ultimate materyalinin kontrol grubunun SEM de x1000 büyütmedeki görüntüsü.....	95
Şekil 3.57: Lava Ultimate materyalinin frezle pürüzlendirme grubundaki SEM de x100 büyütmedeki görüntüsü.....	95
Şekil 3.58: Lava Ultimate materyalinin frezle pürüzlendirme grubundaki SEM de x1000 büyütmedeki görüntüsü.....	96
Şekil 3.59: Lava Ultimate materyalinin Er: Cr; YSGG lazer ile pürüzlendirme grubundaki SEM de x100 büyütmedeki görüntüsü.....	96
Şekil 3.60: Lava Ultimate materyalinin Er: Cr; YSGG lazer ile pürüzlendirme grubundaki SEM de x1000 büyütmedeki görüntüsü.....	97

TABLOLAR

Tablo 1.1: Kompozit Rezinlerin Partikül Büyüklüklerine Göre Sınıflandırılması (Altun 2005)	16
Tablo 1.2: ΔE değerleri ve klinik renk toleransı (O'Brien 2002).....	35
Tablo 2.3: Araştırmada kullanılan cihazlar	39
Tablo 2.4: Araştırmada kullanılan sarf malzemeler	40
Tablo 3.5: Vita Enamic Materyalinin Gruplara Göre Bağlanma Dayanım Ortalamaları	73
Tablo 3.6: Lava Ultimate Materyalinin Gruplara Göre Bağlanma Dayanım Ortalamaları.....	74

Tablo 3.7: Yaşlandırma İşlemi Uygulanan Kontrol Grubu Olan Vita Enamic ve Lava Ultimate Materyallerin Bağlanma Dayanım Ortalamaları.....	76
Tablo 3.8: Yaşlandırma İşlemi Uygulanmayan, Kontrol Grubu Olan Vita Enamic ve Lava Ultimate Materyallerinin Bağlanma Dayanım Ortalamaları.....	76
Tablo 3.9: Yaşlandırma İşlemi Uygulanan, Frez ile Yüzey İşlemi Yapılan Vita Enamic ve Lava Ultimate Materyallerin Bağlanma Dayanım Ortalamaları	76
Tablo 3.10: Yaşlandırma İşlemi Uygulanmayan, Frez ile Yüzey İşlemi Yapılan Vita Enamic ve Lava Ultimate Materyallerin Bağlanma Dayanım Ortalamaları.....	77
Tablo 3.11: Yaşlandırma İşlemi Uygulanan, Lazer ile Yüzey İşlemi Yapılan Vita Enamic ve Lava Ultimate Materyallerin Bağlanma Dayanım Ortalamaları.....	77
Tablo 3.12: Yaşlandırma İşlemi Uygulanmayan, Lazer İle Yüzey İşlemi Yapılan Vita Enamic ve Lava Ultimate Materyallerin Bağlanma Dayanım Ortalamaları.....	77
Tablo 3.13: Yaşlandırma İşlemi ve Silan Uygulanan, Kontrol Grubu Olan Vita Enamic ve Lava Ultimate Materyallerin Bağlanma Dayanım Ortalamaları	78
Tablo 3.14: Yaşlandırma İşlemi Uygulanmayan, Silan Uygulanan, Kontrol Grubu Olan Vita Enamic ve Lava Ultimate Materyallerin Bağlanma Dayanım Ortalamaları	78
Tablo 3.15: Yaşlandırma İşlemi ve Silan Uygulanan, Frez ile Yüzey İşlemi Yapılan Vita Enamic ve Lava Ultimate Materyallerin Bağlanma Dayanım Ortalamaları.....	78
Tablo 3.16: Yaşlandırma İşlemi Uygulanmayan, Silan Uygulanan, Frez ile Yüzey İşlemi Yapılan Vita Enamic ve Lava Ultimate Materyallerin Bağlanma Dayanım Ortalamaları.....	79
Tablo 3.17: Yaşlandırma İşlemi ve Silan Uygulanan, Lazer ile Yüzey İşlemi Yapılan Vita Enamic ve Lava Ultimate Materyallerin Bağlanma Dayanım Ortalamaları.....	79
Tablo 3.18: Yaşlandırma İşlemi Uygulanmayan, Silan Uygulanan, Lazer ile Yüzey İşlemi Yapılan Vita Enamic ve Lava Ultimate Materyallerin Bağlanma Dayanım Ortalamaları.....	79
Tablo 3.19: Kırılma Dağılımları	80
Tablo 3.20: Gruplara Göre Pürüzlendirme Ortalamaları	84
Tablo 3.21: Renk Ölçümlerinin Gruplara Göre Ortalamaları	99

GRAFİKLER

Grafik 3.1: Vita Enamic Materyaline Ait Gruplarının Bağlanma Dayanımı Değerlerini Gösteren Saplı Kutu Grafiği	73
Grafik 3.2: Lava Ultimate Materyaline Ait Gruplarının Bağlanma Dayanımı Değerlerini Gösteren Saplı Kutu Grafiği	75
Grafik 3.3: Vita Enamic Ve Lava Ultimate Materyallerinin Kuvvet Ortalamaları.....	75
Grafik 3.4: Kırılma Tiplerinin Dağılımı (Tip 1: Adeziv kırık, Tip 2: kohesiv kırık, Tip 3: Mix kırık)	77
Grafik 3.5: Gruplara Göre Pürüzlendirme Ortalamaları	85
Grafik 3.6: Renk Ölçümlerinin Gruplara Göre Ortalamaları	98

ÖZET

Amaç: Kompozit rezinlerle tamir edilebilen CAD/CAM blokların tamir kapasitesi bazı faktörlerle ilişkilidir. Bu çalışmanın amacı; iki farklı CAD/CAM bloktan elde edilen, termal yaşlandırma işlemi uygulanmış ve uygulanmamış örnekler üç farklı yüzey işlemi uygulayarak kompozit rezinle bağlanabilme kapasitelerini mikrotensile testi ile değerlendirmektir. Tamir işlemleri için silanlı ve silansız gruplar oluşturulacak ve universal adeziv sistemlerle tamir edilen CAD/CAM bloklarda bağ dayanımına silanın etkisi de değerlendirilecektir. Aynı zamanda kompozit rezin ile tamir edilen iki farklı CAD/CAM bloğun renklendirici bir solüsyonda bekletilmesinden sonra CAD/CAM blok ve kompozit rezin arasındaki olası renk uyumsuzluğunun değerlendirilmesi de amaçlanmaktadır.

Materyaller ve yöntemler: Çalışmanın birinci kısmında; Lava Ultimate ($n_{Lava} = 12$) ve Vita Enamic ($n_{Vita} = 12$) CAD/CAM blokları kullanılarak 4 mm yüksekliğinde toplam 24 örnek hazırlandı. Örneklerin yarısına termal döngü (10000 termal döngü) işlemi uygulandı. Daha sonra bütün örnekler üç farklı yüzey işlemi (Er, Cr: YSGG lazer, frez ve kontrol) uygulandı. Termal döngü işlemi görmüş ve görmemiş örneklerin yarısı, universal bir adeziv (Single Bond Universal, 3M ESPE, ABD) ve bir nanofil kompozit rezin (Filtek Ultimate, 3M ESPE, ABD) kullanılarak restore edildi. Örneklerin diğer yarısı da aynı prosedüre ek olarak silan da kullanılarak restore edildi. Her grup için mikro-gerilim bağ dayanım testinde test edilmek üzere en az 20 çubuk şeklindeki örnek (1x1x8 mm) bir mikro kesme cihazı kullanılarak hazırlandı ve mikro-gerilim bağ dayanım testi yapıldı. Çalışmanın ikinci kısmında; Lava Ultimate ($n_{Lava} = 36$) ve Vita Enamic ($n_{Vita} = 36$) CAD/CAM blokları kullanılarak 1,2 mm yüksekliğinde toplam 72 örnek hazırlandı. Örnekler rastgele 3 farklı gruba ayrıldı ve örnekler üç farklı yüzey işlemi uygulandı. Yüzey işlemi uygulanan örneklerin pürüzlülüğü profilometre, AFM ve SEM cihazları ile değerlendirildi. Çalışmanın son kısmında; Lava Ultimate ($n_{Lava} = 24$), Vita Enamic ($n_{Vita} = 24$) CAD/CAM blokları ve Filtek Ultimate nanofil kompozit rezin ($n_{Filtek}=24$) kullanılarak 2 mm yüksekliğinde toplam 72 örnek hazırlandı. Örneklerin yarısı distile suda diğer yarısı kahve solüsyonunda bekletilerek 1, 7, 14 ve 28. günlerdeki renk değişim farkları bir spektrofotometre (Vita EasyShade, Vita, Almanya) ile değerlendirildi. Veriler SPSS 22.0 (Statistical Package

for Social Sciences for Windows version 22.0) programı kullanılarak analiz edildi. İki grup arasındaki farklar bağımsız grup t-testi ile analiz edildi. İki'den fazla bağımsız grup arasında niceliksel sürekli verilerin karşılaştırılmasında Tek yönlü Anova testi kullanıldı. Anova testi sonrasında farklılıkları belirlemek üzere tamamlayıcı post-hoc analizi olarak Scheffe testi kullanıldı ($p < 0.05$).

Bulgular: Lazer ile yüzey işleme yapılan gruplarda pürüzlülük değerleri yüksek bulundu ($p < 0.05$). Bu sonuç AFM ve SEM analizi ile desteklendi. Termal döngü uygulanmış ve uygulanmamış gruplar arasında mikro-gerilim bağ dayanımı test değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p > 0,05$). Frez ile yüzey işleme yapılmış Lava Ultimate grubu (LB1), frez ile yüzey işleme yapılmış Vita Enamic grubuna göre (EB1) daha yüksek bağlanma değeri gösterirken; lazer ile yüzey işleme yapılmış Vita Enamic grubu (EC1), lazer ile yüzey işleme yapılmış Lava Ultimate grubuna (LC1) göre daha yüksek bağlanma değeri gösterdi ($p < 0.05$). En yüksek bağlanma değeri silan uygulanan, frez ile yüzey işleme yapılan Vita Enamic grubunda (EB2+S) bulundu. Silan uygulanan gruplar, silan uygulanmayan gruplara göre daha yüksek bağlanma değeri gösterirken üç grup dışında (EA1+S, EB1+S, EB2+S) bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p > 0,05$). Kahve solüsyonunda bekletilen örnekler distile suda bekletilen örneklere göre daha fazla renk değişimi gösterdi. Kahve solüsyonunda bekletilen kompozit rezin örnekler 28. gün sonunda bütün diğer örneklerden daha fazla renklenme gösterdi ($p < 0.05$). Vita Enamic ve Lava Ultimate bloklardan elde edilen örneklerin 28. gün sonundaki renk değişimleri benzer bulundu ($p > 0.05$).

Sonuç: Hibrit ve nano-seramik CAD/CAM bloklar farklı yüzey işlemleri sonrasında kompozit rezinlerle tamir edilebilirler. Tamir işlemleri sırasında silan ve/veya silanlı bir adeziv sistem kullanılması bağlanma değerini artırır. Termal yaşlandırma sonrasında tamir edilen örneklerin bağlanma değerlerinde anlamlı bir değişiklik saptanmamıştır ve bu bilgi doğrultusunda, CAD/CAM bloklar uzun dönem geçtikten sonra bile tamir edilebilir. Ancak tamir edilen CAD/CAM bloklar ile tamirde kullanılan nanofil kompozit arasında ilerleyen dönemlerde renk farklılıklarının oluşması muhtemeldir.

Anahtar Kelimeler: CAD/CAM blok, Er, Cr; YSGG lazer yüzey işleme, mikrotensile, renk, pürüzlülük

SUMMARY

Aim: CAD/CAM hybride blocks can be repair with composite resins and repair capacity of these blocks are related to some factors. The aim of this study is to evaluate the capacity of composite resin bonding with microtensile test by applying three different surface treatments two different CAD/CAM blocks which thermal cycling applied and not applied. The silane and silane groups will be formed for repair operations and the effect of silane on bond strength will be evaluated in CAD/CAM blocks repaired by universal adhesive systems. It is also aimed to evaluate possible color discrepancy between CAD/CAM block and composite resin after two different hybrid CAD/CAM blocks repaired with composite resin are stored in a colorant solution.

Material and methods: In the first part of our study; totally 24 specimens 4 mm height were prepared using Lava Ultimate ($n_{Lava}=12$) and Vita Enamic ($n_{Vita}=12$) CAD/CAM blocks. Half of the specimens were thermocycled for each group (10000 thermocycle). Specimens were surface treated with 3 different method (Er, Cr: YSGG laser, bur and control). While half of the thermocycled and non-thermocycled specimens were restored with using a universal bonding agent (Single Bond Universal, 3M ESPE) and a nanofill composite resin (Filtek Ultimate, 3M ESPE) silane was used at the other half in addition to the same procedure. At least 20 bar specimens for each group (1x1x8 mm) were prepared using a microcut and microtensile test were performed. In the second part of our study; totally 72 specimens 1.2 mm height were prepared using Lava Ultimate ($n_{Lava}=36$) and Vita Enamic ($n_{Vita}=36$) CAD/CAM blocks. Specimens were surface treated with 3 different method (Er, Cr: YSGG laser, bur and control) and the surface roughness was evaluated in profilometer AFM and SEM. In the last part of our study; totally 72 specimens 2 mm height were prepared using Lava Ultimate ($n_{Lava}=36$) and Vita Enamic ($n_{Vita}=36$) CAD/CAM blocks. Half of the samples were immersed in distilled water and the other half in the coffee solution and color change differences on the 1st, 7th, 14th and 28th days were evaluated by spectrophotometer (EasyShade). Data were analyzed by using SPSS 22.0 software (Statistical Package for Social Sciences for Windows version 22.0). Differences between the two groups were analyzed by independent group t-test. One-way Anova test was used to compare quantitative continuous data between more than two independent groups.

Scheffe test was used as complementary post-hoc analysis to determine the differences after the Anova test ($p < 0.05$).

Results: Roughness values were found higher at laser treated surfaces ($p < 0.05$) and supported with AFM and SEM analyzes. Microtensile test values were not statistically significant between the thermal cyclic and untreated groups. ($p > 0.05$). While Lava Ultimate group (LB1), which was surface treated with a bur, showed a higher bond strength than Vita Enamic group (EB1), which was surface treated with a bur; Vita Enamic group (EC1), which was surface treated with laser, showed higher bond strength than Lava Ultimate group (LC1) which was surface treated with laser ($p < 0.05$). The highest bond strength was found in the Vita Enamic group (EB2+S), which was applied with silane and surface treatment with a bur. Silane used groups showed higher bond strength values than silane untreated groups; this difference was not statistically significant except for the three groups (EA1+S, EB1+S, EB2+S) ($p > 0.05$). Specimens immersed in coffee solution showed more color change than specimens immersed in distilled water. Composite resin specimens which were immersed in coffee solution showed more discoloration than all other specimens at the end of 28th day ($p < 0.05$). The color changes at the end of the 28th day of the specimens obtained from Vita Enamic and Lava Ultimate blocks were similar ($p > 0.05$).

Conclusion: Hybrid and nano-ceramic CAD/CAM blocks can be repaired with composite resins after different surface treatments. The use of an adhesive system with a silane and / or only silane during repair increases the bond strength. No significant change was observed in the bond strength of the specimens which thermal cycling was applied and in accordance with this information, the CAD/CAM blocks can be repaired even after a long period of time. However, it is likely that color differences will occur between repaired CAD/CAM blocks and the nanofill composite used in repair.

Keywords: CAD/CAM block, Er, Cr; YSGG laser surface treatment, microtensile, color, roughness.

1 GİRİŞ

Diş hekimliğinde estetik beklentilerin artması sebebiyle tam seramik restorasyonlar daha sık kullanılmaya başlamıştır. Tam seramik restorasyonlarda; porseleni destekleyerek mekanik özelliklerini güçlendirmek amacıyla farklı altyapılar kullanılmaktadır (Denry ve Kelly 2008, Örtorp ve ark. 2009). Günümüzdeki seramik yapılarıdaki gelişmeler nedeniyle daha dayanıklı restorasyonlar elde edilmektedir (Shenoy ve Shenoy 2010, Wang ve ark. 2013).

Seramik restorasyonlar; döküm, refraktör day, ısı ile presleme ve CAD/CAM (Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing) sistemi gibi tekniklerle üretilmektedir (Tutal ve ark. 2015). Uzun laboratuvar aşamaları gerektiren diğer tekniklerin aksine CAD/CAM sistemleri ile hasta başında ve tek seansta restorasyon yapılabilir (De Nisco ve Dentb 2002). Ayrıca CAD/CAM teknolojisi ile restorasyon üretimi; iş gücünün azaltılması, üretim maliyetlerinin düşürülmesi ve yeni materyallerin kullanılabilmesine olanak tanınması gibi avantajlara da sahiptir (Miyazaki ve ark. 2009).

Günümüzdeki teknolojik gelişmelere rağmen; seramikle yapılan restorasyonlarda kırılmalar meydana gelebilmektedir. Seramikte meydana gelen bu kırılma, her zaman restorasyonun tamamen bozulmasına neden olmamaktadır (Burke 2002).

Seramik materyallerine ağız içinde yeni seramik ilavesi mümkün değildir. Daimî simante edilmiş restorasyonun ağızdan çıkarılması ve laboratuvar aşamalarında çeşitli komplikasyonların gelişebilmesi söz konusudur. Bu durum; ağız içi porselen tamir yöntemlerinin geliştirilmesi için bir sebep olmuştur. Kırılmış restorasyonu ağızdan çıkarmadan tamir edebilmek hasta ve hekim için rahat, kolay ve memnuniyet verici bir durumdur (Kümbüloğlu Övül ve Tomurcuk 2003, Nuray ve ark. 2006b). Böylece restorasyonun ağızdan çıkarılması sırasında yaşanabilecek ağrı, dişlerde oluşabilecek harabiyet, zaman kaybı gibi komplikasyonlar önlenmiş olur (Nuray ve ark. 2006b)

Restorasyonun tamirindeki temel amaç fonksiyon ve estetiğin yeniden kazandırılmasıdır (Özcan 2003). Dental materyallerin bağlanma kuvvetlerini ağız içi ve çevre dokularında karşılaştığı stresler altında değerlendirmek malzemenin klinik

seyri açısından oldukça önemlidir. Bu nedenle in-vitro çalışmalarda in-vivo koşul ve ortamı olabildiğince taklit edebilmek gerekir (Atsu ve ark. 2006b).

Porselen tamirinin başarısı porselen ile kompozit rezin materyali arasındaki bağlanma kuvveti ile ilişkilidir (Kümbüloğlu Övül ve Tomurcuk 2003). Herhangi bir bağlanma işleminde başarıya ulaşabilmek için iki aşamaya dikkat etmek gerekmektedir. Birinci aşama bağlanılacak yüzeyin uygun şekilde hazırlanması, ikinci aşama ise kaliteli bir rezin sisteminin doğru bir şekilde uygulanmasıdır (Raposo ve ark. 2009) Son yıllarda firmalar tarafından piyasaya sürülen bir rezin nano-seramik CAD/CAM blok (Lava Ultimate, 3M ESPE, ABD) ve polimer infiltre edilmiş seramik CAD/CAM blok (Vita Enamic, Vita Zahnfabrick, ALMANYA) adını alan CAD/CAM materyaller aynı zamanda rezin ve porselen materyalin bir arada bulunduğu hibrit materyaller olarak karşımıza çıkmaktadır ve tamir kapasitelerinin tam seramik sistemlere göre daha fazla olabileceği düşünülmektedir (Lise ve ark. 2017a). Farklı yüzey işlemlerinin, termal siklus işlemlerinin ve silan uygulamasının bu materyallerin kompozit rezinlerle tamir edilebilme kapasiteleri üzerindeki etkileri merak konusudur.

1.1 DENTAL SERAMİKLER

1.1.1 Dental Seramiklerin Tarihçesi

Silikat yapısında bir materyal olan seramik; Yunanca “topraktan yapılan madde, çömlek, yakılmış olan” anlamına gelen “keramikos, keramenes” kelimelerinden köken almaktadır (Rosenblum ve Schulman 1997, Yavuzyılmaz ve ark. 2005).

Seramik çok eski çağlardan beri kullanılan bir materyaldir (Korkmaz 2014). Çekoslovakya’da tarihi M.Ö. 23.000’li yıllara ait kil esaslı seramik objelerin bulunması, ilk insanların kil, kum ve cam malzemelerini ısı ile işleyerek kullanabildiklerini göstermektedir (Wildgoose ve ark. 2004b). Mezopotamya ve Asur uygarlıklarında seramik yapı malzemesi olarak kullanılmıştır (Korkmaz 2014). İlk gelişmiş seramikler M.S. 1000 yıllarında Çin’de kullanılmaya başlamıştır. 17.yy başlarında seramik formülünün Avrupalılar tarafından keşfinden sonra seramik üzerine çalışmalar başlamış olup (Jones 1985), Osmanlı imparatorluğu döneminde seramik; dekorasyon işlemlerinde ve çinicilikte yaygın bir kullanım alanı bulmuştur.

Diş hekimliğinin “babası” olarak kabul edilen Pierre Fauchard, 1728 yılında yazdığı “Le Chirurgien Dentiste, ou Traité des Dents” isimli kitapta porselenin mine

ve dişeti rengini taklit edebileceğini öngörmüş ve diş hekimliği alanında kullanılabileceğini belirtmiştir (Maloney ve Maloney 2009, TUTAL ve ark. 2015). Eczacı Alexis Duchateau ve diş hekimi Nicholas Dubois de Chemant 1774 yılında ilk porselen dişleri üretmiş ve 1791 yılında yapay diş içeriğinin patentini almışlardır (Kelly ve ark. 1996). Dr. Charles Land 1886 yılında platin yaprak üstüne feldspatik porseleni işleyerek porselenin sabit protezlerde kullanımının öncüsü olmuştur. Land jaket kron patentini 1889 yılında almıştır (Rosenstiel ve ark. 2006). Mc Lean ve Hughes 1965 yılında alt yapısı %40-50 oranında alümina kristalleri ile kuvvetlendirilmiş jaket kron yapımını geliştirerek günümüzde kullanılan tam porselen sistemlerinin temelini oluşturmuşlardır (McLean ve ark. 1979, Wildgoose ve ark. 2004a). 1986'da Francois Duret tarafından dental restorasyonlarda CAD/CAM (Computer Aided Design-Computer Aided Manufacturing) tekniği geliştirilmiştir. Günümüze en yakın CAD/CAM sistemi Japonya'da 1988 yılında Kimura, Sohmura ve Watanabe tarafından geliştirilmiştir (Kimura ve ark. 1989).

1.1.2 Dental Seramiklerin Yapısı

Dental seramik; silikat cam, porselen, cam seramik ya da yüksek derecede kristal halinde katı maddeden oluşmaktadır (Anusavice ve ark. 2013). Porselen bir veya birden fazla metalin, metal olmayan bir elementle yaptığı bileşik olarak tanımlanır. Metal olmayan element, matriks görevi gören oksijendir (O). Daha küçük yapıdaki metal ya da yarı metal atomlar, oksijen atomları arasında bulunmaktadır. Seramik kristalinde hem iyonik hem de kovalent bağ özelliğinde atomik bağlar mevcuttur. Bu güçlü bağlar seramiğe stabilite, sertlik, sıcağa ve kimyasal maddelere karşı direnç gibi özellikler kazandırır. Aynı zamanda da bu yapı; seramiğe kırılğan özellik de kazandırmaktadır (Rosenstiel ve ark. 2015). Diş hekimliğinde kullanılan seramikler, yapı olarak dört oksijen (O) atomu ile merkezde yer alan bir silisyum (Si^{+4}) arasında kimyasal bağlar içeren silisyum tetraoksitten (SiO_4) oluşmaktadır. Feldspar, kuartz ve kaolin porselenin temel bileşenleri olup SiO_4 içermektedir (Rosenblum ve Schulman 1997).

1.1.2.1 Feldspar

%75-85 oranı ile porselen içeriğinde en büyük alana sahip olan Feldspar; potasyum alümina silikat ($K_2OAl_2O_36SiO_2$) ve sodyum alümina silikat ($Na_2OAl_2O_36SiO_2$), birleşiminden oluşur (O'Brien 2002, Sakaguchi ve Powers 2012, Kırmalı 2014). Porselene şeffaflık özelliği verir. (Kırmalı 2014).

1.1.2.2 Kuartz

%10-30 oranında bulunan, Silika (SiO_2) yapısına sahip olan kuartz; porselenin ikinci büyük yapı taşıdır. Porselen kitlesine stabilite ve sertlik kazandırır. Fırınlama esnasında oluşabilecek büzülmeyle engeller ve materyale şeffaf bir görünüm kazandırır (Craig ve Powers 1989, Coşkun ve Yaluğ 2002).

1.1.2.3 Kaolin

Porselen tozunda %1-5 oranında bulunur. Kaolin ($Al_2O_32SiO_22H_2O$) sulu alümina silikattır. Porselene opasite verir ve porselen hamurunu şekillendirir (Coşkun ve Yaluğ 2002, Kırmalı 2014).

Potasyum oksit (K_2O), sodyum oksit (Na_2O), magnezyum oksit (MgO), baryum oksit (Ba_2O) gibi oksitler cam modifiye edici ajanlardır. Bu bileşenler cam yapının erime derecesini düşürmek amacıyla kullanılırlar. Diş hekimliğinde kullanılan seramiklerin fırlama sırasında akmaya karşı oldukça dirençli olması gerekmektedir. Bundan dolayı camın viskozitesini ve pişirme derecesini düşürmek amacıyla bu oksitler kullanılmaktadır (Kaminski ve DuPois 2009).

Bir camın sertliği ve viskozitesi, alüminyum oksit (Al_2O_3) ile artırılabilir. Titanyum (Ti), manganez (Mn), demir (Fe), kobalt (Co), bakır (Cu), nikel (Ni) gibi yüksek ısıya dayanıklı metal oksitler ise porselene renk vermek için kullanılmaktadır. Ayrıca seryum oksit, titanyum oksit, zirkonyum oksit ve kalay oksit gibi opaklaştırıcı ajanlar da kullanılmaktadır (Anusavice ve ark. 2013).

1.1.3 Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Formülasyonlarındaki spesifik özelliklerin varlığına dayanarak yapılan güncel bir sınıflamaya göre seramik restoratif materyaller aşağıdaki şekilde kategorize edilmişlerdir (Gracis ve ark. 2015):

1. Cam Matris Seramikler: Cam faz içeren, metalik olmayan inorganik seramik malzemeler
 - a. Feldspatik: (örneğin; IPS Empress Esthetic, IPS Empress CAD, IPS Classic (Ivoclar Vivadent); Vitadur, Vita VMK 68, Vitablocs (Vident))
 - b. Sentetikler:
 - I. Lösit bazlı: [örneğin; IPS d. Sign (Ivoclar Vivadent); Vita VM7, VM9, VM13, (Vident); Noritake EX-3, Cerabien, Cerabien ZR, (Noritake)]
 - II. Lityum disilikat ve türevleri: [örneğin; 3G HS (Pentron Ceramics); IPS e.max CAD, IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent); Obsidian (Glidewell Laboratories); Suprinity (Vita); Celtra Duo (Dentsply)]
 - III. Florapatit bazlı: [örneğin; IPS e.max Ceram, ZirPress, (Ivoclar Vivadent)]
 - c. Cam İnfiltre:
 - I. Alümina [örneğin; In-Ceram Alumina (Vita)]
 - II. Alümina ve magnezyum [örneğin; In-Ceram Spinell (Vita)]
 - III. Alümina ve zirkonya [örneğin; In-Ceram Zirconia (Vita)]
2. Polikristalin Seramikler: Cam faz içermeyen, metalik olmayan inorganik seramik malzemeler.
 - a. Alumina [örneğin; Procera AllCeram (Nobel Biocare); In-Ceram AL]
 - b. Stabilize zirkonya [örneğin; NobelProcera Zirconia (Nobel Biocare); Lava/Lava Plus (3M ESPE); In-Ceram YZ (Vita); Zirkon (DCS); Katana Zirconia ML (Noritake); Cercon ht (Dentsply); Prettau Zirconia (Zirkonzahn); IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent); Zenostar (Wieland)]

c. Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina ve alümina ile güçlendirilmiş zirkonya (örneğin; NANOZR (Panasonic Electric Works))

3. Rezin Matris Seramikler: Porselenler, camlar, seramikler ve cam-seramikler içerebilen, ağırlıklı olarak ısıya dayanıklı inorganik bileşikler içeren polimer matrisler.

a. Rezin nanoseramik (örneğin; Lava Ultimate (3M ESPE); Lava Ultimate, içerisinde resin ve nano dolgular bulunan, piyasada resin nanoseramik (RNC) olarak adlandırılan bir CAD/CAM bloğudur. Bu materyal çapları 20 nm olan silika nano partiküller, 4- 11 nm çaplı zirkonya nano partiküller ve bu nano partiküllerin oluşturduğu nano kümelerden oluşan ağırlıkça yaklaşık %80'lik bir nanoseramik içeriğe sahiptir. İşlenmiş nano parçacıklar, özel bir yöntem kullanılarak bir silan-bağlama ajanı ile muamele edilir. Bu işlevsel silan kimyasal olarak nanoseramik yüzeye ve yüksek oranda polimerize edilmiş resin matrisine bağlanır (Gracis ve ark. 2015, Stawarczyk ve ark. 2015)).

b. Rezin infiltre cam seramik (örneğin; Enamic (Vita); Üretici firma tarafından “hibrit seramik” olarak adlandırılan Vita Enamic tipik olarak bir feldspatik seramik ağı (ağırlıkça %86 / hacimce %75) ve bir polimer ağı (ağırlıkça %14 / hacimce %25) olmak üzere çift ağıdan oluşur. Seramik kısmın spesifik kompozisyonu %58 ile %63 arasında SiO_2 , %20 ile %23 arasında Al_2O_3 , %9 ile %11 arasında Na_2O , %4 ile %6 arasında K_2O , %0,5 ile %2 arasında B_2O_3 , %1'den az Zr_2O ve CaO 'tir. Polimer ağı ise üretan dimetakrilat (UDMA) ve trietilen glikol dimetakrilattan'dan (TEGDMA) oluşur (Gracis ve ark. 2015).

c. Rezin interpenetre matris içerisinde zirkonya-silika seramik (Gracis ve ark. 2015).

1.2 CAD/CAM SİSTEMLERİ

1.2.1 Tanım ve Tarihçe

Bilgisayar destekli tasarım (CAD) ve bilgisayar destekli üretim (CAM) sistemleri; veri toplamak, tasarım ve üretim yapmak için bilgisayarları kullanmaktadır. Bu sistemler endüstri alanında uzun yıllardır yaygın olarak kullanılmasına rağmen, dental

CAD/CAM uygulamaları 1980'li yıllara kadar kullanışlı olmamıştır (Liu ve Essig 2008). Diş hekimliğinde, dental CAD/CAM sistemleri ile ilgili başlıca gelişmeler 1980'li yıllarda gerçekleşmiştir. Mevcut dental CAD/CAM sistemlerinin geliştirilmesi konusunda öncü olmuş başlıca üç kişi vardır. Bunlardan birincisi olan Dr. Francois Duret 1971 yılında ağızdaki dayanak dişin optik bir ölçüsünün alınması ile başlayan bir dizi sistem kullanarak oklüzal yüzeyin fonksiyonel şekli ile kron üretmeye başlamıştır. Ardından fonksiyonel hareketleri de göz önünde bulundurarak uygun bir kron tasarımı ve bilgisayar kontrollü bir freze cihazı kullanarak bir kron üretimi yapmıştır. Daha sonra dünyadaki dental CAD/CAM sistemlerinin gelişimini etkileyen Sopha Sistemi'ni geliştirmiştir (Duret ve Preston 1991, Miyazaki ve ark. 2009).

İkinci isim, ilk ticari CAD/CAM sistemi olan CEREC sisteminin geliştiricisi Dr. Moermann'dır. Dr. Moermann, hazırlanan kavitenin bir ağız içi tarayıcı ile doğrudan ölçüsünü almış ve ardından tasarımını yaparak seramik bir bloktan inley üretmiştir. Tüm bunları kompakt bir makine seti kullanarak hasta başında (chairside) gerçekleştirmiştir. Bu sistemin ortaya çıkışı oldukça yenilikçi bir gelişme olmuştur ve bu sistemin tanıtılmasından sonra CAD/CAM terimi diş hekimliği alanında hızlıca yaygınlaşmaya başlamıştır (Mörmann 1989, Mörmann 2004, Miyazaki ve ark. 2009).

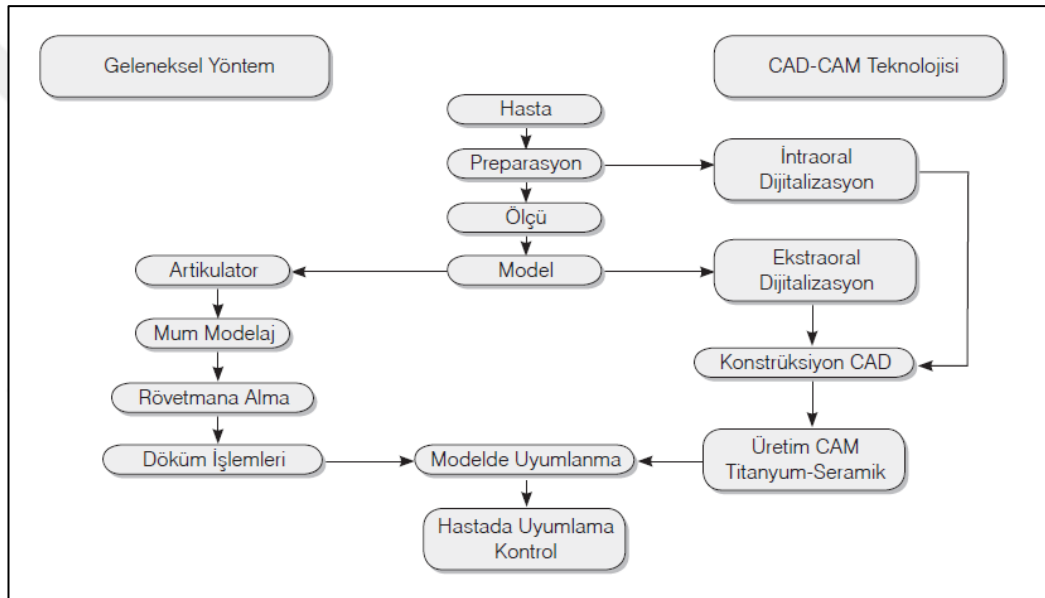
Bir diğer araştırmacı ise Procera'nın geliştiricisi olan Dr. Andersson'dur. Dr. Andersson kıvılcım erozyonu tekniği (spark erosion) ile titanyum altyapı imal etmeye çalışmış ve kompozit veneer restorasyonların üretim süreci içine CAD/CAM teknolojisini dahil etmiştir. Bu sistem daha sonra tam seramik altyapıların üretimi için, bir ağ sistemine bağlı bir üretim merkezi olarak geliştirilmiştir. Bu gibi ağa bağlı üretim sistemleri şu anda dünya çapında birçok şirket tarafından kullanılmaktadır (Andersson ve Odén 1993, Andersson ve ark. 1996, Miyazaki ve ark. 2009).

Standart bir malzeme kalitesi, üretim maliyetlerinde düşüş ve imalat sürecinde standartlaştırılma ihtiyacı gibi faktörler; araştırmacıları 1980'lerden itibaren, geleneksel elle yapılan işlemleri CAD/CAM teknolojisi ile otomatik olarak yapma konusunda teşvik etmiştir. Zaman ilerledikçe restoratif diş hekimliğinde CAD/CAM teknolojisinin kullanımı çarpıcı bir şekilde artmıştır (Witkowski 2005).

1.2.2 CAD/CAM Sistemlerinin Yapısal Elemanları

CAD/CAM sistemleri üç ana bölümden oluşur (Alghazzawi 2016):

1. İlgili alanın ve karşıt bölgesinin ölçüsünü alan bir ağız içi tarayıcı veya geleneksel yöntemle ölçü alınarak elde edilmiş bir alçı modelden sanal ölçü elde eden bir cihaz.
2. Restorasyonların tasarlanmasını ve üretim parametrelerinin belirlenmesini sağlayan bir yazılım.
3. Restoratif bir bloğu kazıyarak restorasyon elde edilmesini sağlayan bir üretim cihazı.



Şekil 1.1: Geleneksel Yöntem ve Cad/Cam Tekniğinin Karşılaştırılması (Ersu ve Ark. 2008)

1.2.3 CAD/CAM Sistemlerinin Avantajları

CAD/CAM teknolojisinin gelişmesiyle birlikte birçok avantaj sağlanmıştır. CAD/CAM sistemleri; üretim prosedürlerinin otomatikleştirilmesini, daha kısa sürede daha kaliteli işler elde edilebilmesini sağlamaktadır. Aynı zamanda; geleneksel, çok aşamalı üretilen restorasyonlarda oluşabilecek teknik hataların en aza indirgenmesi ve çapraz kontaminasyon riskini azaltma potansiyeline sahiptir (Liu 2005).

CAD/CAM sistemleri, tedavi sürecinin tek bir seansta tamamlanabilmesine olanak sağladığı için hem hastalar hem de diş hekimleri açısından zaman tasarrufu

sağlamaktadır. Bununla beraber, fazladan ölçü ve geçici restorasyon ihtiyacını ortadan kaldırdığı için bu aşamalara bağlı klinik problemleri elimine etmekte ve az da olsa maliyet tasarrufu sağlamaktadır (Feuerstein 2004, Davidowitz ve Kotick 2011).

Dental laboratuvarlar da bu teknolojiden faydalanmaktadır. Mum modeller, altyapılar ve restorasyonlar CAD donanımı ve yazılımı kullanılarak büyük bir doğrulukla dental laboratuvarında oluşturulabilmektedir. Tek üye ve köprü altyapıları üretilebilmektedir. Bu altyapılar üzerine geleneksel metal altyapılarda olduğu gibi porselen veya benzeri estetik materyaller yığılarak restorasyonlar yapılabilmektedir. Bu laboratuvar cihazlarının bir kısmı metal köprü altyapıları ve tek üye restorasyonlar da üretebilir, böylece olası döküm güçlükleri ortadan kaldırılabilir. Bu, bir teknisyene olan ihtiyacı ortadan kaldırmaz ancak laboratuvarında bir kişiden alınan verimin artırılmasına olanak sağlamaktadır (Feuerstein 2004).

1.2.4 CAD/CAM Sistemlerinin Dezavantajları

CAD/CAM sistemlerinin en önemli dezavantajlarından biri ekipman maliyeti olup diğer önemli dezavantajı da personel eğitimidir. Bilgisayar destekli restoratif diş hekimliği ile başarılı sonuçlar alabilmek için iyi eğitim görmüş ve motive olmuş bir personel esastır. Başka bir dezavantaj ise derin subgingival marjine sahip dişlerin dijital ortama aktarılmasının zorluğudur. Bu gibi durumlarda geleneksel sabit protezlerde olduğu gibi iyi bir dişeti retraksiyonu yapılması gerekmektedir. Bunlara ek olarak, restorasyonların üretildiği blokların çoğunun monokromatik karakteri nedeniyle bitmiş restorasyonların rengi sorun olabilmektedir. Bu durumu çözebilmek için son zamanlarda polikromatik blokların üretilmesine yönelik yeni yöntemler geliştirilmektedir (Christensen 2001, Davidowitz ve Kotick 2011).

1.2.5 CAD/CAM Sistemlerinin Sınıflandırılması

CAD/CAM sistemleri laboratuvar sistemleri ve hasta başı sistemleri olarak sınıflandırılmıştır.

Laboratuvar sistemleri kendi içerisinde 3'e ayrılır:

1. Kendi tarayıcı ve freze üniteleri olan CAD/CAM sistemleri [örn; Amann Girbach, 3M ESPE, Sirona Dental Systems, Zirkon Zahn, vhf camfacture AG,

Weiland Dental, Pou-Yuen and U-Best Dental, Planmeca, KaVo Dental, Dentsply Prosthetics]

2. Sadece tarayıcısı olan laboratuvar CAD sistemleri [örn; D2000 (3 Shape); Dental Wings 7 series (Dental Wings); IScan D104 (Imetric 3D SA); Ceramill Map (AmannGirrbach); Activity 850 3D (Smart Optics)]
3. Sadece freze cihazı olan CAM sistemleri [örn; Coritec 550i (imes-icore); DWX-50 (Roland DGA Corporation); inLab MC X5 (Sirona); M5 (Zirkonzahn); Tizian Cut 5 Smart (Schütz Dental); S2 Model (vhf camfacture AG); Ceramill Motion 2 (Amann Girrbach)] (Alghazzawi 2016).

Hasta başı CAD/CAM sistemleri ise kendi içerisinde 2'ye ayrılır:

1. Kendi tarayıcı ve freze üniteleri olan hasta başı CAD/CAM sistemleri (Sirona ve Planmeca)
2. Tasarım özelliği olmadan yalnızca bir tarayıcıya sahip olan görüntü elde etme sistemleri (örn; True Definition Tarayıcı, 3M ESPE, iTero, Align Technology (Inc); Trios (3Shape); Apollo DI (Sirona); CS 3500 (Carestream Dental LLC)) (Alghazzawi 2016).

1.3 KOMPOZİT REZİNLER

Kompozit; birbiri içerisinde çözünmeyen, kimyasal olarak birbirinden farklı en az iki maddenin üç boyutlu kombinasyonu olarak tanımlanmaktadır (Alla 2013). 1962 yılında Dr. Ray L. Bowen tarafından geliştirilen Bisfenol A-Glisidil Metakrilat (BIS-GMA, Bowen rezini) monomeri ile birlikte kompozitler günümüzde çok fazla kullanılmaktadır (Anusavice ve ark. 2013).

1.3.1 Kompozit Resinlerin Yapısı

Kompozit rezinler organik faz, inorganik faz ve ara faz olmak üzere üç ayrı fazdan oluşmaktadırlar (García ve ark. 2006, Alla 2013).

1.3.1.1 Organik Faz

Kompozitin bozulmadan saklanabilmesini sağlayan stabilizatörler, polimerizasyonu tetikleyen başlatıcılar, renk belirlenmesinde kullanılan pigmentler ve kompozitin son halini oluşturan birçok kimyasaldan oluşan organik faz; rezin matriks olarak da adlandırılmaktadır (Ritter 2017). Bis-GMA ve son yıllarda ise daha iyi adezyon sağlayan UDMA, polimer matriks olarak kullanılmaktadır. Hem Bis-GMA hem de UDMA monomerleri aşırı derecede visközdür. Bu nedenle TEGDMA monomeri, viskoziteyi azaltmak için matrikse ilave edilmektedir. Başlatıcı madde olarak kullanılan benzoil peroksit veya kamforokinonun reaksiyon kabiliyeti polimerizasyon derecesini ve çift bağların değişim derecesini etkilemektedir (Peutzfeldt 1997, Ferracane 2001, Heymann ve ark. 2014).

1.3.1.2 İnorganik Faz

Organik matriks içerisine dağılmış olan çeşitli şekil ve büyüklükteki kuartz, koloidal silika, yitrium cam, boraksilat cam, stronsiyum, lityum, baryum, aliminyum silikat, zirkonyum oksit, stronsiyum aliminyum silikat, baryum aliminyum silikat gibi inorganik doldurucu partiküllerdir (Nicholson 2007). Doldurucular dayanıklılığı ve radyoopaklığı arttırmak, estetiği ve işlenebilirliği geliştirmek, sıcaklık farklılıklarında boyutsal değişimleri ve büzülme azaltmak için kullanılırlar. Genel olarak kompozitin fiziksel ve mekanik özellikleri eklenen doldurucu miktarı ile doğrudan ilişkilidir (Ferracane 2001).

1.3.1.3 Ara Faz

Kompozit rezinlerin kabul edilebilir mekanik özelliklere sahip olması için organik matriks ile inorganik doldurucular arasında sıkı bir bağlanmaya ihtiyaç vardır. Organik matriks ile inorganik doldurucular arasında “ara faz” adı da verilen bu bağlanma ne kadar kuvvetli olursa, kompozit rezinin de mekanik özellikleri o derece kuvvetli olacaktır (O'Brien 2002, Bagby ve Gladwin 2009, Van Noort 2013). Bu bağlantıyı sağlayan bağlayıcı ajanlar silanlardır ve kompozit rezinlerde en yaygın kullanılan “3-metakriloksispropil trimetoksisilan”dır (O'Brien 2002, García ve ark. 2006, McCabe ve Walls 2013).

1.3.2 Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

Kompozit rezinler inorganik doldurucu partikül büyüklüklerine, polimerizasyon yöntemlerine ve viskozitelerine göre sınıflandırılırlar. Günümüzde geçerliliğini koruyan ve en sık kullanılan sınıflama şekli inorganik doldurucu partikül büyüklüklerine dayanan sınıflamadır (Tablo 1.1) (Craig ve Powers 1989, McCabe ve Walls 2013).

1.3.2.1 Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kompozit Rezinler

Kendi kendine kimyasal yolla polimerize olan kompozitler (Self-cured)

Kimyasal ve ışık aktivasyonu yolu ile polimerize olan kompozitler (Dual-cured)

Işıklı yolu ile polimerize olan kompozitler (Light-cured)

1.3.2.2 Akıcılıklarına Göre Kompozit Rezinler

Akışkan kompozitler (Flowable)

Kondanse edilebilen kompozitler (Condensable-Packable)

1.3.2.3 Partikül Büyüklüklerine Göre Kompozit Rezinler

Kompozit rezinler partikül büyüklüklerine göre aşağıdaki tabloda gösterilmiştir.

Tablo 1.1: Kompozit Rezinlerin Partikül Büyüklüklerine Göre Sınıflandırılması (Altun 2005)

Kompozit Rezin	İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü
Megafil	50-100 μm
Makrofil	10-100 μm
Midifil	1-10 μm
Minifil	0,1-1 μm
Mikrofil	0,01-0,1 μm
Hibrit	0,04-1 μm
Nanofil	0,005-0,01 μm

1.3.2.3.1 Nanofil Kompozitler

Günümüzde nanoteknolojinin diş hekimliğinde kullanımıyla sadece nanopartiküllerden oluşan '*nanofil kompozitler*' geliştirilmiştir (Ferracane 2011). İnorganik doldurucu partiküllerin büyüklüğü 0.005-0.01 µm (2-20nm) olup görünür ışık dalga boyundan daha küçüktür. Bu nedenle görünür ışık ile absorpsiyon veya saçılım gibi etkileşimlere girmezler. Nanofil kompozitler yüzey düzgünlüğü ve estetik açıdan mikrofil kompozitlere benzerken, dayanıklılık açısından da hibrit kompozitlere benzerdir (Mitra ve ark. 2003). İnorganik yapıyı meydana getiren partiküller ise iki ayrı kısımdan oluşmaktadır:

1. Silika nanodoldurucular (nanomer)
2. Nanomer grupları (nanocluster)

Nanomer yapısı kümeleşmemiş partikülleri ifade eder ve rezin kompozitin organik yapısında ayrı ayrı bulunurlar. Nanomer grupları (nanocluster) ise, 50nm'den küçük nanomerlerin gevşek bağlar ile bir araya gelerek meydana getirdikleri yapılardır.

1.4 SERAMİK RESTORASYONLARIN TAMİRİ

Porselen tamir sistemlerinin klinik başarısı büyük oranda kompozit rezin ile porselen materyali arasındaki bağlanmanın bütünlüğü ile ilişkilendirilmiştir. Bu bütünlük kimyasal veya mekanik bağlanmanın başarısı ile alakalı olmuştur (Özcan 2003). Sabit protetik restorasyonda kırık meydana geldiğinde 2 türlü tamir işleminden söz edilebilir. Bunlar; ağız içinde tamir (direkt yöntem) ve ağız dışında tamir (indirekt yöntem) olarak adlandırılmaktadır (Nuray ve ark. 2006a).

Ağız dışında tamir için zarar görmüş restorasyonun ağızdan çıkarılması sırasında, destek dişlerde, yumuşak dokularda ve restorasyonda ek travmalar oluşacağından bu işlem hekimler ve hastalar tarafından tercih edilmemektedir (Nuray ve ark. 2006b, Aslam ve ark. 2018). Ağız içi porselen tamiri kırılmış restorasyonun çıkarılmasına ve yeniden yapılmasına bir alternatif olarak uygulanması mümkün, düşük riskli ve komplikasyonu olmayan bir tedavi seçeneğidir. Bu yöntemle klinik başarının sağlanmasında tutuculuk, yüzey bitirmesi, renk uyumu ve konturlar en önemli faktörlerdir (Moghadam 1994, Nuray ve ark. 2006b).

Günümüzde porselen tamir sistemleri, porselen yüzeyi ve tamir materyali arasındaki makro bağlantının yanı sıra kimyasal ve mikromekanik bağlantıya ve yüzey işlemleri sonucunda oluşan bağlantı gücüne dayanmaktadır (Pameijer ve ark. 1996, Hooshmand ve ark. 2002, Nuray ve ark. 2006b, Aslam ve ark. 2018).

1.5 YÜZEY İŞLEMİ YÖNTEMLERİ

Diş hekimliğinde materyallerin yüzeylerinde bağlantıyı artırmak için çeşitli yüzey işlemleri uygulanmaktadır. Bunlar mekanik ve kimyasal yüzey işlemleri olarak ikiye ayrılmıştır. Bunlardan mekanik yüzey işlemlerine asitle pürüzlendirme, kumlama, frezle pürüzlendirme, lazer ile pürüzlendirme gibi uygulamalar örnek verilirken; kimyasal yüzey işlemine de yüzey ajanlarının uygulanması (silan) örnek olarak verilebilir. Bu bakımdan birçok yüzey işlemi geliştirilmiş ve çok fazla sayıda çalışma yapılmıştır (Wolf ve ark. 1992, Özcan ve ark. 2009, da Silva Ferreira ve ark. 2010).

1.5.1 Asitle Pürüzlendirme

Asitle pürüzlendirme işleminde elde edilen olumlu sonuçlara bağlı olarak felspatik ve cam porselenlere rezinlerin bağlantısı konusunda önemli ilerlemeler kaydedilmiştir (Dilber ve ark. 2012). Hidroflorik asit, porselen yüzeyinin asitlenmesinde kullanılan en popüler ajandır. %2,5-10 oranlarındaki konsantrasyon ve 1 dk'dan 3 dk'ya kadar değişen uygulama süreleri ile kırık porselenin cam matriksini çözerek lösit kristalleri çevresinde mikro andırkatların oluşmasını sağlamaktadır (Wolf ve ark. 1992, Kupiec ve ark. 1996, Jardel ve ark. 1999b, Jardel ve ark. 1999a). Akışkanlığı yüksek rezin materyaller bu boşlukları doldurarak güçlü bir mikromekanik bağlantı oluşturmaktadır (Dilber ve ark. 2012). Asitle pürüzlendirme işlemi aynı zamanda porselenin cam matriksinin çözülmesini, kristalin yapının açığa çıkmasını sağlayarak, madde kaybı ile birlikte yüzey pürüzlülüğünün artmasını sağlamaktadır (Dilber ve ark. 2012).

Hidroflorik asit zehirli ve yanıcıdır. Toksikitesi ve uçuculuğu nedeniyle sağlık için tehlikelidir ve ağız içi dokularına zarar verebildiği için dikkatli kullanılmalıdır (Bertolini 1992a, Özcan ve Vallittu 2003).

1.5.2 Kumlama

Seramik yüzeyler için mevcut yüzey işlemleri arasında, Al_2O_3 ile kumlama çeşitli seramik türlerinde mikromekanik retansiyon sağlamak için yaygın olarak kullanılan basit bir ağız içi tamir metodu olmuştur. Bu metot ağız içinde kullanılan bir alet yardımı ile kırık yüzeyinin doğrudan kumlanması esasına dayanır (Özcan 2003, Dilber ve ark. 2012). Kullanılan Al_2O_3 taneciklerinin büyüklüğü genellikle 50 μm olup daha büyük boyutlarda da kullanıldığı çalışmalar da mevcuttur (Hummel ve Kern 2004, Curtis ve ark. 2006) (Özcan 2003).

Kumlama prosedürü ile pürüzlü ve düzensiz yüzeyler elde edilir ve rezinlerin adezyonu için mevcut yüzey alanını ve enerjisini artırarak mikromekanik retansiyonu kolaylaştırır. Basınç altında kullanılan alümina oksitler, yüzey gerilimini azaltır ve seramik ve kompozit rezinin ıslanabilirliğini artırır. Bununla birlikte, aşırı kumlama, çatlak veya önemli miktarda porselen materyalin kaybına neden olur; bu nedenle silika ve feldspatik içerikli seramik restorasyonların simantasyonu için tavsiye edilmez (Dilber ve ark. 2012).

Tribo-kimyasal silika kaplama (TBC), rezin yapıştırma materyalleri ve diş restorasyonları arasındaki bağ kuvvetini arttırmak için tercih edilen başka bir yüzey işlemi yöntemidir (Inokoshi ve ark. 2013, Nishigawa ve ark. 2016). Tribokimyasal silika kaplamada silika ile modifiye edilen Al_2O_3 partikülleri basınçla porselen yüzeyine uygulanmaktadır. Tribokimyasal silika kaplama işleminde, Al_2O_3 tozu ile mikromekanik retansiyon sağlanırken, silika kaplı partiküller sayesinde de silanizasyonla birlikte kimyasal bağlanma meydana gelmektedir (Özcan ve Vallittu 2003, Bottino ve ark. 2005). CoJet (3M ESPE, Seefeld, Germany) ve Rocatec (3M ESPE, Seefeld, Germany) bu uygulamanın en bilinen sistemleridir (Amaral ve ark. 2006, Atsu ve ark. 2006a).

1.5.3 Frezle Pürüzlendirme

Porselen yüzeyinde retantif alanlar oluşturmak için ince ve kalın grenli frezler kullanılabilir. Bu frezler elmas olabildiği gibi, tamir setlerinin içinde özel olarak bulunan taşlar da olabilir. Frezler kullanılarak kırık yüzeyinde kompozit rezinin bağlanması için retantif alan oluşturulurken çukurlar ve düzensiz alanlar meydana gelebilir. Böylece yetersiz mekanik retansiyon oluşabilir (Schmage ve ark. 2003).

1.5.4 Lazerle Pürüzlendirme

Diş hekimliği ve tıpta, lazer kullanımı son zamanlarda popüler hale gelmiştir (Coluzzi 2004, van As 2004, Dundar ve Guzel 2011). 1965 yılında vital insan dişleri üzerinde ilk defa lazer ışını kullanılırken (Goldman ve ark. 1965); diş hekimliğine özel ilk lazerler 1989 yılında piyasaya çıkmıştır (Coluzzi 2008, George 2009). Lazerle pürüzlendirme, mine ve dentinin asitle pürüzlendirmesine de alternatif bir metot olarak kullanılmaktadır (Walsh 2003). Aynı zamanda porselen materyallerin yüzey pürüzlendirmesi amacıyla da kullanılmaktadır (da Silva Ferreira ve ark. 2010).

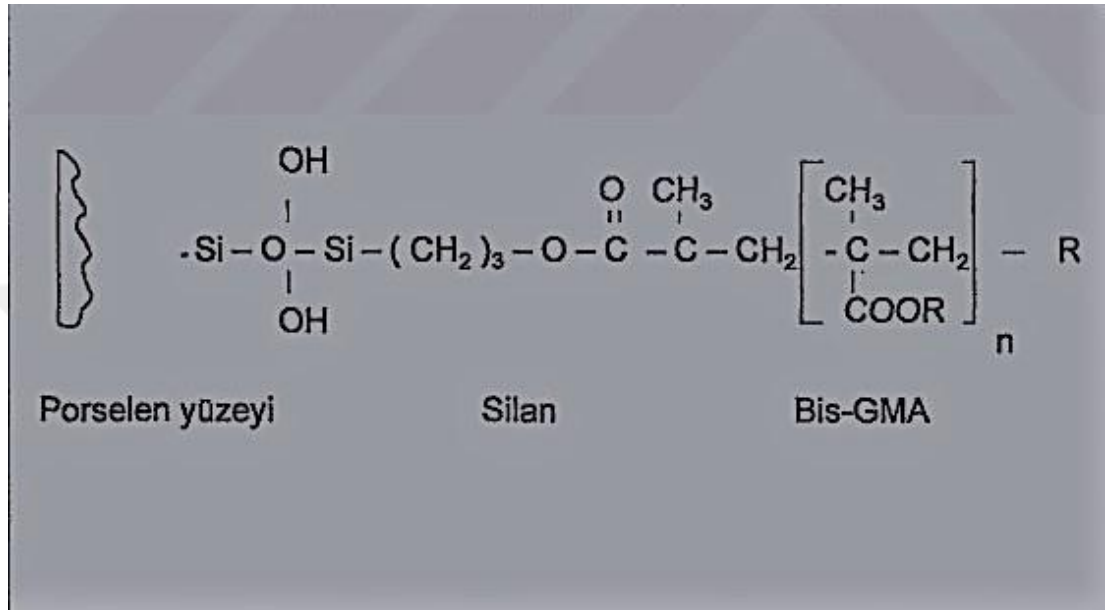
1.5.5 Silan Uygulanması

Diş hekimliğinde, kompozitin bazı dental restoratif materyallere bağlantı kuvvetinin artırılması, silan ajanlarının uygulanmasıyla sağlanabilir. Silanlar, porselen gibi silika bazlı materyaller için adezyonu geliştirmede çok etkilidir (Özcan 2002, Ho ve Matinlinna 2011b, Ho ve Matinlinna 2011a, Lung ve Matinlinna 2012). Silan porselen yüzeyine uygulandığı zaman hidrolize olarak porselen ile bağlantı sağlamaktadır. Silan ajanları aynı zamanda porselenin ıslanabilirliğini de artırırlar (Özcan 2003, Lung ve Matinlinna 2012).

Porselene rezinlerin bağlantısını artırmak için; yaklaşık 50 yıl önce trivinilsiloksan (2-metoksi-etoksi) (Bowen 1963), 1-metakrilo metil trimetilsiloksan, 3-akriloksi propil trimetoksisilan, 3-metakriloksi propil triklorosilan, 3-(4-metakriloksifenil) propil trikloro silan, 3-metakriloksi propil sililtriizosiyonat ve 3-merkaptopropil trimetoksisilan kombinasyonları geliştirilmiştir (Matinlinna ve ark. 2006). 3-Metakriloksi piltrimtoksi silan (MPS), klinikte yaygın olarak kullanılan silan primerlerindedir (Lung ve Matinlinna 2012). Bazı araştırmacılar, rezin bazlı yapıştırma ajanları ile silika bazlı porselen restorasyonlar arasındaki bağlantı kuvvetinin MTS içerikli primer kullanıldığında arttığını söylemişlerdir (Kamad ve ark. 2006, Kamada ve ark. 2007).

Silanlar organik ve inorganik maddeleri birbirine bağlamak için bir köprü görevi görmektedir (Arkles 2014). Organofonksiyonel silanlar, çeşitli inorganik ve organik materyallerle reaksiyona girebilen ve çift bağ oluşturabilen iki farklı reaktif fonksiyonel grup içermektedirler (Matinlinna 2004). Bağlayıcı moleküllerinin bir ucu

inorganik yapıyla reaksiyona giren silanol grubu içerirken diğer ucu polimerle reaksiyona giren fonksiyonel bir grup içerir (Lung ve Matinlinna 2012). Fonksiyonel olmayan silanlar sadece silanol gruplarına hidrolizden sonra inorganik substratların yüzey hidroksil grupları ile reaksiyona giren reaktif alkoksi (OR) fonksiyonel gruplarını içermektedirler (Van Ooij ve ark. 2005).



Şekil 1.2: Silanın Kompozit ve Porselenle Yaptığı Bağı Formülü

1.5.6 Kombine Uygulamalar

Yüzey işlemlerini tek tek kullanmak yerini birkaçını birlikte kullanan çalışmalar mevcuttur (Amaral ve ark. 2006, Akyıl ve ark. 2010, da Silva Ferreira ve ark. 2010, Dilber ve ark. 2012). Örneğin; kumlama + Er: YAG lazer, Er: YAG lazer + hidroflorik asit, kumlama + silan, Nd: YAG lazer + hidroflorik asit, kumlama + hidroflorik asit, kumlama + Nd: YAG lazer, hidroflorik asit + silan gibi kombine işlemler kullanılmıştır.

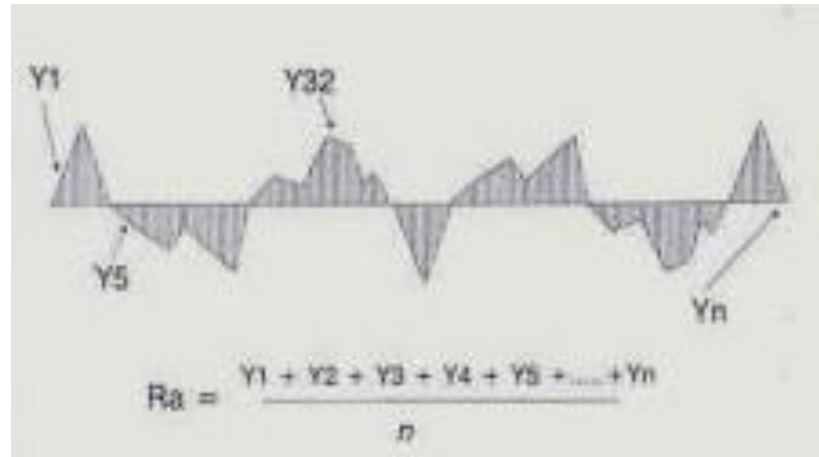
1.6 YÜZEY İNCELEME YÖNTEMLERİ

Diş hekimliğinde yüzeylerin incelenmesinde en sık kullanılan yöntemler; profilometre kullanılması, atomik kuvvet mikroskobu kullanılması, ışık mikroskobu kullanılması ve tarama elektron mikroskobu (SEM) incelemeleridir (Tholt ve ark. 2006, da Costa ve ark. 2012).

1.6.1 Profilometre

Restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüklerinin değerlendirilmesinde profilometre cihazı yaygın olarak kullanılmaktadır (Joniot ve ark. 2006, Tholt ve ark. 2006, Rodriguez ve ark. 2009, Endo ve ark. 2010, Bani ve Öztaş 2013). Bu cihazın kaydedici ucu belirli bir hızda örnek yüzeyinde gezerken, yüzeydeki pürüzlülüklere bağlı olarak ucun yaptığı dikey hareketler, elektriksel akım farklılıkları oluşturarak yüzey profili olarak kaydedilmekte ve yüzey topografisi ile ilgili değerler rakamsal veya grafiksel olarak elde edilebilmektedir. Profilometre, yüzey pürüzlülüğünü mikron seviyesinde ölçebilen bir direkt okuma cihazı olup, materyallerden elde edilmiş olan test örneklerinin yüzey topografisindeki değişikliklerin kalitatif değerlendirilmesinde kullanılmaktadır. Ortalama yüzey pürüzlülüğü (R_a), birbirini izleyen beş en yüksek tepe ile beş en derin vadinin ortalamaları arasındaki yükseklik farkı (R_z), en yüksek vertikal mesafe (R_{max}), merkezi çizgi ile en yüksek tepe arasındaki mesafe (R_p) ve başka birçok parametreyi hesaplayabilmektedir (Bani ve Öztaş 2013).

R_a parametresi bir yüzeyin ortalama pürüzlülüğü olarak tanımlanır ve profilde tüm pürüzlülük mesafesinin merkez çizgiye göre uzaklığı ölçülerek aritmetik ortalamasının alınmasıyla saptanır (Martínez-Gomis ve ark. 2003).



Şekil 1.3: R_a parametresi diagramı (Whitehead ve ark. 1995)

Profilometre mekanik ve optik olarak ikiye ayrılır. Mekanik profilometre iki boyutludur. Elmas uçlu kayıt iğnesi şeklindeki sensör ölçüm yapılacak yüzeye kontakt halindedir. Sensör, bir X eksenini boyunca dikey varyasyonları ölçmek için hareket eder.

İncelenen yüzey ile sensörün eksenindeki paralellik bu nedenle çok dikkatli ayarlanmalıdır. Tekniğin duyarlılığı 0.01 µm düzeyindedir. Pürüzlülük minimum olduğunda, sensör çözünürlüğü yetersizdir ve optik ölçümlere ihtiyaç vardır (Jung ve ark. 2003). Optik profilometre, yüzeyin niteliksel ve niceliksel bir temsilini sağlayan üç boyutlu bir analiz yöntemidir. Non-kontakt bir yöntemdir ve ölçüm cihazı optik bir ışıdır. Yüzey çok pürüzlü ise, ışık tüm yönlerde eşit olarak dağılır ve yüzeyin topoğrafyasını elde edilemez. Bu nedenle ölçümler, sadece çok kaliteli yüzey durumlarında faydalıdır (Joniot ve ark. 2006). Bugüne kadar, hangi tipte bir profilometrenin, dış yüzeyinin ölçülmesi için en uygun taramayı oluşturduğu konusunda bir fikir birliği yoktur, çünkü hem mekanik hem de optik profilometre literatürde bildirilmiştir (Rodriguez ve ark. 2009).

1.6.2 Atomik Kuvvet Mikroskobu

Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM); Taramalı Tünelleme Mikroskobu (STM) ile Temaslı Stylus Profilometre prensiplerinin birleşimi olarak 1986 yılında tanımlanmıştır (Binnig ve ark. 1986). AFM, örnek yüzeyinde oluşturulan atomik kuvvet alanının haritalama yapması temeline dayanmaktadır (Kubinek11 ve ark. 2007).

Araştırılan materyaller ince veya kalın film şeklindeki kaplamalar, seramikler, kompozitler, camlar, yapay ve biyolojik zarlar, metaller, polimerler ve yarı iletkenlerdir. AFM aşınma, bağlanma, temizleme, korozyon, asitleme, sürtme, yağlama, kaplama ve parlatma çalışmalarında kullanılmaktadır. Nanometre (nm) seviyesinde, topoğrafik bir yüzey görüntüsü elde etmede ve moleküller arası kuvvetleri (nN, pN) ölçmede kullanılan bir sistemdir (Aydın 2001, Jandt 2001). Taramalı elektron mikroskobu incelemesinde, kimyasal olarak etkileşimsiz malzeme yüzeyinin önce palladyum ya da altın ile kaplanmasına gerek vardır. AFM cihazıyla yapılan çalışmalarda ise böyle bir ön hazırlığa gerek duyulmadan, doğrudan yüzey görüntüleri elde edilebilir. AFM, 3 boyutlu bir yüzey görüntüsü üzerinde incelemeye olanak sağlamakla birlikte, yüzey pürüzlülüğü parametrelerini rakamsal olarak da verebilir. Ancak tarama yapılan saha, diğer yöntemlere göre küçük olduğundan, tekrarlanan ölçümlerde aynı sahayı yeniden bulmak zordur (Teixeira ve ark. 2005, Tholt ve ark. 2006).

AFM'nin çalışma prensibi, uç ile örnek yüzeyi arasındaki etkileşimli kuvvetin, elastik bir destek (cantilever) üzerine yerleştirilmiş özel bir prob vasıtasıyla ölçülmesidir. Örnek yüzeyinden tarayıcı uca kütle çekimi ile bir kuvvet uygulanır ve sonuçta ucu taşıyan destek eğilir. Destek eğimini ölçerek, uç ile yüzey arasındaki etkileşimli kuvveti de saptamak mümkündür (Mironov 2004).

Elastik desteğin küçük eğilmelerinin kaydı sayesinde, yüzey topoğrafisi elde edilebilmektedir. Bu amaçla, AFM'de görsel yöntem sıklıkla kullanılır ve bu yöntem, ışın-sıçrama (beam-bounce) tekniği olarak adlandırılır. Görsel sistemde, diyode lazer tarafından gönderilen ışın destek üzerinde odaklanır, yansıyan ışın ise fotodedektörün merkezine çarpar (Mironov 2004).

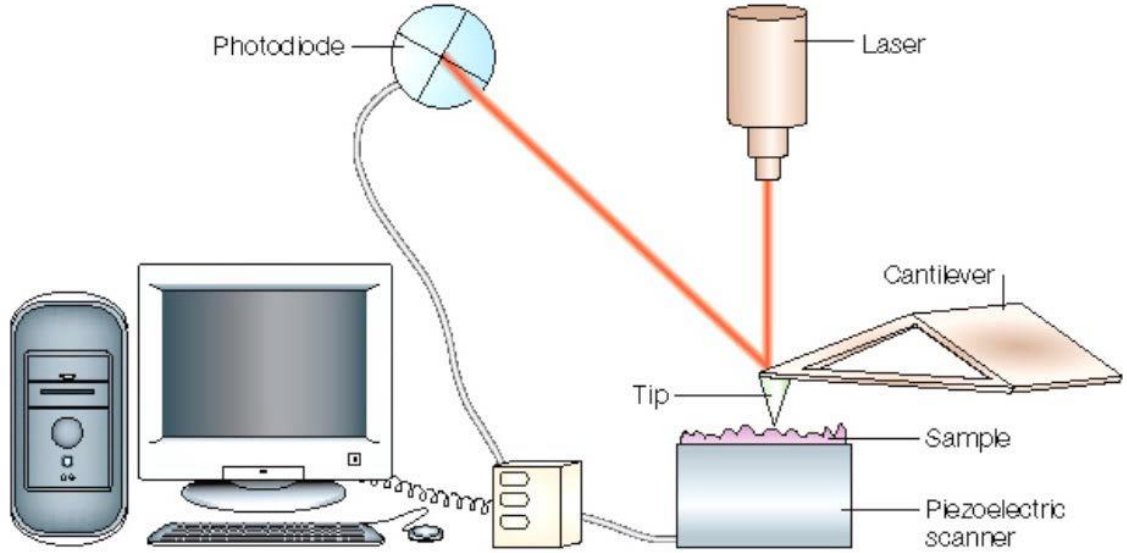
Uç örnek yüzeyini tararken, yüzeyin dış hatları boyunca aşağı ve yukarı doğru hareket eder. Fotodedektör, fotodedektörün üst ve alt tarafı arasındaki ışık yoğunluğu farkını ölçer ve sonra bu farkı voltaja çevirir. Bilgisayar kontrolünde, farklı fotodiode sinyalinin sağladığı geri bildirim sayesinde, örnek yüzeyinde devamlı bir kuvvet ya da yükseklik sağlanır (Aydın 2001).

AFM, kantilever ucu ve örnek arasındaki temas göre temas modu, temas olmayan mod ve titreşim modu olmak üzere 3 farklı çalışma biçimi bulunmaktadır (McCauley 2000).

a) Temas modu (contact mode): ilk kullanılan çalışma modudur. Bu modda kantileverin ucundaki iğne örnek yüzeyine temas etmektedir. Bu modda örneğe zarar verilebileceğinden ve hatalara yol açabileceğinden çok tercih edilmemektedir.

b) Temas olmayan mod (non-contact mode): Atomik kuvvetlerden faydalanarak iğne ile örnek yüzeyine dokunmadan topografik görüntünün elde edilmesi modudur. Özellikle biyolojik örneklerde bu mod tercih edilmektedir.

c) Titreşim modu (tapping mode): Bu modda faz görüntüleme denen bir uygulama bulunmaktadır. Kantileverin faz açısı değiştirilerek örnekten daha detaylı olan faz görüntüsü alınabilmektedir. Bu görüntü, diğer modlar ile elde edilen topografik görüntüden daha ayrıntılıdır. Benzer kimyasal yapı gösteren bölgeler belirlenebilmektedir ancak bu görüntünün kalitesi örneğin yüzey özelliklerine, viskoelastikliğine ve kimyasal yapısına bağlıdır. Bu yöntemin en önemli özelliği örnek yüzeyinin homojenitesini yansıtmasıdır (McCauley 2000, Mueller ve ark. 2011).



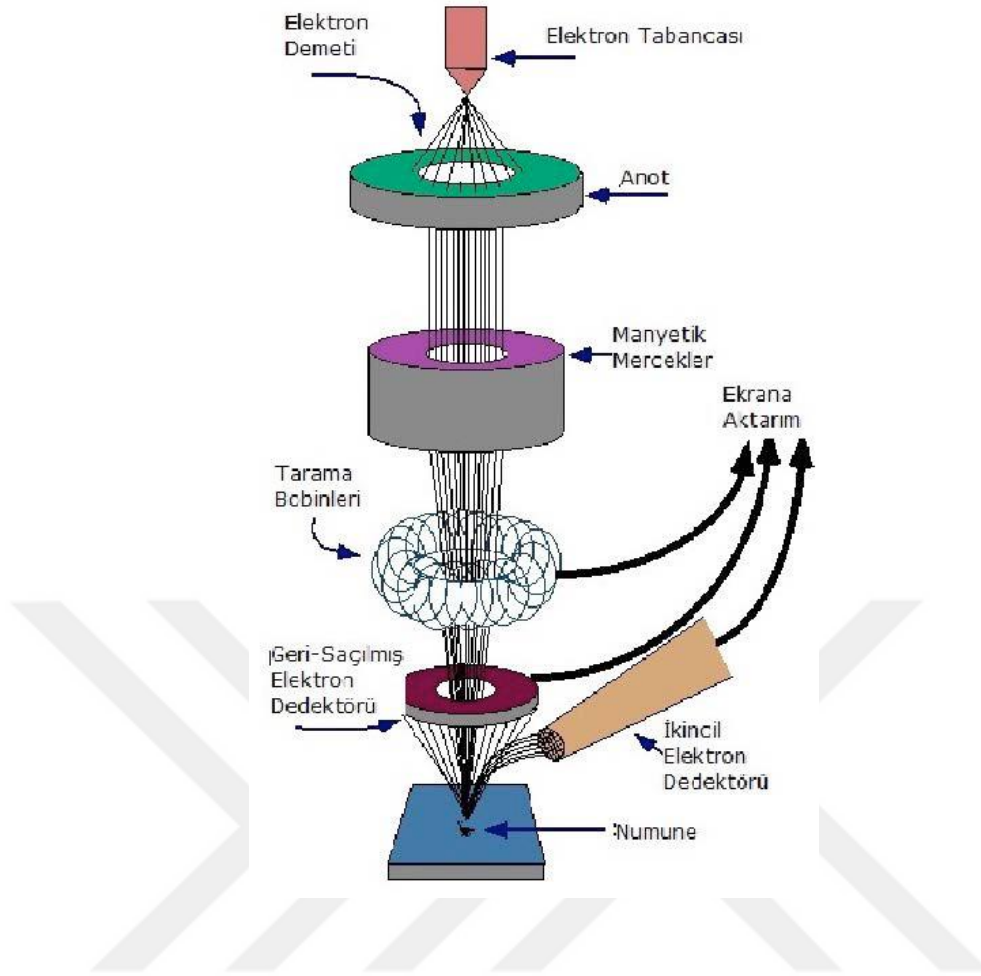
Şekil 1.4: AFM'yi oluşturan yapıların şematize edilmesi

1.6.3 Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM), 1962'den beri diş hekimliğinde kullanılarak; uzun bir süredir SEM kullanılarak yapılan araştırmalarda yararlı bir araç olmuştur (Paradella ve Bottino 2012).

SEM; optik kolon, örnek hücresi ve görüntüleme sistemi olmak üzere 3 ana kısımdan meydana gelmektedir. Optik kolon kısmı, elektron demetinin kaynağı olan elektron tabancası, elektronları örneğe doğru hızlandırmak için yüksek gerilimin uygulandığı anot plakası, ince elektron demeti elde etmek amacıyla yoğunlaştırıcı mercekler, demeti örnek üzerinde odaklamak için objektif merceği, objektif merceğe bağlı parçalar ve elektron demetinin örnek yüzeyini taraması amacıyla tarama bobinleri içermektedir. (Goldstein ve ark. 2017).

SEM'de görüntü, yüksek voltaj ile hızlandırılmış elektronların örnek üzerine odaklanması, bu elektron demetinin örnek yüzeyini taraması sırasında elektron ve örneğin atomları arasında oluşan çeşitli girişimler sonucunda meydana gelen etkilerin uygun dedektörlerde (algılayıcı) toplanması ve sinyal güçlendiricilerden geçtikten sonra bir katot ışınları tüpünün ekranına aktarılmasıyla elde edilmektedir (Saghiri ve ark. 2012).



Şekil 1.5: Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) çalışma prensibi (Goldstein ve ark. 2017)

Tarama işleminden önce örneklerin belirli bir protokole göre hazırlanması gerekir. Alüminyum kalıplara oturtulan örnekler (Polaron SC7610, Sputter Coater) vakum altında ince bir altın-palladyum tabakası ile kaplanır (Valandro ve ark. 2005). Elektron demetini nm boyutunda odaklamak mümkündür; bu sebeple SEM ile elde edilen görüntüleri farklı büyütmelerde (20x – 10,000x ve üstü) çok detaylı bir şekilde yüzeyin topografisi, yüzey bileşenleri ve yapısını incelemek mümkündür (Saghiri ve ark. 2012).

1.6.4 Stereo Mikroskop

Cherubin d'Orleans tarafından 1671 yılında keşfedilmiştir. Stereo mikroskopların geniş çalışma alanları vardır. Belirli noktalara kadar görüntüyü yakınlaştıran tek objektif kullanılır. Düşük büyütme ile derinlikli görüntü elde etmek için ve gözle görülen cisimlerin yüzeyini incelemek amaçlı kullanılırlar. Stereo mikroskoplarda

yakınlaştırma genel olarak objektif ve oküler tarafından sağlanırken, yeni üretilen mikroskoplarda zoom lensleri tarafından yakınlaştırma sağlanır. Çeşitlerine göre mikroskoplarda 2x-70x, 250x-400x ve 500x yakınlaştırma yapmaya imkan tanır (Nothnagle ve ark. 2009).

1.7 AĞIZ ORTAMINI TAKLİT EDEN TESTLER

Diş hekimliğinde yapılan çalışmalarda ağız içi şartların taklit edilebilmesi için mekanik yükleme, termal döngü ve yapay tükürük ya da suda bekletme gibi yöntemler kullanılmaktadır.

1.7.1 Yaşlandırma Testleri (Termal Döngü)

Termal döngü deyimini (ısıl çevrim, termal siklus), in vitro olarak bir dişe ya da restoratif malzemeye ağız ortamını taklit edecek şekilde ısı değişimi uygulanmasını ifade eder (Gale ve Darvell 1999, Helvaçjoglu-Antoniades ve ark. 2004). Malzemelerin in vivo dayanımını öngörebilmek için sıklıkla kullanılan in vitro bir test yöntemidir.

Ağız içerisinde yeme, içme, nefes alma sırasında sıcaklık değişimleri oluşmaktadır. Yapılan çalışmalarda sıcak ve soğuk içeceklerle diş yüzeyindeki sıcaklıklar ölçülerek en düşük 4,5 santigrat derece (°C) en yüksek 50-55 °C kaydedilmiştir (Palmer ve ark. 1992, Gale ve Darvell 1999).

Ağız içerisindeki siklus sayısı ile ilgili çok kesin bilgi olmadığı için günde 20-50 siklus olabileceği düşünülerek 10000 siklusun 1 seneye denk gelebileceği bildirilmiştir (Gale ve Darvell 1999).

1.8 BAĞLANMA DAYANIMI VE TEST YÖNTEMLERİ

Bağlanma dayanımı, adeziv-adherent (bağlanılan yüzey) ara yüzeyinde veya yakınındaki birim alanda bağlantıyı bozarak başarısızlığa neden olan minimum kuvvet değeridir (Sirisha ve ark. 2014).

1.8.1 Bağlanma Dayanımı Testleri

Bağlanma dayanımı testleri, adezivleri gözlemlmek için sıklıkla kullanılan yöntemlerdir. Bu test yönteminin mantığı; diş ve biyomateryal arasındaki bağlanma

kuvveti arttıkça, rezin polimerizasyonu ve ağız fonksiyonu stresleri karşısında daha kuvvetli olmasına dayanır (Standardization 1994).

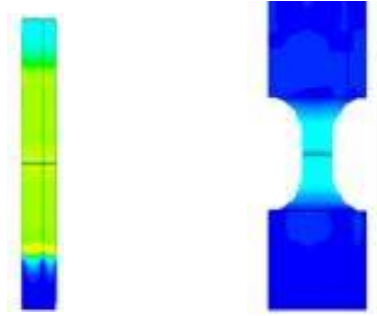
Doksanlı yılların ortalarına kadar, genellikle 3-6 mm nispeten büyük bağlanmış alanlara sahip örneklerde tensile (gerilim) ve shear (makaslama) dayanımı testleri en sık uygulanan yöntemlerden olmuştur (Braga ve ark. 2010).

Makaslama bağlanma dayanım testi (Shear Bond Strength Test); diş ile restoratif materyalin bağlanma ara yüzeyine paralel yönde ve sabit artışla kuvvet uygulanması esasına dayalı bir in vitro test yöntemidir. Gerilim bağlanma dayanım testi (Tensile Bond Strength Test) ; restoratif materyal ile diş ara yüzeyine dik ve sabit hızla kuvvet uygulanması ile bağlanma dayanıklılığını ölçmeye yarayan in vitro bir test yöntemidir (Cardoso ve ark. 1998, Armstrong ve ark. 2010). Fakat bu iki testte standart sapmanın yüksek olması, bağlanma ara yüzündeki stres dağılımının heterojenliği bu testlerin sorgulanmasına yol açmıştır (Braga ve ark. 2010). Dahası hem kompozit hem de dental substratının koheziv başarısızlığı, ara yüzey bağının dayanımını doğru bir şekilde değerlendirilmesini engelleyen yaygın bir durumdur. Bu limitasyonların üstesinden gelmek için yeni yöntemlere duyulan ihtiyaç, mikro gerilme (micro-tensile) ve mikro-makaslama olarak (micro-shear) adlandırılan küçük bağlama alanlarına sahip örneklerle yapılan testlerin kullanılmasına yol açmıştır (McDonough ve ark. 2002).

1.8.1.1 Mikro Gerilim Bağlanma Dayanım Testi (Micro-Tensile Bond Strength Test)

1994 yılında Sano ve ark. tarafından mikro gerilim dayanım testi öne sürülmüştür (Sano ve ark. 1994, Armstrong ve ark. 2010). Bu sistem, bağlanma yüzeylerinin $1 \pm 0.1 \text{ mm}^2$ kesitlerde incelenme olanağı sağlamıştır. Mikro gerilim bağlanma dayanım test yönteminde, örneklerin hazırlanması amacıyla, örneklerin yarısı diş dokusunu, diğer yarısı ise restoratif materyali içeren, çubuk veya kum saati şeklinde kesitler alınmaktadır. Kum saati şeklindeki kesit; vertikal yönde 2 mm kalınlığında alınan kesitlere bağlanma yüzey alanı $1,6-1,8 \text{ mm}^2$ olacak şekilde kum saati şekli verilmesiyle elde edilmektedir (Pashley ve ark. 1999). Çubuk şeklindeki kesit; bağlanma yüzeyine dikey yönde $1,0 \pm 0,1 \text{ mm}$ kalınlığında dilimler elde edilmesi ve daha sonra örneğin 90° döndürülerek ikinci kesitlerin alınması sonucu yaklaşık $1 \times 1 \text{ mm}^2$ lik mikro çubuklar oluşturulmasıdır (El Zohairy ve ark. 2003). Mikro gerilim

bağlanma dayanımı testi, materyalin başarısızlığa uğradığı çekme kuvvetinin bağlanma ara yüzü kesitine bölünmesiyle hesaplanmaktadır (Armstrong ve ark. 2010).



Şekil 1.6: Çubuk ve Kum Saati şeklindeki kesitler (Armstrong ve ark. 2010)

Geleneksel makaslama ve gerilim bağlanma dayanım testleriyle karşılaştırıldığında, mikro gerilim test yönteminin bazı avantajları bulunmaktadır (Pashley ve ark. 1995, Pashley ve ark. 1999, Armstrong ve ark. 2010):

- Tek bir diş ile çok sayıda örnek elde edilir.
- Bölgesel bağlanma dayanımının değerlendirilmesi mümkündür (Shono ve ark. 1997, Pereira ve ark. 1999, Shono ve ark. 1999).
- Kalan dentin kalınlığını değerlendirmek mümkündür (Armstrong ve ark. 1998, Poitevin ve ark. 2008).
- Dişin kendi içindeki ve dişler arasındaki değişkenliği değerlendirmek mümkündür (Gamborgi ve ark. 2007).
- Restorasyon bulunan kavite duvarlarının bağlanma dayanımının değerlendirilmesi mümkündür (Bouillaguet ve ark. 2001, Purk ve ark. 2004).
- İntra-radiküler dentinin bağlanma dayanımının değerlendirilmesi mümkündür.
- Kompozit rezinin polimerizasyon büzülme stresinin etkilerinin değerlendirilmesi mümkündür (Yoshikawa ve ark. 1999, Armstrong ve ark. 2001).
- Substratta daha az koheziv hatalar meydana gelir.
- Bu test ile birlikte ek araştırma tasarımları yapılabilir (Armstrong ve ark. 2006).
- Çürükten etkilenen dentin gibi gerektiğinde küçük alanları değerlendirmek mümkündür (Çehrelî ve ark. 2003).

- Düzensiz yüzeylerde bağlanma testi yapma olanağı sağlar (Ibarra ve ark. 2002, Reis ve ark. 2009).
- SEM ile incelenerek hatalar belirlenebilir (Stamatacos-Mercer ve Hottel 2005).
- Klinik olarak geri kazandırılan restorasyonlar değerlendirebilir (Hashimoto ve ark. 2000, Carrilho ve ark. 2007).
- Aynı örnek üzerinde, mekanik, morfolojik ve kimyasal çalışmalar gibi araştırma sorusunun kapsamlı bir incelemesine olanak sağlamıştır (Hashimoto ve ark. 2004).

Geleneksel makaslama ve gerilim bağlanma dayanım testleriyle karşılaştırıldığında, mikro gerilim test yönteminin bazı dezavantajları bulunmaktadır (Pashley ve ark. 1995, Pashley ve ark. 1999, Armstrong ve ark. 2010):

- Laboratuvar işlemleri son derece zordur ve teknik duyarlılık gerektirir.
- Mikro gerilim testinin uygulanabilmesi için özel bir düzenek gereklidir.
- Örnekler çok küçük olduklarından, kolaylıkla dehidrate olabilir ve hasar görebilir.
- Tutkal kullanan cihazlardan çıkarılırken, kırık sonrası numuneler kaybolabilir veya zarar görebilir.
- Çok düşük bağlanma dayanımı ölçmek zordur (<5MPa).

1.9 DIŞ HEKİMLİĞİNDE RENK

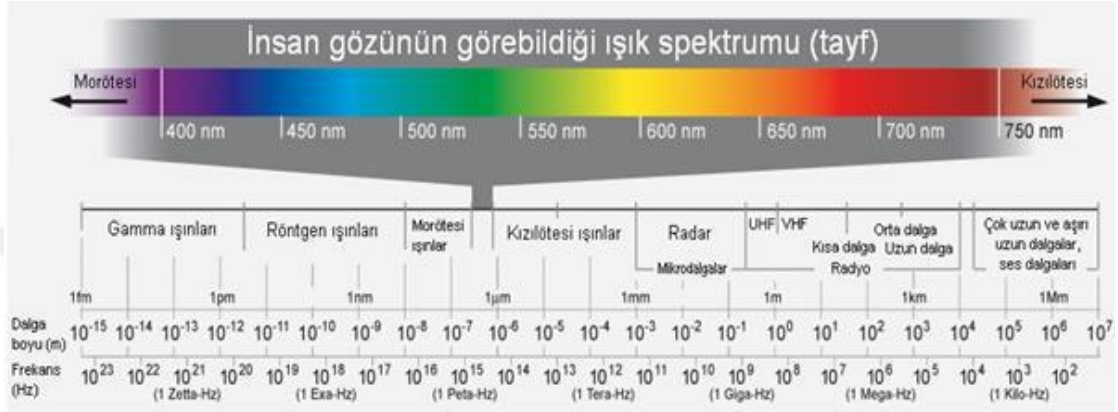
Renk bilimi, algılanması ve tanımlanması açısından diş hekimliği için önem arz etmektedir (Joiner 2004). Renk, ışık ile cismin etkileşimine gözlemci tarafından verilen psiko-fiziksel bir yanıt olarak tanımlanabilir. (Paravina ve Powers 2004).

1.9.1 Rengin Algılanması

Rengin algılanabilmesi için ışık, cisim ve gözlemci arasında bir etkileşim olması gerekmektedir (Chu ve ark. 2004, Joiner 2004, Paravina ve Powers 2004).

1.9.1.1 Işık Kaynağı

Bilimsel olarak ışık, görülebilir elektromanyetik enerji olarak tanımlanabilir (MacDougall 2010). Kırıldığına ise bir spektrum oluşturur. Bu spektrumun bir ucunda kozmik gama ışınları, diğer ucunda ise radyo yayın dalgaları bulunmaktadır. Görünür ışık, bu elektromanyetik spektrumun kızılötesi ve ultraviyole ışınları arasında kalan, 360-780 nm’lik kısmında yer almaktadır. Bu alana, görünür ışık spektrumu adı verilmektedir (Berns ve Reiman 2002, Paravina ve Powers 2004).



Şekil 1.7: Elektromanyetik Enerji Spektrumu (Suliman 2005)

Farklı ışık kaynaklarından yayılan ışığın dalga boyları ve yoğunlukları farklı olduğu için nesnelere aydınlatan ışık kaynağı rengin algılanmasını etkilemektedir (Brewer ve ark. 2004). Aynı cismin farklı ışık kaynakları altında farklı renklerde algılanmasına matematizm adı verilir. Matematizm çevresel faktörler ve ışık kaynağından etkilenmektedir (Russell ve ark. 2000). Renk ölçümü ve tespiti sırasında ışık kaynağının sebep olduğu farklılıkları ortadan kaldırmak amacıyla 1931 yılında CIE (Uluslararası ışık kaynağı komisyonu - Commission International de l'Éclairage) standart ışık kaynağı kullanılmasını önermiş ve bu renk ölçümü için önerilen standart ışık; 6500 K'e karşılık gelen gün ışığı olarak belirlenmiştir ve D65 olarak tanımlanmıştır (Ahmad 2006).

1.9.1.2 Cisim

Bir cismin ışığı yansıtma veya soğurma miktarı, onun renk özelliklerini belirlemede önemlidir. Bu özellikleri bir eğri şeklinde grafiksel olarak göstermek ve böylece rengi sayısal değerlerle ifade etmek mümkündür (O'Brien 2002).

1.9.1.3 Gözlemci

Rengin algılanmasındaki son faktör gözlemci yani insan gözüdür. Işık kaynağından çıkan ve cisim tarafından yansıtılan ışık gözün kornea tabakasından geçerek retinaya düşer ve burada ışığa duyarlı olan çubuk ve koni hücreleri tarafından algılanır. Çubuk hücreleri rengi siyah-beyaz olarak algılarken, koni hücreleri yalnızca kırmızı, mavi veya yeşil olarak değerlendirir. Bu iki hücreden alınan uyarıların birlikte değerlendirilmesi sonucunda beyinde renkli bir görüntü oluşur (Ahmad 2006).

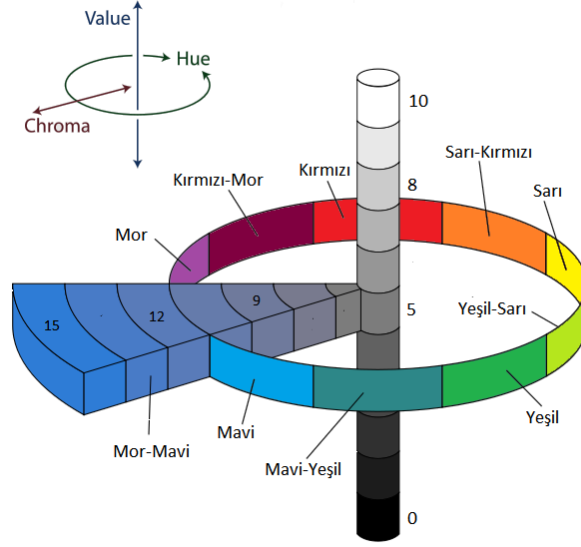
1.9.2 Renk Sistemleri

Renk sistemleri, renklerin üç boyutlu uzaydaki yerlerinin sistematik olarak düzenlenmesi amacıyla kullanılmaktadır. Bu sistemler rengi tanımlamada ve endüstride renk belirlenmesinde kullanılmaktadır (Paravina ve Powers 2004).

Bu sistemler; Munsell Renk Sistemi, Ostwald Renk Sistemi, RGB (Red Green-Blue) Renk Sistemi, CMYK (Cyan-Magenta-Yellow-Key) Renk Sistemi, HSL (Hue-Saturation-Luminance) Renk Sistemi, CIE (Commission Internationale de l'Eclairage) XYZ Renk Sistemi, CIE L*a*b* Renk Sistemi 'dir. Diş hekimliği uygulamalarında da kullanılabilen ve rengi sayısal olarak ölçeklendirebilen bu renk sistemlerini arasında Munsell ve CIE Lab renk sistemleri en sık kullanılanlardır (Chu ve ark. 2004).

1.9.2.1 Munsell Renk Sistemi

Amerikalı ressam Albert H. Munsell tarafından 1905 yılında tanımlanan ve 1945 yılında son şeklini alan geliştirilmiş ilk renk sistemidir. Munsell renk sisteminde; hue, value ve chroma koordinatları ile tanımlanan üç boyutlu bir sistem kullanılır (Chu ve ark. 2004, Joiner 2004, Paravina ve Powers 2004, Rosenstiel ve ark. 2015).



Şekil 1.8: Munsell Renk Skalası (Sikri 2010)

1.9.2.1.1 Hue

Ana renk (hue) terimi; renk veya renk çeşidi anlamına gelmektedir. Munsell renk sisteminde 5 ana renk (kırmızı, sarı, yeşil, mavi, mor) vardır. Bunların arasında ise 5 yardımcı renk (sarı-kırmızı, yeşil-sarı, mavi-yeşil, mor-mavi, kırmızı-mor) vardır (Nohl ve ark. 2002, Chu ve ark. 2004, Joiner 2004, Rosenstiel ve ark. 2015).

1.9.2.1.2 Value

Bir rengin koyuluğu ya da açıklığı olarak tanımlanır (Goodacre ve Sagel 2011, Rosenstiel ve ark. 2015). Munsell renk sisteminde value değerleri 0'dan 10'a kadar derecelendirilmiştir ve sistemin en altında siyah, en üstünde ise beyaz renk bulunmaktadır. Doğal dışların value değerleri 4-8 arasında değişmektedir (O'Brien 2002, Fondriest 2003, Chu ve ark. 2004, Paravina ve Powers 2004).

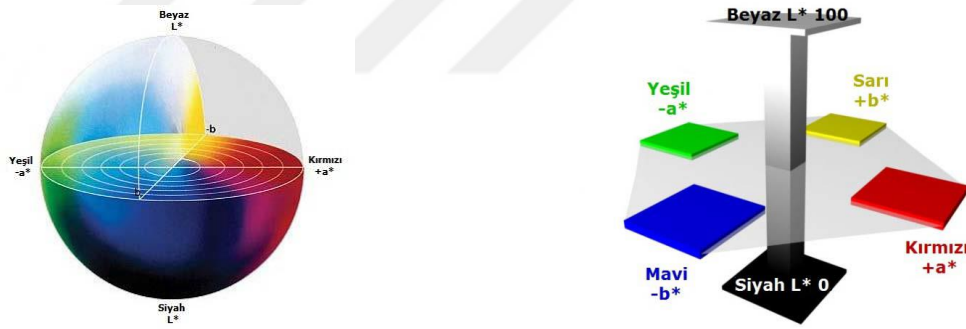
1.9.2.1.3 Chroma

Renk doygunluğunun derecesidir ve bir rengin gücünü, yoğunluğunu ve berraklığını tanımlar (Joiner 2004). Chroma ve value arasında ters orantı vardır. Doygunluk Munsell skalasında 15 seviyesinde gösterilir (O'Brien 2002).

1.9.2.2 CIE L*a*b* Renk Sistemi

Commission International de l'Éclairage tarafından 1931 yılında belirlenen bu renk sisteminde renk, X, Y ve Z koordinatlarında tespit edilmiş olup 1976 yılında bu sistem geliştirilerek CIE L* a* b* sistemi ortaya çıkarılmıştır. CIE Lab renk sisteminde renk üç boyutlu olarak gösterilebilmektedir (Bayındır ve AG 2006 , O'Brien 2002, Ahmad 2006).

CIE Lab renk sisteminde L*, a* ve b* olmak üzere üç koordinat bulunur. L* rengin aydınlığını ifade eder ve 0 – 100 arası bir skalada değerlendirilir. L*=0 saf siyaha L*=100 ise saf beyaza denk gelir. a* ve b* ise rengin tonunu ifade eder; a kırmızıdan yeşile, b ise maviden sarıya renk değişimini gösterir. Bu üç koordinat rengin sayısal olarak değerini verir ve renk değişimlerinin belirlenmesinde tek bir değer ΔE kullanılmasını sağlar. ΔE belli bir formülle hesaplanır ve iki renk arasındaki farkı ortaya koyar (O'Brien 2002, Ahmad 2006).



Şekil 1.9: CIE L* a* b* Renk Skalası (Ragain 2016)

Formül aşağıdaki şekilde gösterilmiştir:

$$\Delta E = [(\Delta L^*)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2]^{1/2} = [(L1^* - L2^*)^2 + (a1^* - a2^*)^2 + (b1^* - b2^*)^2]^{1/2}$$

ΔE renk farklılığı, ΔL^* , Δa^* ve Δb^* iki örneğin CIE L*, a*, b* renk değişkenleri arasındaki farklardır. ΔE değerleri farklı örneklerin veya aynı örneklerin zaman içindeki L*, a*, b* koordinatlarındaki değişikliklerin miktarını matematiksel olarak

ifade eder (O'Brien 2002). İnsan gözü bu renk farklılıklarını gözleme açısından sınırlıdır ve 1'in altındaki ΔE değerlerini algılayamamaktadır (O'Brien 2002, Westland 2003). O'Brien (2002) 'a göre klinik renk toleransı aşağıdaki Tablo 1.2'de verilmiştir.

Tablo 1.2: ΔE değerleri ve klinik renk toleransı (O'Brien 2002)

ΔE	Klinik Renk Eşlemesi
0-05	Mükemmel
0,5-1	Çok iyi
1-2	İyi
2-3,5	Klinik olarak kabul edilebilir
> 3,5	Uyumsuz

1.9.3 Renk Tespit Yöntemleri

Diş hekimliğinde renk tespiti için görsel ve dijital renk tespiti olarak iki yöntem kullanılmaktadır (Omar ve ark. 2010).

1.9.3.1 Görsel Renk Tespiti

Görme duyusunu kullanarak yapılan ölçüm yöntemine görsel ölçüm adı verilmektedir. Ölçümü yapılan numunenin rengi, Munsell renk sistemine göre değerlendirilir. Diş hekimliği rutininde renk analizi renk skalaları kullanılarak görsel olarak yapılmaktadır. Görsel renk analizinin üç dezavantajı vardır (Hasegawa ve ark. 2000):

1. Renk skalalarındaki mevcut renkler, renk analizinde yetersiz kalmaktadır.
2. Diş hekimleri arasında ve aynı bireyde günün farklı saatlerinde yapılan renk analizinde tutarsızlıklar olmakta, standardizasyon sağlanamamaktadır.
3. Elde edilen sonuçları CIE renk sisteminde göstermek mümkün değildir.

Klinikte en sık "Vitapan Classic" (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya), "Vita 3D Master" (Vita Zahnfabrik) ve "Vita Linear Guide 3D Master" (Vita Zahnfabrik) renk skalaları kullanılmaktadır (Brewer ve ark. 2004).

1.9.3.2 Dijital Renk Tespiti

Renk ölçümü için günümüzde kolorimetreler, spektrometreler, spektrofotometreler ve dijital fotoğraf makineleri kullanılmaktadır. Bu cihazların kullanımı ile daha objektif, sayılabilir ve hızlı ölçümler yapılabildiğinden görsel yolla yapılan renk seçimine nazaran avantajlıdır (Chu ve ark. 2010).

1.9.3.2.1 Kolorimetre

Kolorimetre, ışığın dalga boyu ve yoğunluğuna göre renk ölçümü yapan cihazlardır. Cisimden yansıyan belli renkleri tespit edebilen kolorimetreler sadece rengin üç boyutu olan sistemlerde X, Y, Z veya L, a, b koordinatlarında rengi hesaplayabilir. Kolorimetrelerde ölçümler spektrofotometrelerde olduğu kadar hassas olmasa da kullanım kolaylığı ve diş üzerinde kullanılabilmeleri gibi avantajları vardır. En büyük dezavantajı translusent materyalleri okumada yetersiz olmalarıdır (Bayındır ve AG 2006 , Ahmad 2006).

1.9.3.2.2 Spektrometre

Spektrometreler, radyometrik değerlerin ölçümü için tasarlanmış ve renk ölçümünde kullanılan cihazlardır. Spektrometre sisteminin avantajı, görsel yolla renk belirlenirken oluşturulan aynı gözlem koşullarında, non-kontakt hem kendisi hem de yüzeyi parlak olan cisimlerin renk ölçümlerinin yapılabilmesidir. Ancak ölçüm açısındaki ufak değişiklikler bile sonuçlarda büyük sapmalara neden olmaktadır ve kullanım hassasiyeti bu aletlerin dezavantajlarıdır (Park ve ark. 2006).

1.9.3.2.3 Spektrofotometre

Dental spektrofotometreler, dişin yansıttığı veya iletmediği ışık enerjisi miktarına göre diş renginin ton, parlaklık ve yoğunluk değerlerini ayrı ayrı belirleyen cihazlardır (Paul ve ark. 2002). Dişin görüntüsü cihaza alınarak CIE L*a*b* renk sistemindeki L*, a*, b* ve ΔE değerleri belirlenir. İçeriğindeki sensörler sayesinde klinik olarak fark

edilemeyen renk değişiklikleri bu cihazlarla tespit edilebilir (Schilke ve ark. 2000). Ekonomik olmaması, kalibrasyonlarının komplike olması ve ağız içinde kullanılmalarının zor olması gibi dezavantajları vardır (Chu ve ark. 2004).

Vita Easy Shade spektrofotometre (Vita, Zahnarzt, Almanya) diş hekimliği kliniklerinde diş ve restorasyonların renk seçimi için üretilmiş cihazdır. Klasik spektrofotometrelerden en önemli farkı renk ölçümlerini CIE L*a*b* değerleri üzerinden ölçmekle kalmayıp bu değerleri Vita renk skalası değerlerine çevirerek vermesidir (Llena ve ark. 2011).



Şekil 1.10: Vita Easy Shade spektrofotometre (Vita Zahnarzt, Almanya)

1.9.3.2.4 Dijital Fotoğraf Makineleri

Dijital fotoğraf makinelerinde elde edilen görüntü bilgisayar ortamına aktarılarak rengin boyutları özel yazılımlar ile tespit edilmektedir (Ahmad 2006). Kullanımları kolay olmasına rağmen renk sonuçlarıyla ilgili ayrıntılı bilgi vermezler. Ayrıca dijital makinelerin kalibrasyonunu yapmak bazen güç olabilmektedir (Paravina ve Powers 2004).

Bu çalışmanın amacı, yaşlandırma işlemi uygulanan ve uygulanmayan iki farklı CAD/CAM bloğun kompozit rezinlerle bağlanma kapasitesini değerlendirmektir. Bu amaçla CAD/CAM bloklara farklı yüzey işlemleri uygulanacak ve universal bir kompozit rezinle tamir edilebilme kapasitesi mikro gerilim bağ dayanımı testi ile değerlendirilmiştir. Tamir işlemleri için silanlı ve silansız gruplar oluşturulmuş ve universal adeziv sistemlerle tamir edilen CAD/CAM bloklarda bağ dayanımına silanın

etkisi de değerlendirilmiştir. Aynı zamanda kompozit rezin ile tamir edilen iki farklı CAD/CAM bloğun renklendirici bir solüsyonda bekletilmesinden sonra aralarında oluşabilecek renk uyumsuzluğu da değerlendirilmiştir.

Test edilecek hipotezler şu şekildedir:

Hipotez₁: Termal dōngü ile yaşlandırma sonucu CAD/CAM blokların tamir kapasitelerinde farklılık oluşmaz.

Hipotez₂: Farklı yüzey işlemleri ve silan uygulanan gruplar arasında bağlanma dayanımı farklı olacaktır.

Hipotez₃: CAD/CAM bloklar ve tamirinde kullanılan kompozit rezin arasında ilerleyen dönemde renk farkı oluşacaktır.

2 GEREÇLER VE YÖNTEM

Bu çalışma Kırıkkale Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından desteklenmiştir (Proje no: 2018/012). Araştırmalar Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarları'nda, Kırıkkale Üniversitesi Bilimsel ve Teknolojik Araştırmalar Uygulama ve Araştırma Merkezi Laboratuvarları'nda, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Merkezi Araştırma Laboratuvarı'nda ve Orta Doğu Teknik Üniversitesi Merkezi Laboratuvarı'nda yapıldı. Çalışma kapsamında kullanılan malzemeler ve cihazlar Tablo 2.3 ve 2.4'de gösterilmiştir.

Tablo 2.3: Araştırmada kullanılan cihazlar

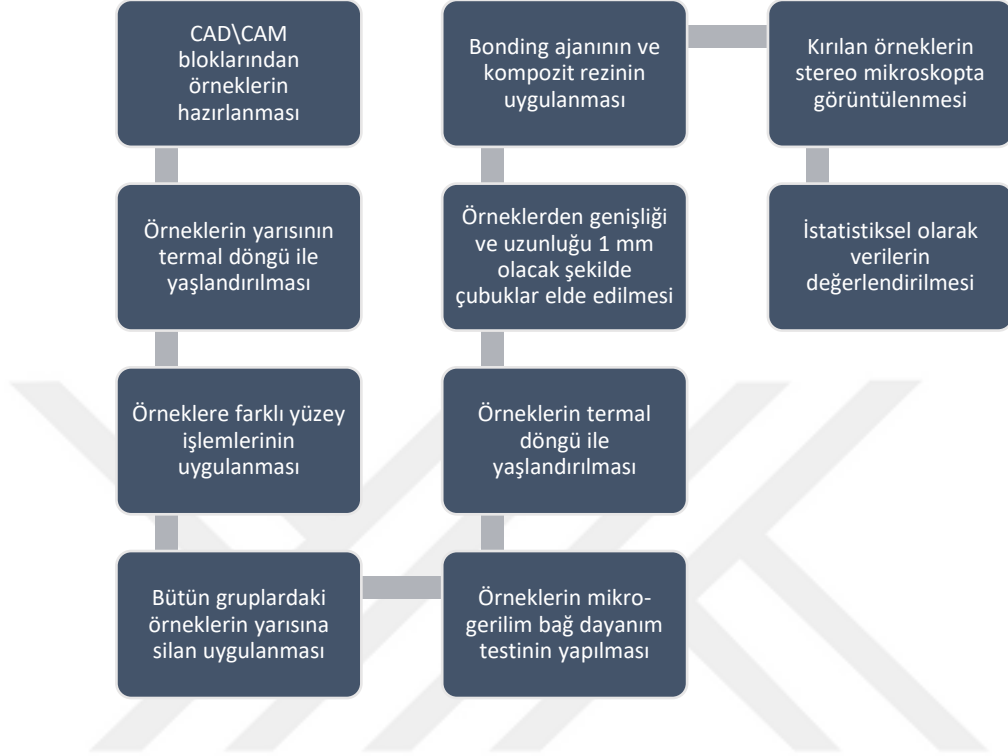
Cihazlar	Üretici Firma
Kesme Cihazı (Microcut 201)	Metkon, Bursa, Türkiye
Zımpara ve Polisaj Cihazı (Forcipol IV Grinder Polisher)	Metkon, Bursa, Türkiye
Er, Cr: YSGG lazer cihazı (Waterlase iplus-Biolase)	Biolase Technology, San Clemente, ABD
Yüksek Hızlı Döner El Aleti (Kavo Aeratör)	KaVo Dental, Biberach, Almanya
Stereo Mikroskop	S100 OPMI pico Carl Zeiss MeditecAG, Almanya
Termal döngü cihazı (Esetron)	Esetron Smart Robotechnologies, Ankara, Türkiye
Universal Microtensile Test cihazı	Microtensile Tester, Bisco Inc, ABD
Led ışıklı polimerizasyon cihazı (Elipar S10)	3M ESPE Elipar S10, Minnesota, ABD
Profilometre	Perthometer M2, Mahr, Göttingen, Almanya
Atomik Kuvvet Mikroskobu	Veeco MultiMode V, Santa Barbara, CA, ABD
Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)	JEOL JSM-5600, Japonya
Spektrofotometre	Vita Easy Shade, Vita, Zahnarzt, Almanya

Tablo 2.4: Araştırmada kullanılan sarf malzemeler

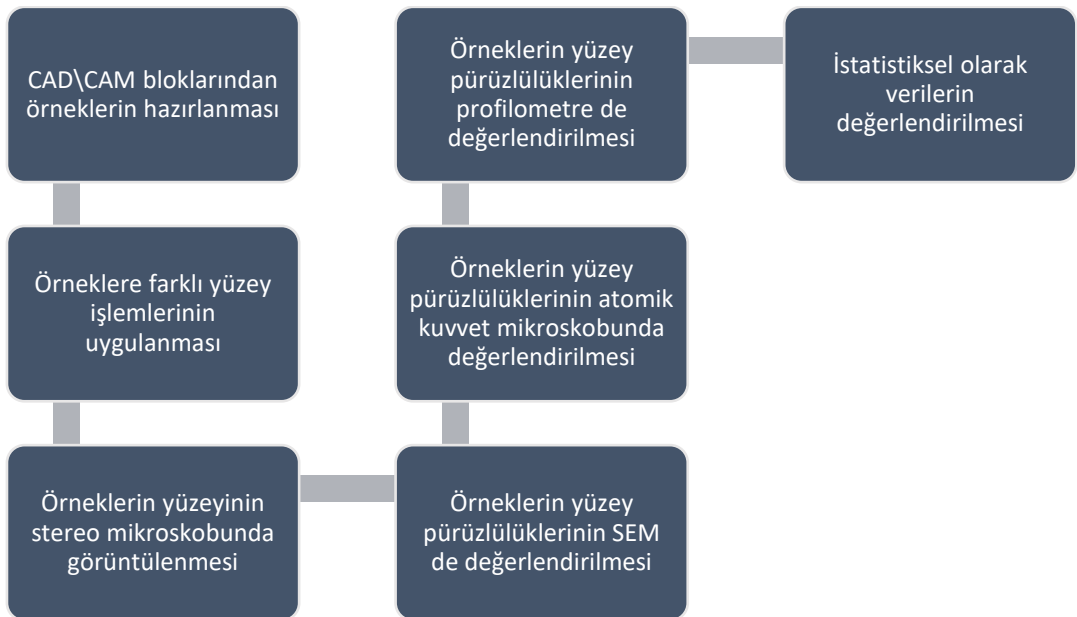
MATERYAL	ÜRETİCİ FİRMA	İÇERİK	LOT NUMARASI
Nanoseramik Cad/Cam Blok (Lava Ultimate)	3M Espe St. Paul, MN, ABD	Seramik Ağı: 20 nm silika nano partiküller, 4-11 nm zirkonya nano partiküller Polimer Ağı: Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA, TEGDMA	N550738
Hibrit Cad/Cam Blok (Vita Enamic)	Vita Zahnfabrik, Almanya	Seramik Ağı: SiO ₂ , Al ₂ O ₃ , Na ₂ O, K ₂ O, B ₂ O ₃ , Zr ₂ O, CaO Polimer Ağı: UDMA ve TEGDMA	60250
Nanofil Kompozit Rezin (Filtek Ultimate)	3M Espe St. Paul, MN, ABD	Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, Bis-EMA 20 nm silika ve 4-11 nm zirkonya doldurucu kamforokinon, hızlandırıcılar, pigmentler ve diğerleri, A2 Body	N841976
Universal Bonding Sistem (Single Bond Universal)	3M Espe St. Paul, MN, ABD	MDP Fosfat Monomer, Dimetakrilat rezinler, HEMA, Vitrebond™ Copolymer, Doldurucu, Ethanol, Su, Initiatörler ve Silan	665259
Seramik Primer Sistem (Seramik Primer II GC)	GC, Tokyo Japonya	%90-100 Etil alkol, %1-5 2,20- ethylenedioxydiethyldimethacrylate, %1-5 methacryloyloxydecyldihydrogenphosphate, %1'den az (1-metiletiliden) bis [4,1 fenilenoksi (2-hidroksi-3,1 propanediil)] bismetakrilat	1608041
Frez (Yeşil Bantlı Elmas Fissür Frez)	Meissinger, Almanya	107–181 mikrometre gren boyut, elmas fissür frez	Q56782
Lazer Ucu (MZ6 Fiber)	Kuraray, Japonya	600 mikrometre çapında fiber uç	4003138
Aluminyum Oksit Polisaj Diski (OptiDisc)	Kerr ABD	Aluminyum oksit parçacıkları emdirilmiş polyester, translüsenst disk, 3 aşamalı polisaj sistemi	4655466

Çalışma akış şeması aşağıda açıklanmıştır.

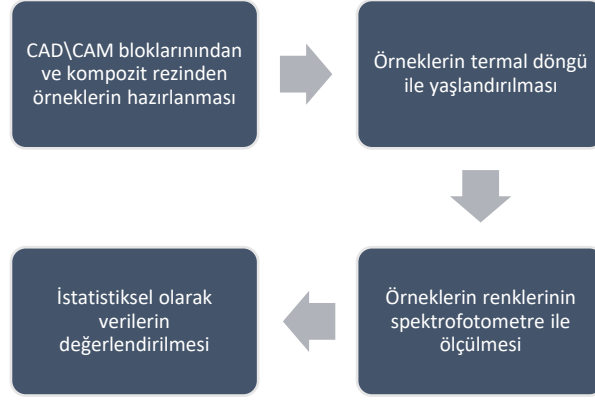
Çalışmanın 1. aşaması (mikro-gerilim dayanım testi)



Çalışmanın 2. aşaması (örneklerin yüzey pürüzlülüklerinin değerlendirilmesi)



Çalışmanın 3. aşaması (örneklerin renk stabilitesinin değerlendirilmesi)



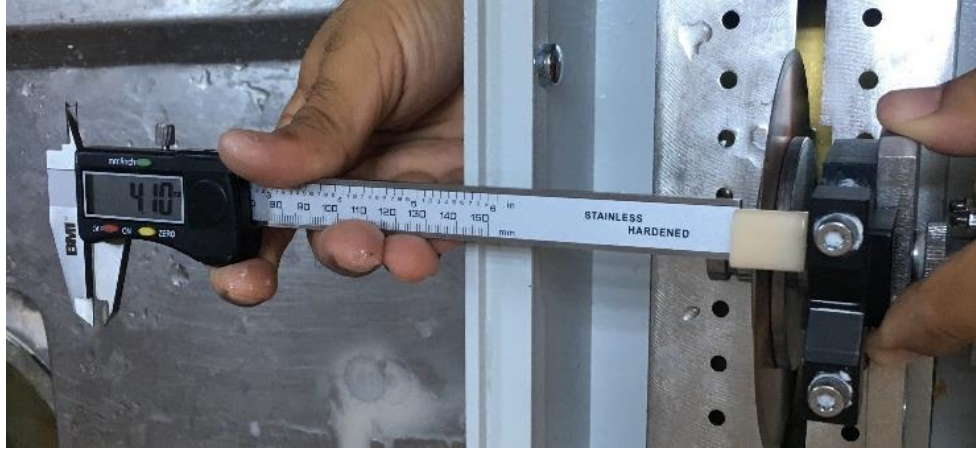
2.1 MİKRO-GERİLİM BAĞ DAYANIM TESTİ

2.1.1 CAD\CAM Bloklarından Örneklerin Hazırlanması

Çalışmamızda; hibrit seramik olan Vita Enamic (12×14×18) (Vita Zahnfabrick, ALMANYA) CAD/CAM bloğu ve rezin nanoseramik olan Lava Ultimate (15×14×18) (3M ESPE, ABD) CAD/CAM bloğu kullanıldı. İki farklı bloğun her birinden hassas kesme cihazı yardımıyla (Microcut 201, Metkon, Bursa, Türkiye) 4 mm kalınlığında 12’şer tane örnek elde edildi.



Şekil 2.11: Microcut 201

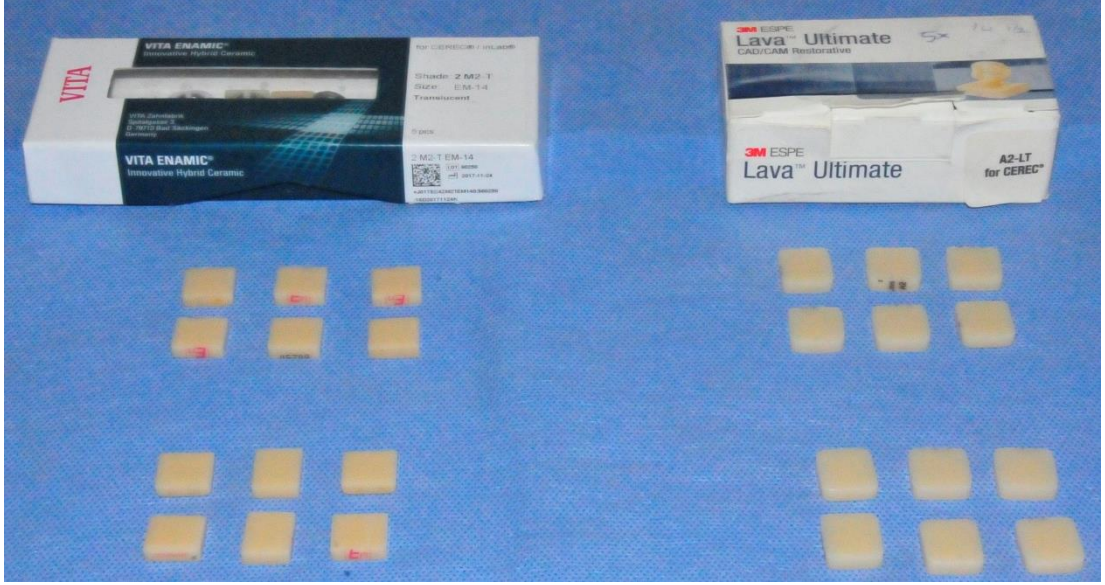


Şekil 2.12: Örneklerin Boyutunun Ayarlanması

Elde edilen örneklerin tamir edilecek yüzeylerine standardizasyonu sağlamak için; otomatik zımpara makinesi (Forcipol 1V, Metkon, Bursa, Türkiye) ile 400, 600,800 ve 1200 gren boyutuna sahip silikon karbit kağıtlar (SiC) (Hermes/Schleifmittel GmbH&Co., Hamburg, Germany) 60 sn boyunca uygulandı ve daha sonra örnekler 5 dk distile suda bekletilerek temizlendi (Filho ve ark. 2004, Özcan ve ark. 2009, Corazza ve ark. 2016, Tinastepe ve ark. 2018).



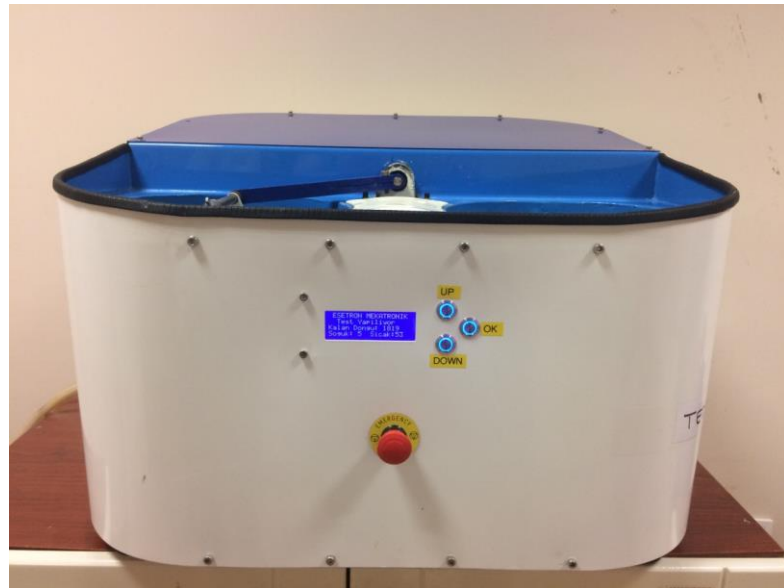
Şekil 2.13: Zımpara Makinesi



Şekil 2.14: CAD/ CAM bloklardan dilimler elde edilmesi

2.1.2 Örneklerin Yarısının Termal Döngü İle Yaşlandırılması

İki farklı CAD\CAM bloğundan hazırlanan örneklerin yarısına termal döngü (Esetron Smart Robotechnologies, Ankara, Türkiye) ile yaşlandırma işlemi uygulandı. Bir döngü, +5°C ve +55°C sıcaklığa sahip biri soğuk diğeri sıcak su tanklarında bekleme süresi 20 sn ve iki banyo arası geçiş süresi 10 sn olacak şekilde ayarlanarak 10000 döngü uygulandı (Stawarczyk ve ark. 2015, Tinastepe ve ark. 2018).



Şekil 2.15: Termal Döngü Cihazı

2.1.3 Örneklere Farklı Yüzey İşlemlerinin Uygulanması

Yaşlandırma işlemi uygulanmış ve uygulanmamış gruplardaki örnekler rastgele 3 alt gruba ayrıldı.

Yaşlandırma işlemi uygulanmış Lava Ultimate (3M ESPE, ABD) CAD/CAM bloğundan hazırlanan örnekler rastgele yüzey işlemleri uygulaması için aşağıda açıklandığı şekilde 3 alt gruba ayrıldı:

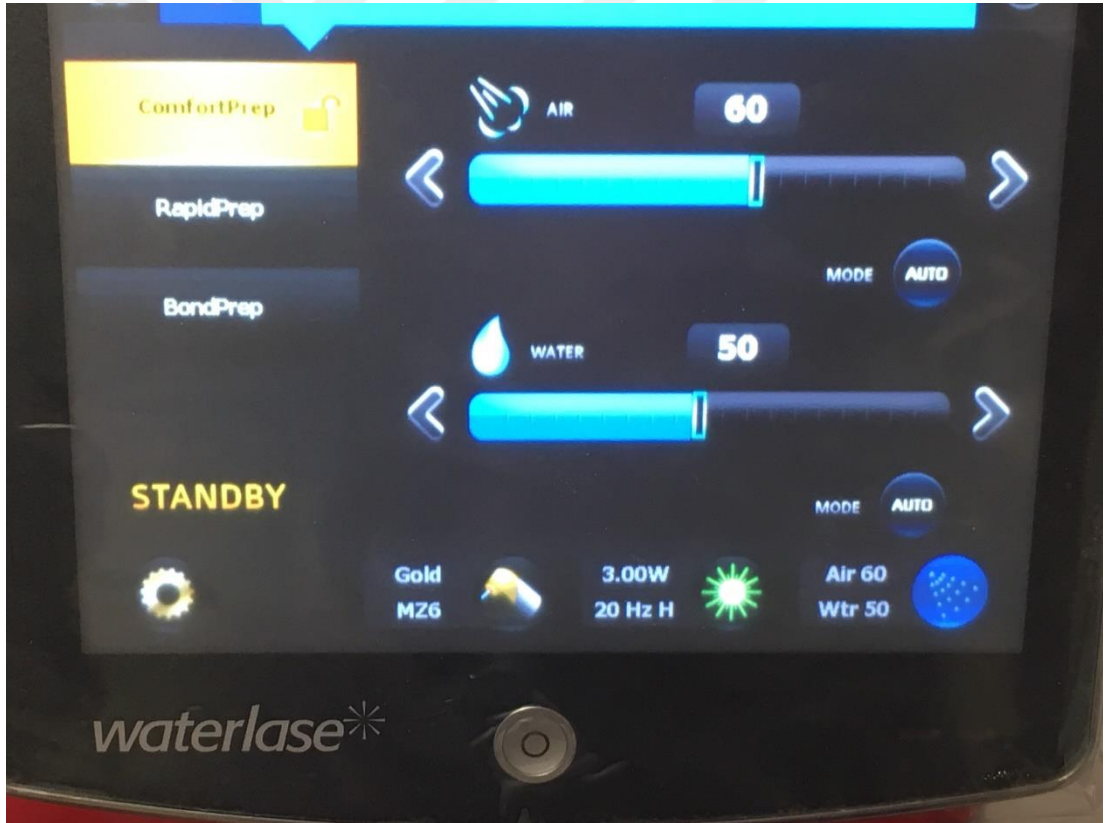
Grup LA1 (kontrol): Lava Ultimate (3M ESPE, ABD) CAD/CAM bloğundan hazırlanan örneklerin tamir edilecek yüzeyine herhangi bir yüzey işlemi uygulanmadı.

Grup LB1: Lava Ultimate (3M ESPE, ABD) CAD/CAM bloğundan hazırlanan örneklerin tamir edilecek yüzeyine 4 sn boyunca (Özcan ve ark. 2009, Wahsh ve Ghallab 2015) su soğutması altında yüksek hızlı döner aletle yeşil bantlı 107–181 mikrometre gren boyutuna sahip elmas fissür frez (Meisinger, Düsseldorf, Germany) (da Costa ve ark. 2012, Güngör ve ark. 2016) ile pürüzlendirme işlemi uygulandı. Her 5 örnekte bir frez değiştirildi (Özcan ve ark. 2009).

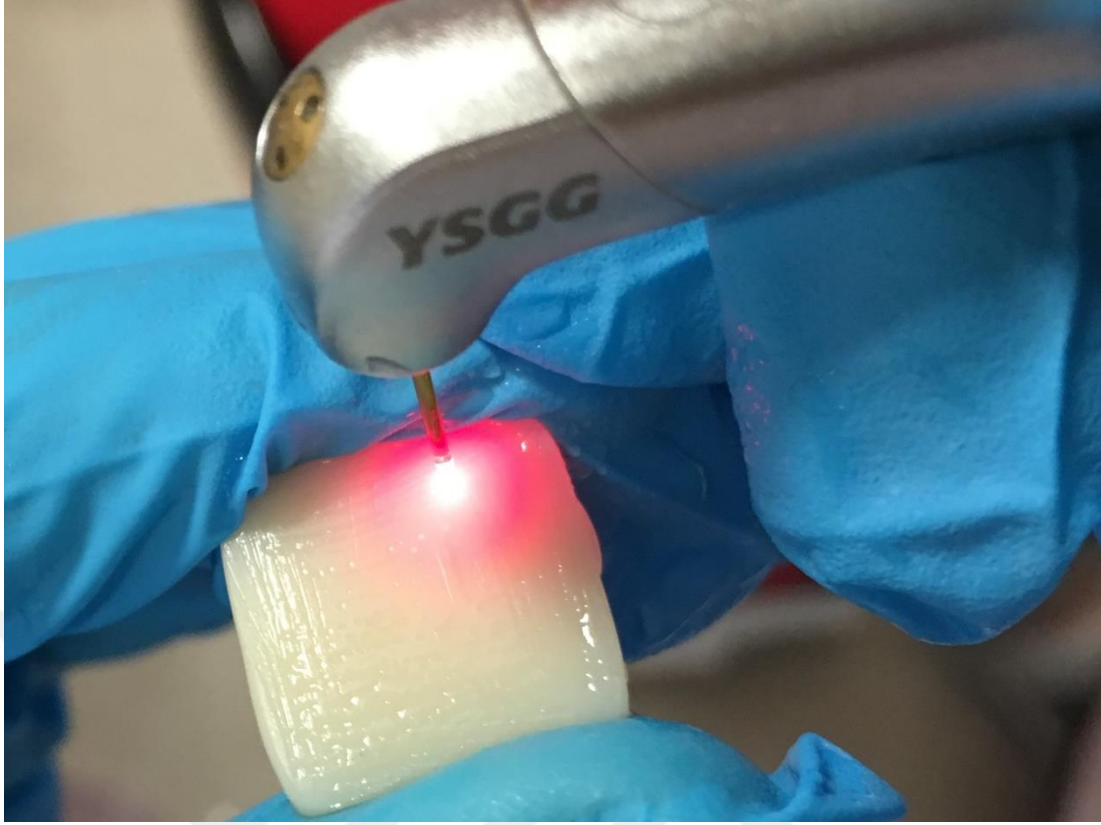


Şekil 2.16: Frez ile Pürüzlendirme İşlemi

Grup LC1: Lava Ultimate (3M, ABD) CAD/CAM bloğundan hazırlanan örneklerin tamir edilecek yüzeyine 2780 nm dalga boyuna sahip olan Er, Cr: YSGG lazerle (Waterlase, Biolase Technology, San Clemente, CA, ABD) pürüzlendirme işlemi uygulandı. 600-µm çapında fiber uç ile örneklere 1 mm uzaklıkta, non-kontakt, 20 sn boyunca (Harorli ve ark. 2015, Barutçigil ve ark. 2016) süpürme hareketiyle uygulandı. Lazer uygulaması sırasında kullanılan parametreler 20 Hz, 3W (Harorli ve ark. 2015, Mirzaei ve ark. 2015), 300 mJ (Gökçe ve ark. 2007), hava seviyesi %60, su seviyesi %50 düzeyinde kullanıldı.



Şekil 2.17: Lazer Parametreleri



Şekil 2.18: Er: Cr; YSGG Lazer ile Pürüzlendirme İşlemi

Yaşlandırma işlemi uygulanmamış Lava Ultimate (3M ESPE, ABD) CAD/CAM bloğundan hazırlanan örnekler rastgele yüzey işlemleri uygulaması için aşağıda açıklandığı şekilde 3 alt gruba ayrıldı:

Grup LA2 (kontrol): Lava Ultimate (3M ESPE, ABD) CAD/CAM bloğundan hazırlanan örneklerin tamir edilecek yüzeyine herhangi bir yüzey işlemi uygulanmadı.

Grup LB2: Lava Ultimate (3M ESPE, ABD) CAD/CAM bloğundan hazırlanan örneklerin tamir edilecek yüzeyine 4 sn boyunca (Özcan ve ark. 2009, Wahsh ve Ghallab 2015) su soğutması altında yüksek hızlı döner aletle yeşil bantlı 107–181 mikrometre gren boyutuna sahip elmas fissür frez (Meisinger, Düsseldorf, Germany) (da Costa ve ark. 2012, Güngör ve ark. 2016) ile pürüzlendirme işlemi uygulandı. Her 5 örnekte bir frez değiştirildi (Özcan ve ark. 2009).

Grup LC2: Lava Ultimate (3M ESPE, ABD) CAD/CAM bloğundan hazırlanan örneklerin tamir edilecek yüzeyine 2780 nm dalga boyuna sahip olan Er, Cr: YSGG

lazerle (Waterlase, Biolase Technology, San Clemente, CA, ABD) pürüzlendirme işlemi uygulandı. 600-µm çapında fiber uç ile örnekler 1 mm uzaklıkta, non-kontakt, 20 sn boyunca (Harorli ve ark. 2015, Barutçigil ve ark. 2016) süpürme hareketiyle uygulandı. Lazer uygulaması sırasında kullanılan parametreler 20 Hz, 3W (Harorli ve ark. 2015, Mirzaei ve ark. 2015), 300 mJ (Gökçe ve ark. 2007), hava seviyesi %60, su seviyesi %50 düzeyinde kullanıldı.

Yaşlandırma işlemi uygulanmış Vita Enamic (Vita Zahnfabrick, ALMANYA) CAD/CAM bloğundan hazırlanan örnekler rastgele yüzey işlemleri uygulaması için aşağıda açıklandığı şekilde 3 alt gruba ayrıldı:

Grup EA1(kontrol): Vita Enamic (Vita Zahnfabrick, ALMANYA) CAD/CAM bloğundan hazırlanan örneklerin tamir edilecek yüzeyine herhangi bir yüzey işlemi uygulanmadı.

Grup EB1: Vita Enamic (Vita Zahnfabrick, ALMANYA) CAD/CAM bloğundan hazırlanan örneklerin tamir edilecek yüzeyine 4 sn boyunca (Özcan ve ark. 2009, Wahsh ve Ghallab 2015) su soğutması altında yüksek hızlı döner aletiyle yeşil bantlı 107–181 mikrometre gren boyutuna sahip elmas fissür frez (Meisinger, Düsseldorf, Germany) (da Costa ve ark. 2012, Güngör ve ark. 2016) ile pürüzlendirme işlemi uygulandı. Her 5 örnekte bir frez değiştirildi (Özcan ve ark. 2009).

Grup EC1: Vita Enamic (Vita Zahnfabrick, ALMANYA) CAD/CAM bloğundan hazırlanan örneklerin tamir edilecek yüzeyine 2780 nm dalga boyuna sahip olan Er, Cr: YSGG lazerle (Waterlase, Biolase Technology, San Clemente, CA, ABD) pürüzlendirme işlemi uygulandı. 600-µm çapında fiber uç ile örnekler 1 mm uzaklıkta, non-kontakt, 20 sn boyunca (Harorli ve ark. 2015, Barutçigil ve ark. 2016) süpürme hareketiyle uygulandı. Lazer uygulaması sırasında kullanılan parametreler 20 Hz, 3W (Harorli ve ark. 2015, Mirzaei ve ark. 2015), 300 mJ (Gökçe ve ark. 2007), hava seviyesi %60, su seviyesi %50 düzeyinde kullanıldı.

Yaşlandırma işlemi uygulanmamış Vita Enamic (Vita Zahnfabrick, ALMANYA) CAD/CAM bloğundan hazırlanan örnekler rastgele yüzey işlemleri uygulaması için aşağıda açıkladığı şekilde 3 alt gruba ayrıldı:

Grup EA2 (kontrol): Vita Enamic (Vita Zahnfabrick, ALMANYA) CAD/CAM bloğundan hazırlanan örneklerin tamir edilecek yüzeyine herhangi bir yüzey işlemi uygulanmadı.

Grup EB2: Vita Enamic (Vita Zahnfabrick, ALMANYA) CAD/CAM bloğundan hazırlanan örneklerin tamir edilecek yüzeyine 4 sn boyunca (Özcan ve ark. 2009, Wahsh ve Ghallab 2015) su soğutması altında yüksek hızlı döner aletle yeşil bantlı 107–181 mikrometre gren boyutuna sahip elmas fissür frez (Meisinger, Düsseldorf, Germany) (da Costa ve ark. 2012, Güngör ve ark. 2016) ile pürüzlendirme işlemi uygulandı. Her 5 örnekte bir frez değiştirildi (Özcan ve ark. 2009).

Grup EC2: Vita Enamic (Vita Zahnfabrick, ALMANYA) CAD/CAM bloğundan hazırlanan örneklerin tamir edilecek yüzeyine 2780 nm dalga boyuna sahip olan Er, Cr: YSGG lazerle (Waterlase, Biolase Technology, San Clemente, CA, ABD) pürüzlendirme işlemi uygulandı. 600-µm çapında fiber uç ile örneklere 1 mm uzaklıkta, non-kontakt, 20 sn boyunca (Harorli ve ark. 2015, Barutçigil ve ark. 2016) süpürme hareketiyle uygulandı. Lazer uygulaması sırasında kullanılan parametreler 20 Hz, 3W (Harorli ve ark. 2015, Mirzaei ve ark. 2015), 300 mJ (Gökçe ve ark. 2007), hava seviyesi %60, su seviyesi %50 düzeyinde kullanıldı.

Yüzey işlemleri uygulandıktan sonra bütün örnekler distile su ile yıkandı ve kurutuldu.

2.1.4 Bütün Gruplardaki Örneklerin Yarısına Silan Uygulanması

Bütün gruplar yüzey işleminden sonra kendi içinde iki alt gruba daha ayrıldı. Gruplardan birine GC seramik primer II (GC, Tokyo, Japonya) uygulanırken, diğerine uygulanmadı. GC seramik primer II (GC, Tokyo, Japonya) üretici firmanın önerilerine göre; 60 sn (Lise ve ark. 2017b, Mühlemann ve ark. 2018) boyunca küçük uçlu bir aplikatör yardımıyla ince bir tabaka halinde uygulandı ve yağsız bir hava spreyiyle kurutuldu.



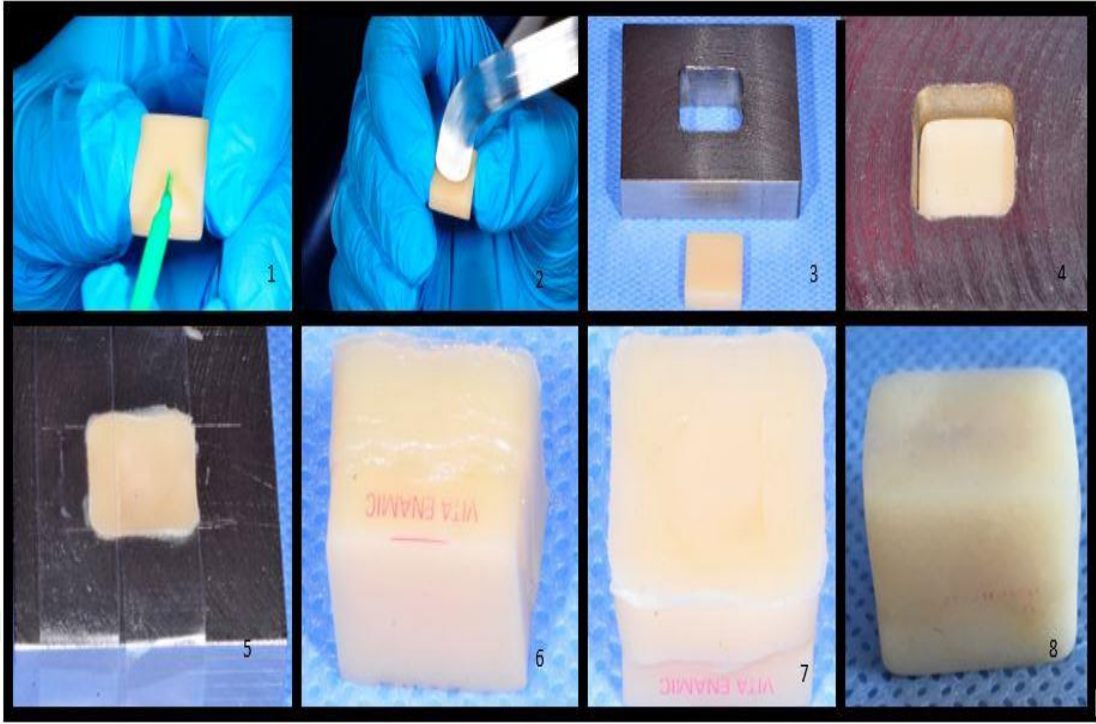
Şekil 2.19: GC Seramik Primer II



Şekil 2.20: Silan Uygulanması

2.1.5 Bonding Ajanının ve Kompozit Rezinin Uygulanması

Seramik primer uygulanmış ve uygulanmamış bütün örneklere Universal Single Bond (3M ESPE, ABD) ve Filtek Ultimate (3M ESPE, ABD) kompozit rezin uygulandı. Örneklere Universal Single Bond (3M ESPE, ABD) bir aplikatör yardımıyla 20 sn boyunca ovalanarak uygulandı ve 5 sn hava ile inceltildi. Elipar S10 (3M ESPE, Minnesota, ABD) ışık cihazıyla 10 sn boyunca polimerize edildi. Bonding işleminden sonra; 4 mm kalınlığında hazırlanan örnekler, 10 mm yüksekliğinde hazırlanmış kalıplara yerleştirildi. Örneklerin üzerine Filtek Ultimate (3M, ESPE, ABD) kompozit rezin 2 mm kalınlığında yerleştirildi ve 20 sn boyunca Elipar S10 (3M ESPE, Minnesota, ABD) ışık cihazıyla polimerize edildi. En son tabakanın üstü oksijen inhibisyon tabakası oluşmaması için Mylar bandı ile kapatıldı. Örnekler kalıplardan çıkartıldıktan sonra kompozit bitirme frezleriyle düzeltilip, OptiDisc (Kerr, ABD) polisaj sistemiyle polisaj işlemi uygulandı.



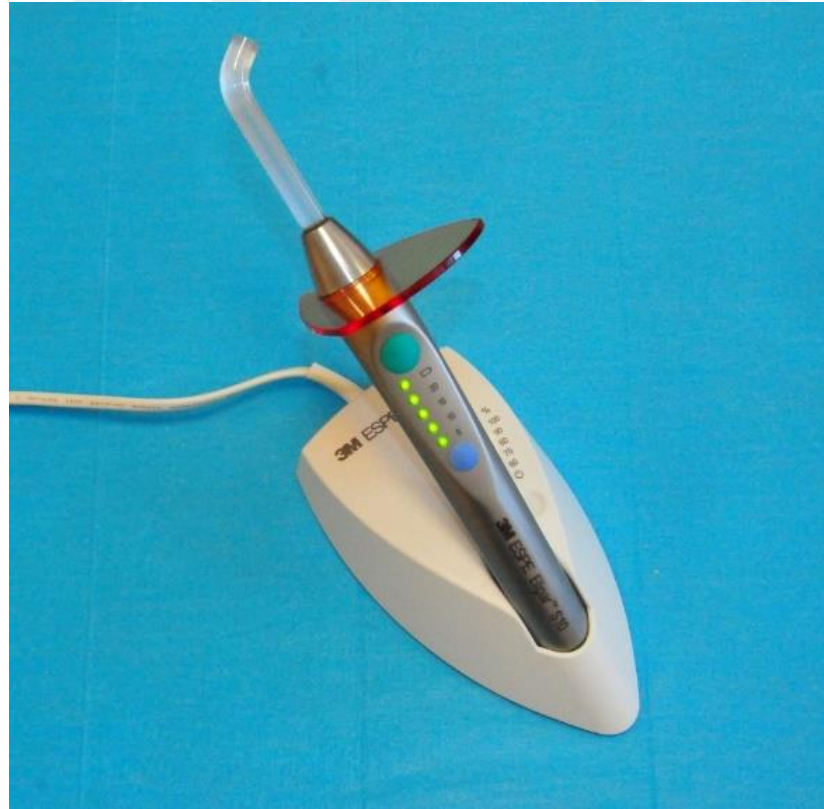
Şekil 2.21: CAD/CAM bloğuna adeziv ve kompozit rezin uygulanması



Şekil 2.22: Universal Single Bond



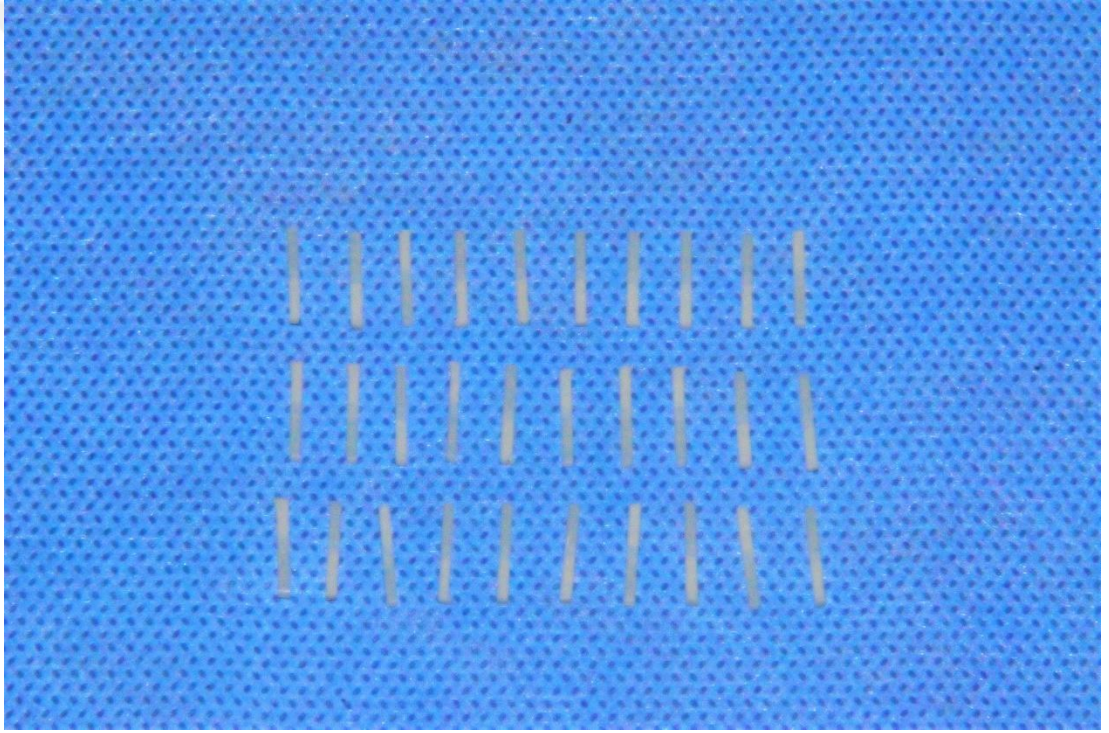
Şekil 2.23: Filtek Ultimate



Şekil 2.24: LED ışık cihazı

2.1.6 Örneklerden Genişliği ve Uzunluğu 1 mm Olacak Şekilde Çubuklar Elde Edilmesi

Kompozit resin ve seramik bloktan oluşan örnekler öncelikle bağlanma yüzeyine dik olacak biçimde, su soğutması altında, 0.4 mm kalınlığındaki bir elmas disk (Metkon, Bursa, Türkiye) ve hassas kesme cihazı (Microcut 201, Bursa, Türkiye) kullanılarak düşük ve sabit hızla kesildi. Aynı örnek ilk kesiler yapıldıktan sonra ikinci kesiler birinci kesiye dik olarak hizalandı ve su soğutması altında hassas kesme cihazında çubuklar oluşturuldu. Elde edilen her çubuk 1×1×8 mm boyutlarındadır.



Şekil 2.25: Uzunluğu ve Genişliği 1 mm Olacak Şekilde Hazırlanan Çubuk Şeklindeki Örnekler

2.1.7 Örneklerin Termal Döngü İle Yaşlandırılması

Her blok grubundan rastgele seçilen en az 20 çubuk örneği termal döngü ile yaşlandırıldı. Bir döngü 5°C ve 55°C sıcaklığa sahip soğuk ve sıcak su tanklarında bekleme süresi 20 sn ve iki banyo arası geçiş süresi 10 sn olacak şekilde ayarlanarak 10000 döngü uygulandı (Stawarczyk ve ark. 2015, Tinastepe ve ark. 2018).

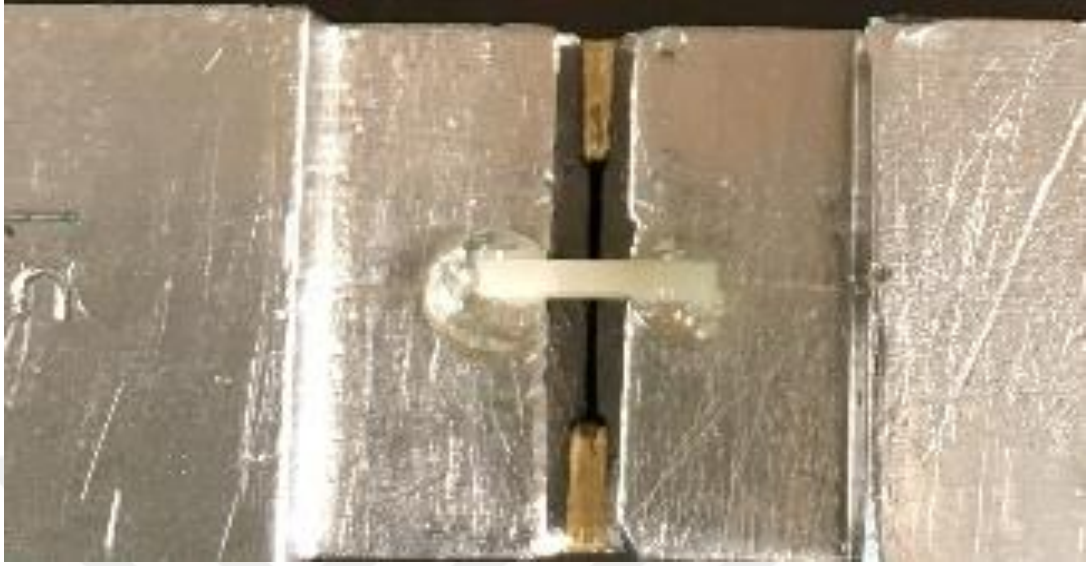
2.1.8 Örneklerin Mikro-Gerilim Dayanım Testinin Yapılması

Hassas kesme işlemi ile elde edilen çubuk şeklindeki örnekler test cihazına yerleştirildi. Test öncesi kopma gösteren örnekler çalışma dışında tutuldu. Cihaza yerleştirilen örnekler iki ucundan siyanoakrilat esaslı yapıştırıcı ile sabitlendi. Bu işlemler yapılırken yapıştırıcının ve hızlandırıcısının, örneklerin bağlanma yüzeylerine bulaşmaması için özen gösterildi.

Örnekler, kopmanın gerçekleştiği en düşük değer elde edilene kadar test cihazında (Microtensile Tester, Bisco Inc, ABD) 1mm/dk'lık hızda 0,5 N'luk gerilme kuvvetine maruz bırakıldı. Kırılmanın gerçekleştiği mikro gerilim bağlanma dayanım değerleri ölçüldü ve kuvvet birimi Newton (N) olarak kalibre edildiği için kopma anındaki değerler aletin dijital göstergesinde sabitlendiğinde bu şekilde tespit edildi. Daha sonra bu değerlerin birimleri, $MPa = \text{kuvvet/alan (N/mm}^2\text{)}$ formülü ile Newton cinsinden MPa'ya dönüştürülüp her bir örnek için kaydedildi.



Şekil 2.26: Mikro- Gerilim Dayanım Test Cihazı



Şekil 2.27: Örneğin Test Cihazına Yerleştirilmesi



Şekil 2.28: Örneğin Kırılması

2.1.9 Kırılan Örneklerin Stereo Mikroskopta Görüntülenmesi

Mikro gerilim bağlanma dayanım testi uygulanan örneklerin kopma yüzeyleri; kırılma tipini belirlemek için stereomikroskopta incelenmiştir.

Kırılma tipleri;

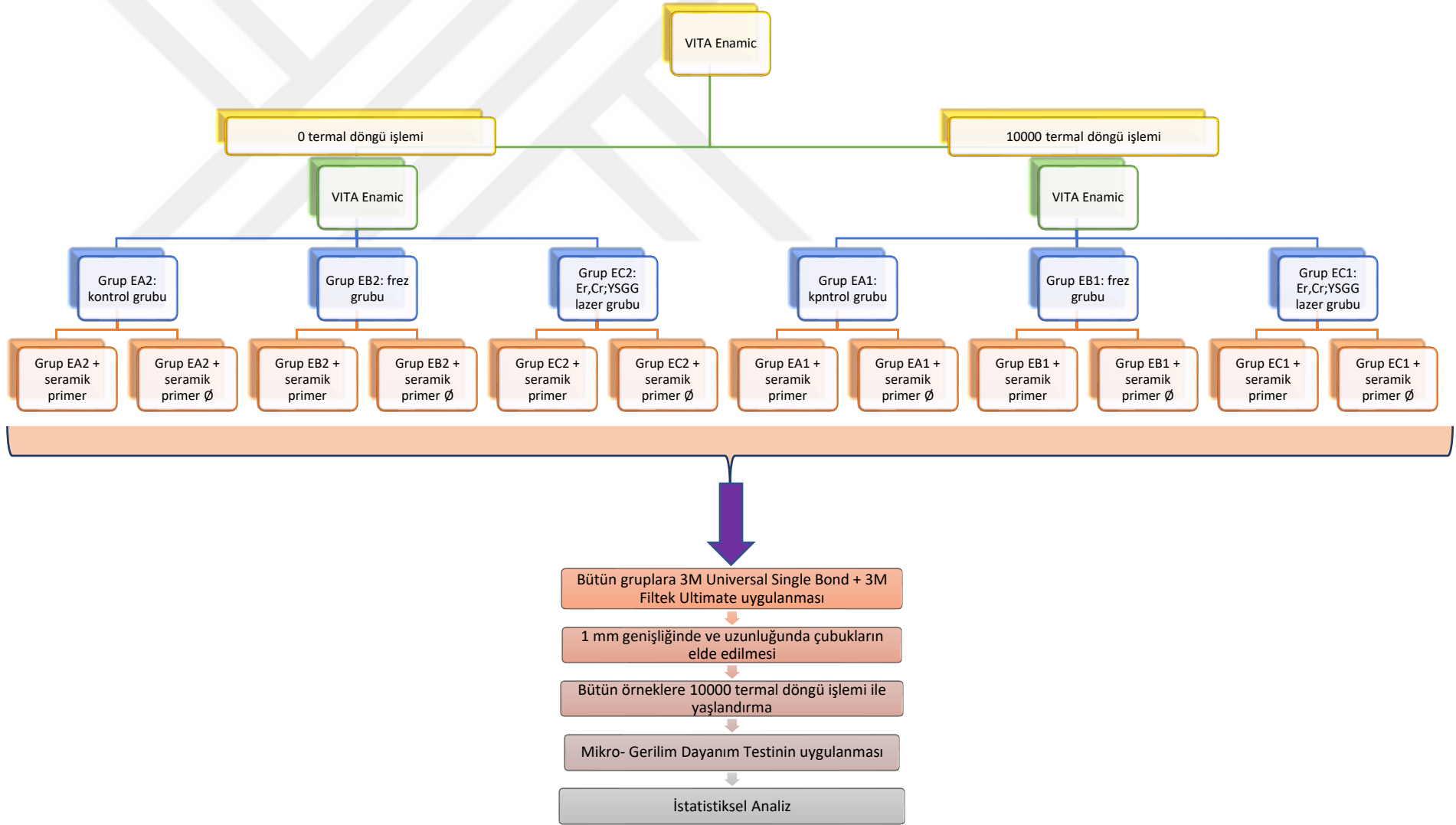
Tip I: Seramik ve kompozit arasında adeziv kırık

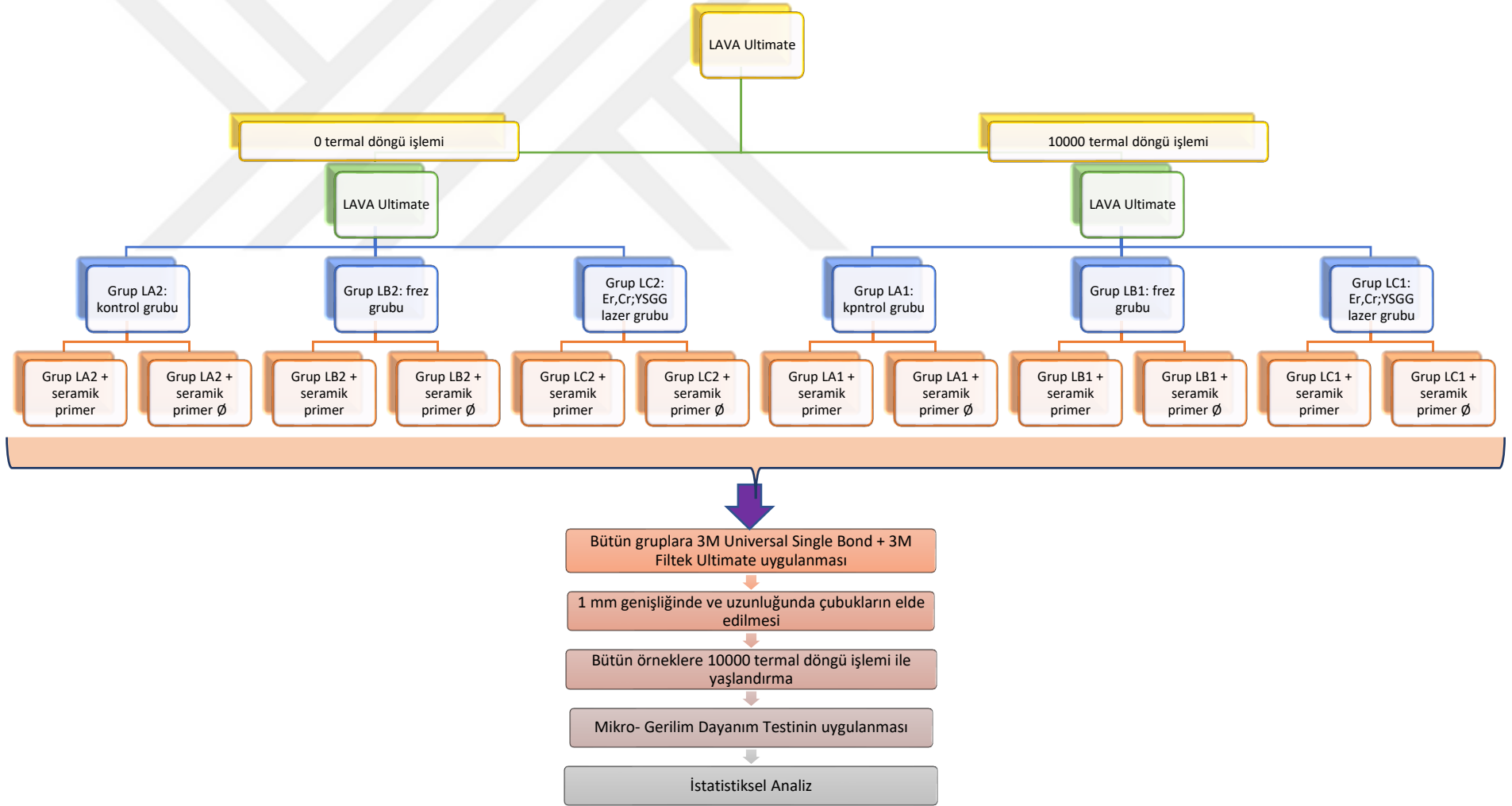
Tip II: Seramik ya da kompozitte koheziv kırık

Tip III: Seramik yüzeyinde kompozitin yarısından fazlası bulunan, seramik ve kompozit arasında karışık kırık, (Visuttiwattanakorn ve ark. 2017) olarak sınıflandırılmıştır.

2.1.10 İstatistiksel Olarak Verilerin Değerlendirilmesi

Araştırmada elde edilen veriler SPSS (Statistical Package for Social Sciences for Windows 22.0) programı kullanılarak analiz edilmiştir. İki grup arasındaki farklar bağımsız grup t-testi ile analiz edilmiştir. İki'den fazla bağımsız grup arasında niceliksel sürekli verilerin karşılaştırılmasında Tek yönlü (One way) Anova testi kullanılmıştır. Anova testi sonrasında farklılıkları belirlemek üzere tamamlayıcı post-hoc analizi olarak Scheffe testi kullanılmıştır ($p < 0.05$).

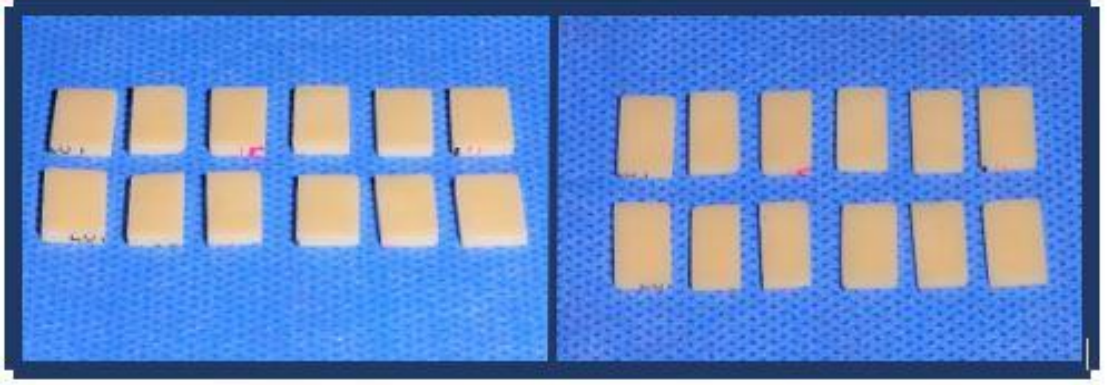




2.2 ÖRNEKLERİN YÜZEY PÜRÜZLÜLÜKLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

2.2.1 CAD\CAM Bloklarından Örneklerin Hazırlanması

Çalışma kapsamında bir hibrit seramik olan Vita Enamic CAD/CAM blok (12×14×18) (Vita Zahnfabrick, ABD) ve rezin nanoseramik olan Lava Ultimate CAD/CAM blok (15×14×18) (3M ESPE, ALMANYA) kullanıldı. Bir hassas kesme cihazı (Microcut 201, Bursa, Türkiye) ile Vita Enamic ve Lava Ultimate blokların her birinden 36'şar tane olmak üzere toplamda 72 örnek hazırlandı. Örneklerin kalınlığı 1,2 mm, uzunlukları 7 mm olarak ayarlandı.



Şekil 2.29: CAD/CAM Bloklarından Dilimler Elde Edilmesi

Elde edilen örneklerin tamir edilecek yüzeyine standart bir yüzey elde etmek için otomatik zımpara makinesi (Forcipol 1V Metkon, Bursa, Türkiye) kullanıldı. Örneklerin her biri otomatik zımpara makinesinde sırasıyla 400, 600, 800 ve 1200 gren boyutuna sahip silikon karbit kağıtlarla (SiC) (Hermes/Schleifmittel GmbH&Co., Hamburg, Germany) 60 sn boyunca zımparalandı. Zımpara uygulanan örnekler daha sonra 5 dk boyunca distile su içerisinde ultrasonik temizleyici ile temizlendi (Filho ve ark. 2004, Özcan ve ark. 2009, Corazza ve ark. 2016, Tinastepe ve ark. 2018).

2.2.2 Örneklerle Farklı Yüzey İşlemlerinin Uygulanması

Lava Ultimate (3M ESPE, ABD) ve Vita Enamic (Vita Zahnfabrick, ALMANYA) CAD/CAM bloğundan hazırlanan örnekler rastgele yüzey işlemleri uygulaması için aşağıda anlatıldığı gibi 3 farklı gruba ayrıldı:

Grup LA (kontrol): Lava Ultimate (3M ESPE, ABD) CAD/CAM bloğundan hazırlanan örneklerin (12 dilim) tamir edilecek yüzeyine herhangi bir yüzey işlemi uygulanmadı.

Grup LB: Lava Ultimate (3M ESPE, ABD) CAD/CAM bloğundan hazırlanan örneklerin (12 dilim) tamir edilecek yüzeyine 4 sn boyunca (Özcan ve ark. 2009, Wahsh ve Ghallab 2015) su soğutması altında yüksek hızlı döner aletle yeşil bantlı 107–181 mikrometre gren boyutuna sahip elmas fissür frez (Meisinger, Düsseldorf, Germany) (da Costa ve ark. 2012, Güngör ve ark. 2016) ile pürüzlendirme işlemi uygulandı. Her 6 örnekte bir frez değiştirildi (Özcan ve ark. 2009).

Grup LC: Lava Ultimate (3M ESPE, ABD) CAD/CAM bloğundan hazırlanan örneklerin (12 dilim) tamir edilecek yüzeyine 2780 nm dalga boyuna sahip olan Er, Cr: YSGG lazerle (Waterlase, Biolase Technology, San Clemente, CA, ABD) pürüzlendirme işlemi uygulandı. 600-µm çapında fiber uç ile örneklere 1 mm uzaklıkta, non-kontakt, 20 sn boyunca (Harorli ve ark. 2015, Barutçigil ve ark. 2016) süpürme hareketiyle uygulandı. Lazer uygulaması sırasında kullanılan parametreler 20 Hz, 3W (Harorli ve ark. 2015, Mirzaei ve ark. 2015), 300 mJ (Gökçe ve ark. 2007), hava seviyesi %60, su seviyesi %50 düzeyinde kullanıldı.

Grup EA (kontrol): Vita Enamic (3M ESPE, ABD) CAD/CAM bloğundan hazırlanan örneklerin (12 dilim) tamir edilecek yüzeyine herhangi bir yüzey işlemi uygulanmadı.

Grup EB: Vita Enamic (Vita Zahnfabrick, ALMANYA) CAD/CAM bloğundan hazırlanan örneklerin (12 dilim) tamir edilecek yüzeyine 4 sn boyunca (Özcan ve ark. 2009, Wahsh ve Ghallab 2015) su soğutması altında yüksek hızlı döner aletle yeşil bantlı 107–181 mikrometre gren boyutuna sahip elmas fissür frez (Meisinger, Düsseldorf, Germany) (da Costa ve ark. 2012, Güngör ve ark. 2016) ile pürüzlendirme işlemi uygulandı. Her 6 örnekte bir frez değiştirildi (Özcan ve ark. 2009).

Grup EC: Vita Enamic (Vita Zahnfabrick, ALMANYA) CAD/CAM bloğundan hazırlanan örneklerin (12 dilim) tamir edilecek yüzeyine 2780 nm dalga boyuna sahip olan Er, Cr: YSGG lazerle (Waterlase, Biolase Technology, San Clemente, CA, ABD) pürüzlendirme işlemi uygulandı. 600-µm çapında fiber uç ile örneklere 1 mm uzaklıkta, non-kontakt, 20 sn boyunca (Harorli ve ark. 2015, Barutçigil ve ark. 2016) süpürme hareketiyle uygulandı. Lazer uygulaması sırasında kullanılan parametreler 20

Hz, 3W (Harorli ve ark. 2015, Mirzaei ve ark. 2015), 300 mJ (Gökçe ve ark. 2007), hava seviyesi %60, su seviyesi %50 düzeyinde kullanıldı.

2.2.3 Örneklerin Yüzeyinin Stereo Mikroskopunda Görüntülenmesi

Farklı yüzey işleminden sonra örneklerin yüzeyleri stereo mikroskopunda (S100 OPMI pico Carl Zeiss MditecAG, Almanya) incelendi.

2.2.4 Örneklerin Yüzey Pürüzlülüklerinin Profilometre De Değerlendirilmesi

Çalışmamızda, yüzey pürüzlülüğü değerlendirmesinde; Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarından temin edilen ve gelişmiş bir cihaz olan Perthometer M2 profilometre (Mahr, Göttingen, Almanya) cihazı kullanıldı.



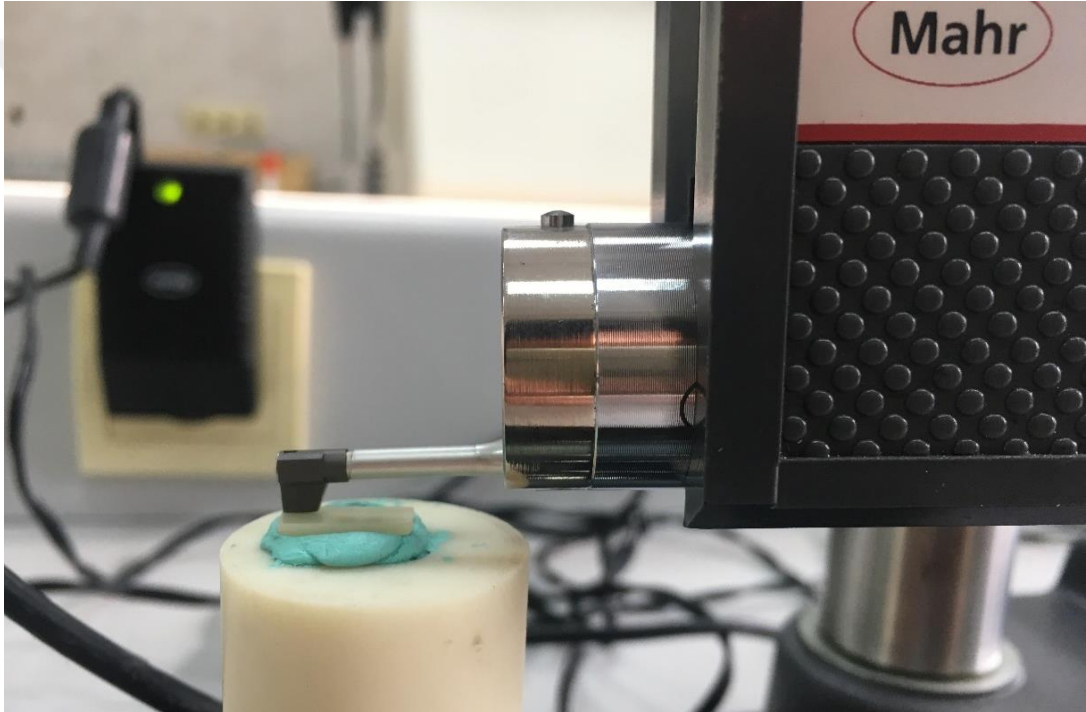
Şekil 2.30: Profilometre Cihazı

Cihazın önemli, teknik özellikleri ise şunlardır:

- 1) DIN EN ISO 4288 /ASME B461 standartlarına uygun ölçüm aralıkları; 5,6 mm; 1,75 mm ve 17,5 mm.
- 2) Seçilen ölçüm aralığına (*tracing length*) göre otomatik olarak profil tanımlaması
- 3) 1'den 5'e kadar seçilebilir örnekleme uzunluğu (*n*)
- 4) Seçilebilir cut off aralığı; 0,25 mm; 0,8 mm; 2,5 mm
- 5) DIN/ISO/REP standartlarına uygun ölçüm parametreleri; Ra, Rz, Rt, Rp, Rpm ve diğerleri.
- 6) R profilinin yazdırılması ve otomatik tarama yapılması

7) 100 µm ölçüm menzilli NHT-6 tarayıcı iğne (Perthometer M2, 2003)

Çalışmada profilometrenin ölçüm aralığı 5,6 mm; cut off değeri 0,25 mm (Tholt ve ark. 2006, Batista ve ark. 2015), örnekleme uzunluğu olan $n=5$ olarak ayarlandı. Ölçme probu olarak, sette bulunan 100 µm ölçüm menziline sahip, EN ISO 3274 standartına uygun, $2\ \mu\text{m}/90^\circ$ stylus yapıdaki NHT-6 tarayıcı iğne kullanıldı. Ölçme kuvveti ise yaklaşık 0,7 mN'dir. Her örneğin ortalama yüzey pürüzlülüğü değeri (R_a) kaydedildi. Bu ölçümler her örnek için 3 farklı bölgede tekrarlanarak (Tholt ve ark. 2006, Aykent ve ark. 2010, Akar ve ark. 2014, Batista ve ark. 2015) aritmetik ortalaması alındı. Her grup ölçümünden sonra kalibrasyon işlemi yapıldı.



Şekil 2.31: Pürüzlülük Ölçümü

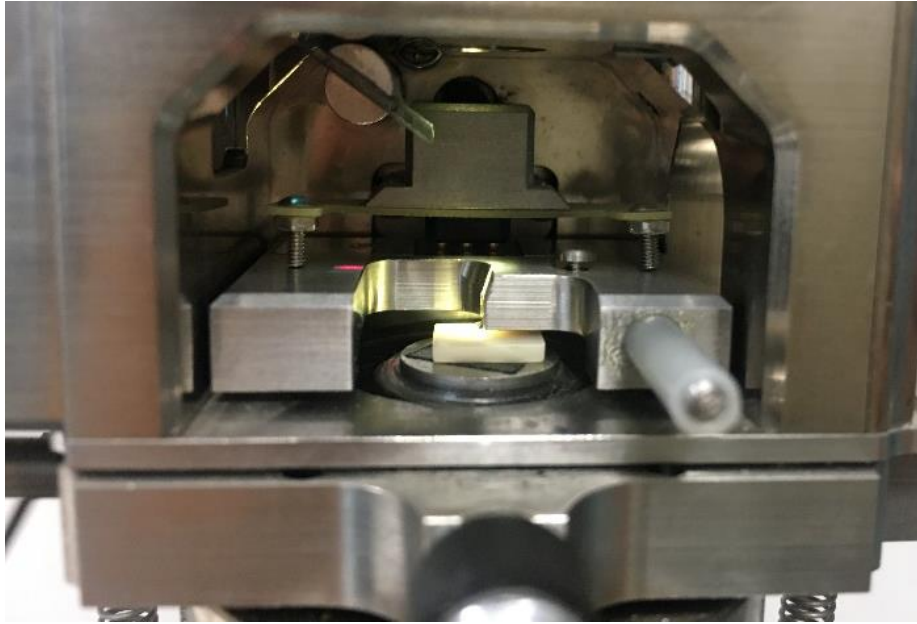
2.2.5 Örneklerin Yüzey Pürüzlülüklerinin Atomik Kuvvet Mikroskopunda Değerlendirilmesi

Çalışmamızda, Atomik Kuvvet Mikroskobu ile yüzey pürüzlülüğü ölçümleri, Orta Doğu Teknik Üniversitesi Merkez Laboratuvarında bulunan ve gelişmiş bir cihaz olan, Veeco MultiMode V (Santa Barbara, CA, ABD) ile yapıldı. 100 nm'lik bir uç yarıçapı ile bir NP-tipi V-şekilli Si_3N_4 uç (Santa Barbara, CA, ABD) kullanıldı. Yüzey ölçümleri 2.03 Hz tarama hızında gerçekleştirildi. $20 \times 20\ \mu\text{m}$ alanlar tarandı. Örneklerin 256×256 piksel çözünürlükteki üç boyutlu görüntüleri ve ortalama yüzey

pürüzlülüğü (Ra) değerleri saptandı ve kaydedildi. Örnekten elde edilen AFM görüntüleri ve pürüzlülük ölçümleri tapping modunda elde edildi. Kalibrasyon, her ölçüm aşamasında tekrarlandı.



Şekil 2.32: Atomik Kuvvet Mikroskobu



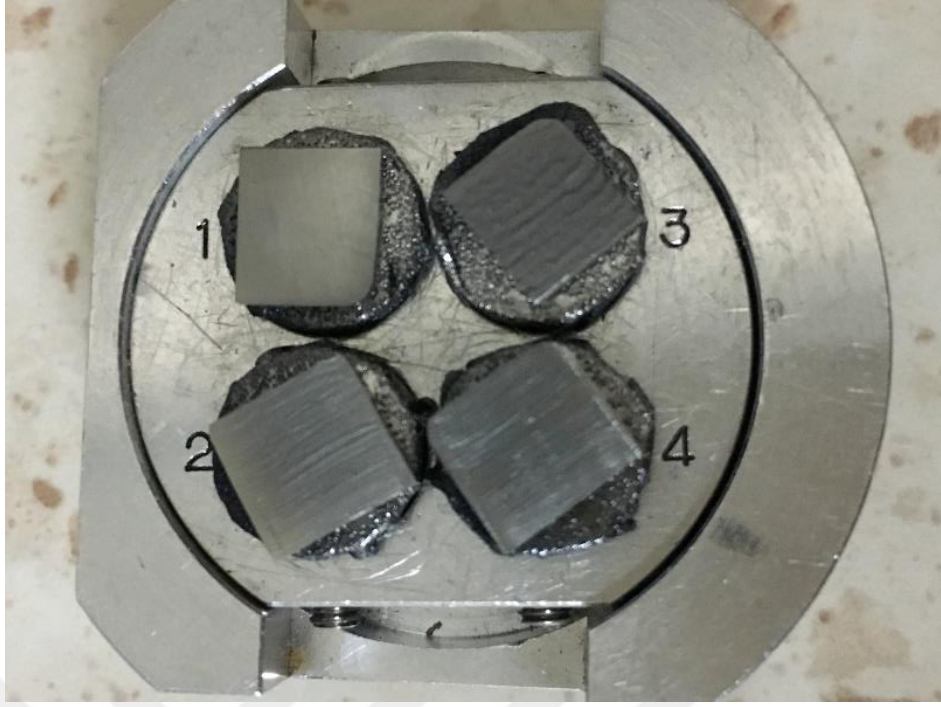
Şekil 2.33: Örneğin Mikroskoba Yerleştirilmesi

2.2.6 Örneklerin Yüzey Pürüzlülüklerinin SEM De Değerlendirilmesi

Örneklerin yüzey pürüzlülüklerinin incelemesi Kırıkkale Üniversitesi Bilimsel ve Teknolojik Araştırmalar Uygulama ve Araştırma Merkezi'nde bulunan SEM cihazında (JEOL JSM-5600, Japonya) gerçekleştirildi. Örnekler örnek tutucusuna yerleştirilerek kaplama için hazırlandılar. Örneklerin iletken hale gelmesi amacıyla örnekler kaplama cihazında palladyum ile kaplandı. Palladyum ile kaplanan örnekler SEM cihazına yerleştirildi. Ardından, örneğin içerisindeki hava ve suyun yok edilmesi amacıyla vakumlama işlemine başlandı. Ortamın basıncı 10^{-4} Torr'a düştükten sonra görüntüleme işlemine geçildi. Standardizasyonun sağlanması amacıyla görüntüler genel olarak 100X ve 1000X büyütme oranlarında alındı.



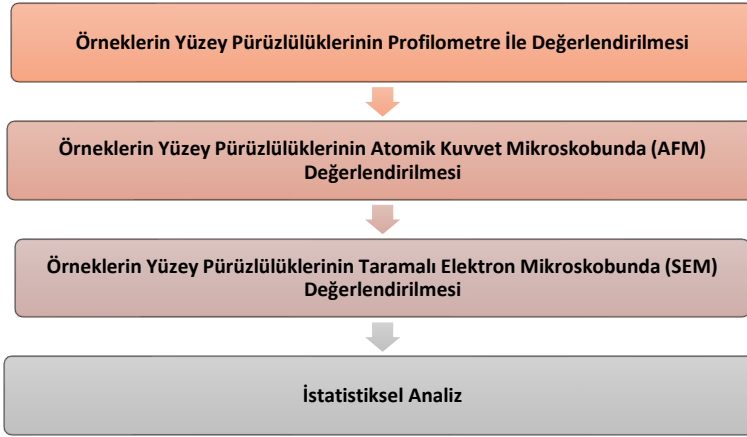
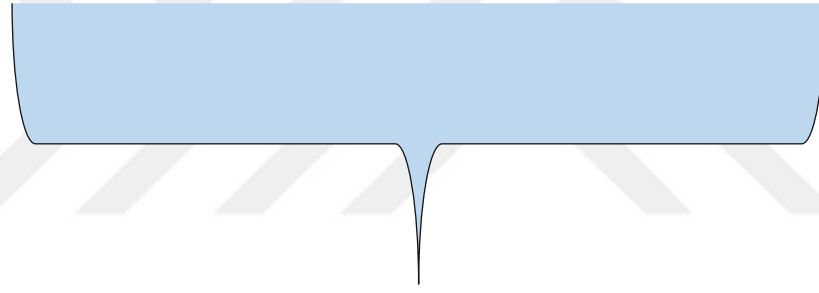
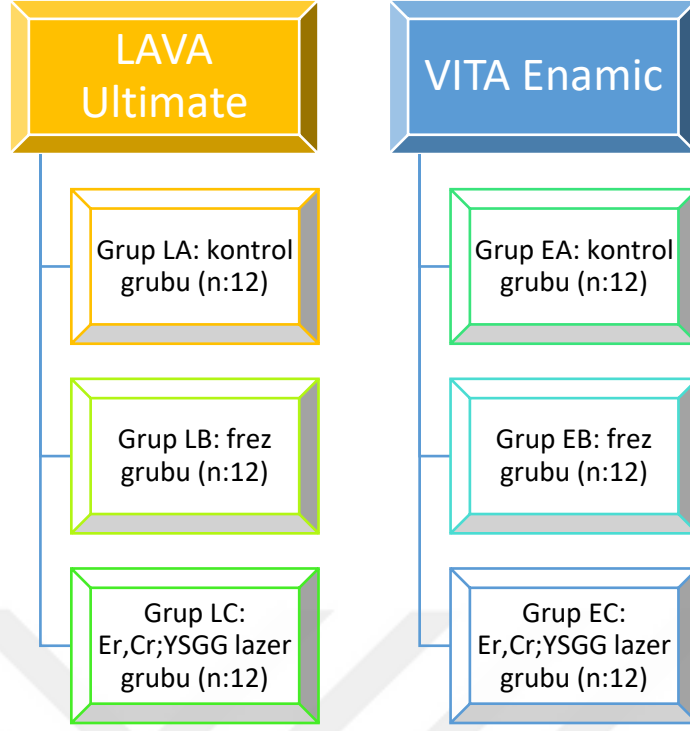
Şekil 2.34: Taramalı Elektron Mikroskobu



Şekil 2.35: Palladyum ile Kaplanan Örnekler SEM Cihazına Yerleştirilmesi

2.2.7 İstatistiksel Olarak Verilerin Değerlendirilmesi

Araştırmada elde edilen veriler SPSS (Statistical Package for Social Sciences for Windows 22.0) programı kullanılarak analiz edilmiştir. İki'den fazla bağımsız grup arasında niceliksel sürekli verilerin karşılaştırılmasında Tek yönlü (One way) Anova testi kullanılmıştır. Anova testi sonrasında farklılıkları belirlemek üzere tamamlayıcı post-hoc analizi olarak Scheffe testi kullanılmıştır ($p < 0.05$).



2.3 ÖRNEKLERİN RENK STABİLİTESİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

2.3.1 CAD\CAM Bloklarından Ve Kompozit Rezinden Örneklerin Hazırlanması

Çalışma kapsamında kullanılan blokların (Vita Enamic ve Lava Ultimate) her birinden hassas kesme cihazı (Microcut 201, Bursa, Türkiye) ile 2 mm kalınlığında ve 7 mm uzunluğunda 24'er tane olmak üzere toplamda 48 adet örnek hazırlandı.

Elde edilen örneklerin tamir edilecek yüzeyine standart bir yüzey elde etmek için otomatik zımpara makinesi (Forcipol 1V Metkon, Bursa, Türkiye) ile sırasıyla 400, 600, 800 ve 1200 gren boyutuna sahip silikon karbit kağıtlar (SiC) (Hermes/Schleifmittel GmbH&Co., Hamburg, Germany) kullanılarak her biri için 60 sn boyunca zımparalama işlemi uygulandı. Zımparalanan örnekler daha sonra 5 dk distile suda bekletilerek ultrasonik bir temizleyici ile temizlendi (Filho ve ark. 2004, Özcan ve ark. 2009, Corazza ve ark. 2016, Tinastepe ve ark. 2018). Daha sonra örneklere OptiDisc (Kerr, ABD) polisaj sistemiyle polisaj yapıldı.

Nanofil bir kompozit rezin olan Filtek Ultimate (3M ESPE, ABD); paslanmaz çelik kalıp kullanılarak 2 mm kalınlığında ve 7 mm uzunluğunda toplamda 24 adet örnek hazırlandı. Hazırlanan kompozit örnekler 20 saniye boyunca Elipar S10 (3M ESPE, Minnesota, ABD) ışık cihazı kullanılarak 1000mW/cm² güçte polimerize edildi. Örnekler kalıplardan çıkarıldıktan sonra kompozit bitirme frezleriyle düzeltilip; OptiDisc (Kerr, ABD) polisaj sistemiyle polisajlandı.

2.3.2 Örneklerin Termal Döngü İle Yaşlandırılması

Hazırlanan kompozit rezin ve CAD/CAM blok örnekleri 24 saat 37°C'de distile suda meydana gelebilecek su emilimin etkilerini ortadan kaldırmak amacıyla bekletildi. Örnekler 24 saat sonra sudan çıkarıldı ve kurutuldu. Hazırlanan bütün örnekler termal döngü ile yaşlandırıldı. Bir döngü, +5°C- +55°C sıcaklığa sahip soğuk ve sıcak su tanklarında bekleme süresi 20 sn ve iki banyo arası geçiş süresi 10 sn olacak şekilde ayarlanarak toplam 10000 döngü uygulandı (Tinastepe ve ark. 2018).

2.3.3 Örneklerin Renklerinin Spektrofotometre İle Ölçülmesi

Kompozit rezin ve CAD/CAM blok örneklerin başlangıç renkleri ve termal döngü işleminden sonraki renkleri spektrofotometre (VITA Easyshade Compact, Vident, Almanya) ile tespit edildi. Her ölçümden önce cihaz kalibre edildi. Arka plan etkisi ortadan kaldırmak amacıyla her ölçüm standart beyaz zemin üzerinde gerçekleştirildi (Zenthöfer ve ark. 2014, Çömlekoğlu ve ark. 2016) ve günün aynı saatlerinde yapıldı. Ölçümler sırasında cihazın fiber optik ucunun örneklerle dik ve yere paralel şekilde yerleştirildi.

Daha sonra tüm örneklerin yarısı cam şişe içerisinde hazırlanmış distile suya, diğer yarısı cam şişe içerisinde hazırlanmış kahve solüsyonunun içerisine atılıp karanlık etüve konuldu. Kahvenin hazırlanmasında 2 gram neskafe tozu (Nestle, Vevey, İsviçre) ve 200 ml sıcak su kullanıldı. 10 dakika bekletildikten sonra süzüldü.

Bir gün sonra içeceklerden çıkarılan örnekler, 60 sn boyunca (Alharbi ve ark. 2017) distile su ile yıkanıp hava ile kurutuldu. Her bir örnek için üçer kez olmak üzere renk ölçümleri yapıldı. İlk 24 saatlik ölçümlerin yapılmasından sonra örnekler yine solüsyonlar (distile su ve kahve solüsyonu) içerisine kondu. Her gün solüsyonlar yenilendi. Her renk ölçümünden önce (7. gün, 14. gün ve 28. gün) örnekler 60 sn boyunca (Alharbi ve ark. 2017) yıkanıp kurutulduktan sonra her biri için üçer kez olacak şekilde spektrofotometre (VITA Easyshade Compact, Vident, Almanya) ile renk tespit edildi.

Tüm ölçümlerin yapılmasının ardından ölçüm tekrarlarının ortalamaları alındı. Örneklerde meydana gelen renk değişikliği L, a ve b değerleri yardımıyla hesaplanan ΔE parametresi ile formüle edildi.

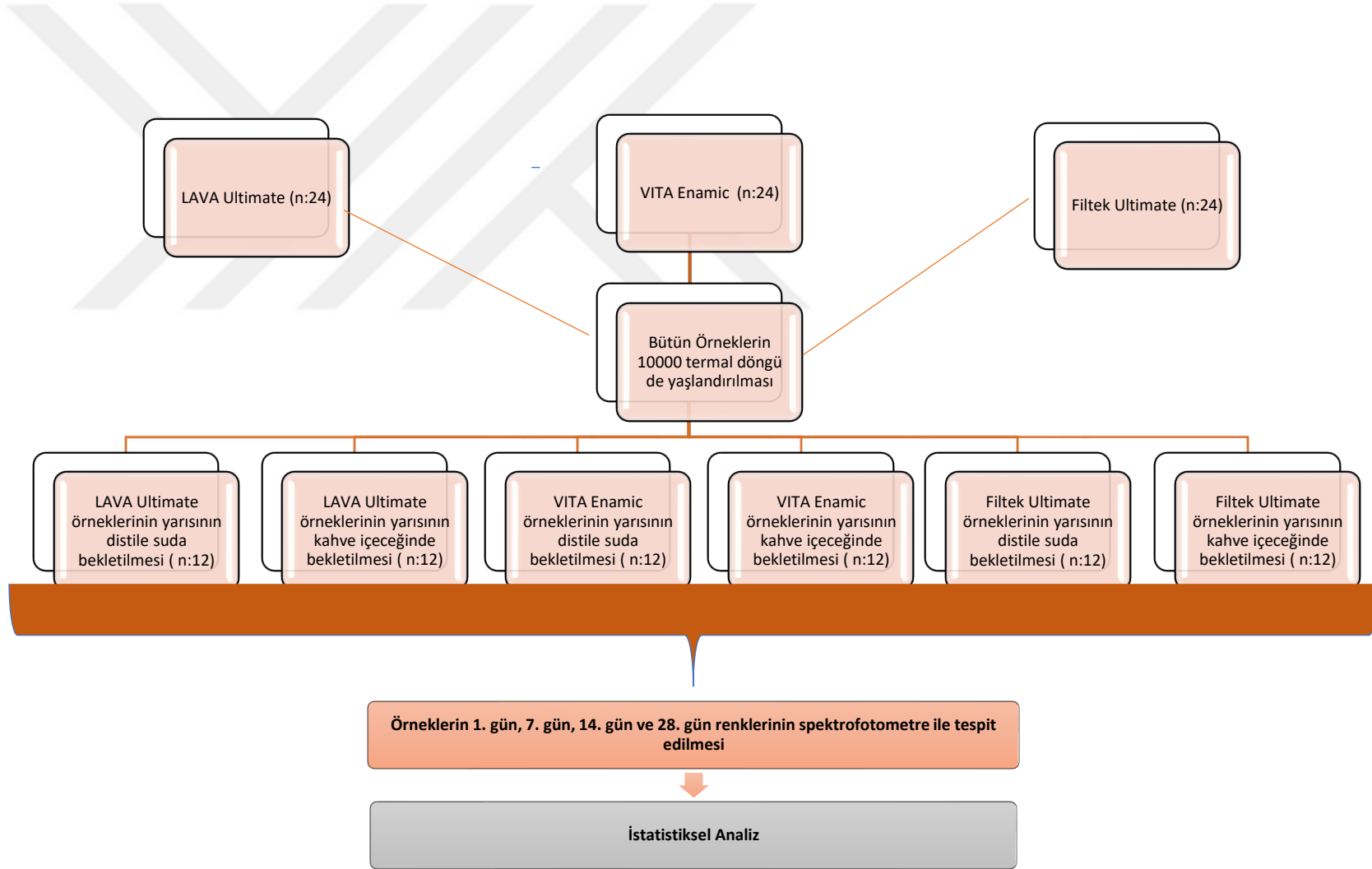
$$\Delta E = [(\Delta L0 - \Delta L1)^2 + (\Delta a0 - \Delta a1)^2 + (\Delta b0 - \Delta b1)^2] \times 1 / 2$$

ΔE değerleri, O'Brien ve arkadaşları (O'Brien 2002) tarafından bulunan klinik renk eşleşmesine göre skorlandı (Tablo 1.2).

2.3.4 İstatistiksel Olarak Verilerin Değerlendirilmesi

Araştırmada elde edilen veriler SPSS (Statistical Package for Social Sciences for Windows 22.0) programı kullanılarak analiz edilecektir. Verilerin değerlendirilmesinde tanımlayıcı istatistiksel yöntemleri olarak ortalama, standart sapma kullanılmıştır. Grup içi tekrarlı ölçümler arasındaki farkın belirlenmesinde tekrarlı ölçümler Anova testi ikiden fazla gruplar arasındaki farklar tek yönlü Anova testi ve post-hoc testi ile analiz edilmiştir ($p < 0.05$).





3 BULGULAR

3.1 MİKRO GERİLİM BAĞ DAYANIM TESTİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Vita Enamic hibrit porselen blok kullanılarak hazırlanan örneklerin mikro gerilim bağ dayanımı test sonuçlarına göre Eb2+S grubunun (Yaşlandırma yapılmamış, frezle pürüzlendirilmiş ve silan uygulanmış Vita Enamic grubu) diğer bütün gruplardan anlamlı derecede daha yüksek ortalama bağlanma değeri gösterdiği bulundu ($p<0,05$). En düşük ortalama bağlanma değeri gösteren grup ise Eb1 grubu (Yaşlandırma yapılmış, frezle pürüzlendirilmiş ve silan uygulanmamış Vita Enamic grubu) oldu. Frezle pürüzlendirilmiş ve silan uygulanmış grupların ikisinde de (yaşlandırma uygulanan = Eb1+S ve yaşlandırma uygulanmayan = Eb2+S) silan uygulamasının ortalama bağlanma değerini anlamlı derecede arttığı bulundu ($p<0,05$). Ayrıca yaşlandırma uygulanmayan kontrol grubunda (Ea1+S) da silan uygulamasının ortalama bağlanma değerini anlamlı şekilde arttırdığı gözlemlendi ($p<0,05$). Diğer gruplarda silan uygulamasının ortalama bağlanma değerlerinde anlamlı bir artışa ya da düşüşe neden olmadığı gözlemlendi ($p>0,05$).

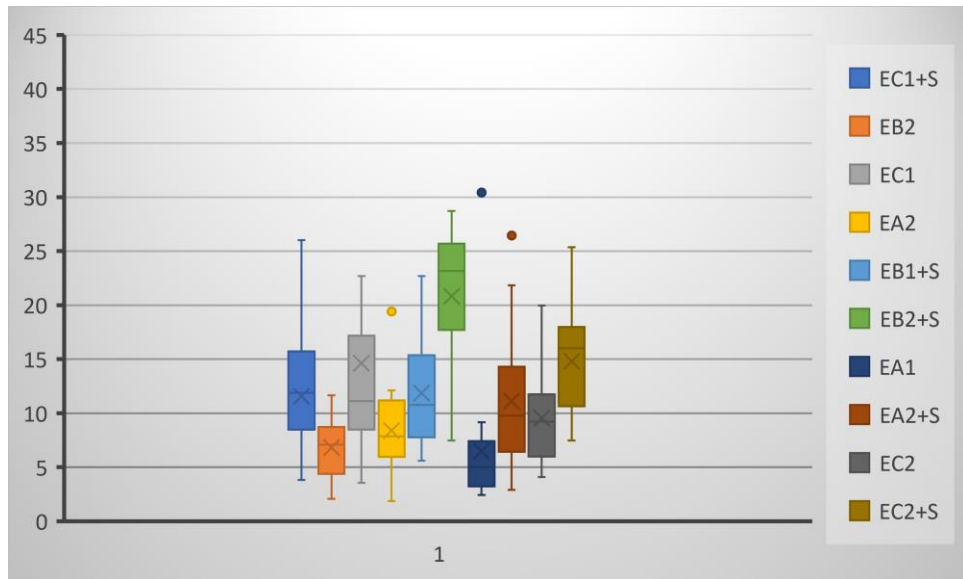
Termal döngü uygulanmayan, frezle pürüzlendirilen ve silan uygulanarak restore edilen grup (Eb2+S), kendisiyle tek farkı termal döngü uygulanmış olması olan gruptan (Eb1+S) anlamlı derecede daha fazla ortalama bağlanma değeri gösterdi ($p<0,05$). Termal döngü uygulanan ve uygulanmayan diğer gruplar ortalama bağlanma değerleri açısından birbirleriyle anlamlı farklılıklar göstermedi ($p>0,05$).

Termal döngü uygulanan, lazerle pürüzlendirilen, silan uygulanmayan Vita Enamic ile hazırlanan grubun (EC1) bağlanma değeri; silan uygulanmayan hem termal döngü uygulanan hem de termal döngü uygulanmayan frezle pürüzlendirilen grubun (EB1, EB2) ve kontrol grubun (EA1, EA2) bağlanma değerlerinden anlamlı derecede yüksek bulundu ($p<0,05$). Termal döngü ve silan uygulanmayan kontrol grubun, frez ile pürüzlendirilen grubun ve lazer ile pürüzlendirilen grubun bağlanma değerleri arasında anlamlı bir fark bulunmadı ($p>0,05$). Vita Enamic materyali kullanılarak hazırlanan grupların ortalama bağlanma dayanımı değerleri Tablo 3.5 ve Grafik 3.1' de gösterilmiştir.

Tablo 3.5: Vita Enamic Materyalinin Gruplara Göre Bağlanma Dayanımı Ortalamaları (MPa)

	Grup	N	Ort	Ss	F	P	Fark
Bağlanma Dayanımı	Eb1	32	5,775	3,908	12,436	0,000	2>1
	Ea1+s	40	13,255	5,969			5>1
	Ec1+s	27	11,578	5,184			7>1
	Eb2	25	6,817	2,863			8>1
	Ec1	39	14,632	15,281			12>1
	Ea2	30	8,389	4,214			8>2
	Eb1+s	26	11,878	4,987			8>3
	Eb2+s	36	20,818	6,266			2>4
	Ea1	23	6,475	5,660			5>4
	Ea2+s	27	11,115	6,159			8>4
	Ec2	30	9,539	4,122			12>4
	Ec2+s	30	14,811	4,372			8>5
							5>6
							8>6
							12>6
							8>7
							2>9
							5>9
							8>9
							12>9
							8>10
							8>11
							8>12

Grafik 3.1: Vita Enamic Materyaline Ait Gruplarının Bağlanma Dayanımı Değerlerini Gösteren Saplı Kutu Grafiği



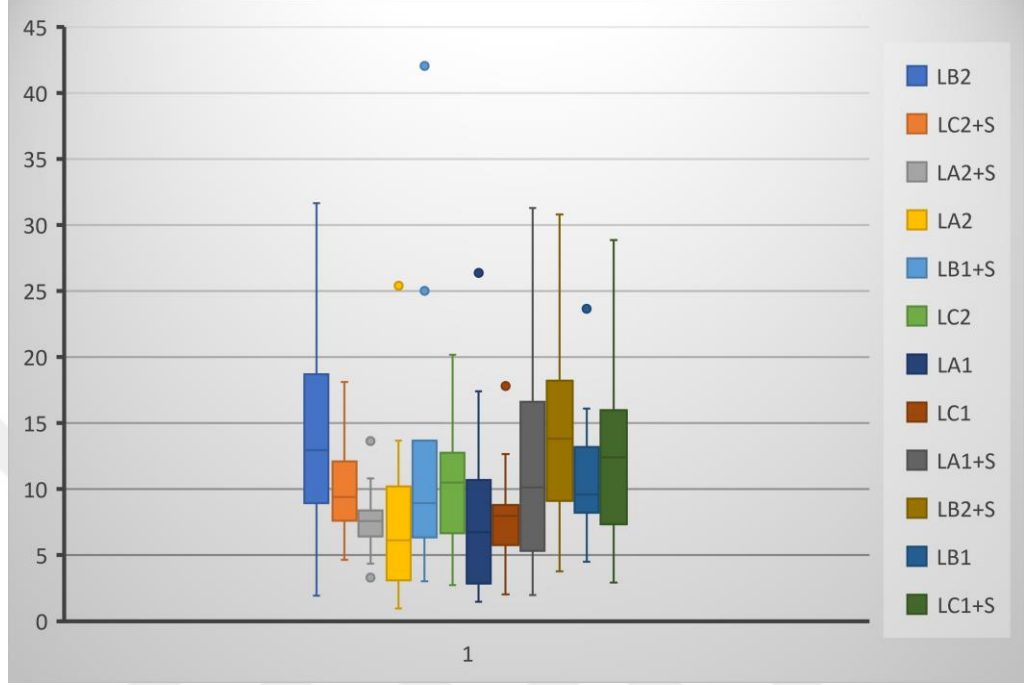
Lava Ultimate CAD/CAM blok kullanılarak hazırlanan örneklerin mikro gerilim bağ dayanımı test sonuçlarına göre en yüksek ortalama bağlanma değeri termal döngü uygulanmamış, frezle pürüzlendirilmiş ve silan uygulanmış grupta (Lb2+S), en düşük değer termal döngü ve silan uygulanmamış kontrol grubunda (La2) bulundu.

Silan uygulanan ya da uygulanmayan gruplar arasındaki ortalama bağlanma değerleri benzer bulundu ($p>0,05$). Bunun yanında bütün parametrelerin aynı olduğu, termal döngü uygulanan ve uygulanmayan gruplar arasında da ortalama bağlanma değerlerinin benzer olduğu saptandı ($p>0,05$). Lava Ultimate materyalinin gruplara göre bağlanma dayanımı ortalamaları Tablo 3.6 ve Grafik 3.2’ de gösterilmiştir.

Tablo 3.6: Lava Ultimate Materyalinin Gruplara Göre Bağlanma Dayanımı Ortalamaları (MPa)

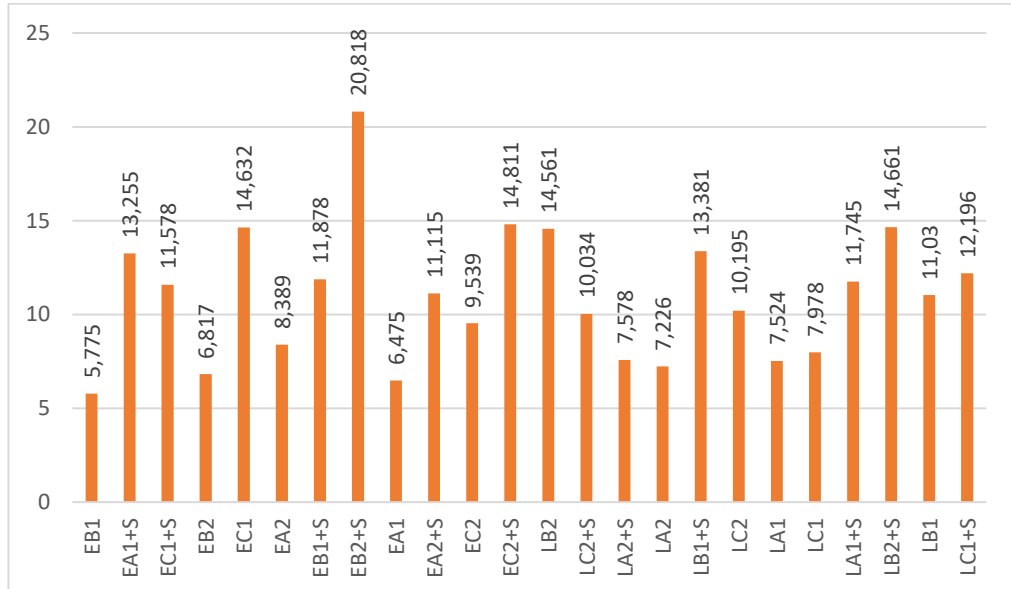
	Grup	N	Ort	Ss	F	P	Fark
Bağlanma Dayanımı	Lb2	34	14,561	7,719	5,235	0,000	1>3 5>3 10>3 1>4 5>4 10>4 1>7 5>7 10>7 1>8 10>8
	Lc2+s	35	10,034	3,224			
	La2+s	27	7,578	2,031			
	La2	27	7,226	5,161			
	Lb1+s	27	13,381	12,044			
	Lc2	30	10,195	4,670			
	La1	28	7,524	5,957			
	Lc1	29	7,978	2,977			
	La1+s	36	11,745	8,577			
	Lb2+s	25	14,661	6,796			
	Lb1	38	11,030	4,577			
Lc1+s	26	12,196	5,715				

Grafik 3.2: Lava Ultimate Materyaline Ait Gruplarının Bağlanma Dayanımı Değerlerini Gösteren Saplı Kutu Grafiği



Vita Enamic ve Lava Ultimate bloklar kullanılarak hazırlanan örneklerin ortalama bağlanma değerleri de karşılaştırılmalı olarak değerlendirildi ve örneklerin ortalama bağlanma değerleri bir çubuk grafikte gösterildi (Grafik 3.3).

Grafik 3.3: Vita Enamic ve Lava Ultimate Materyallerinin Bağlanma Dayanımı Ortalamaları



Kontrol grubunda olan ve yaşlandırma işlemi uygulanan Vita Enamic ve Lava Ultimate örneklerin ortalama bağlanma değerleri grup değişkenine göre anlamlı farklılık göstermedi ($p>0,05$). Benzer ortalama bağlanma değerleri aynı grupların yaşlandırma işlemi uygulanmayanları için de gözlemlendi ($p>0,05$). Bahsedilen gruplara ait ortalama bağlanma değerleri ve Tablo 3.7 ve Tablo 3.8’de gösterildi.

Tablo 3.7: Yaşlandırma İşlemi Uygulanan Kontrol Grubu Olan Vita Enamic ve Lava Ultimate Materyallerin Bağlanma Dayanımı Ortalamaları

Gruplar	Ea1 (n=23)	La1 (n=28)	T	P
	Ort±Ss	Ort±Ss		
Kuvvet	6,475±5,660	7,524±5,957	-0,640	0,525

Tablo 3.8: Yaşlandırma İşlemi Uygulanmayan, Kontrol Grubu Olan Vita Enamic ve Lava Ultimate Materyallerinin Bağlanma Dayanımı Ortalamaları

Gruplar	Ea2 (n=30)	La2 (n=27)	T	P
	Ort±Ss	Ort±Ss		
Kuvvet	8,389±4,214	7,226±5,161	0,936	0,354

Yaşlandırma işlemi uygulanan ve elmas frezle yüzey işlemi uygulanan Lava Ultimate ile hazırlanan örneklerin ortalama bağlanma değerlerinin Vita Enamic ile hazırlanan örneklerden istatistiksel olarak anlamlı derecede daha fazla olduğu ölçüldü ($p<0,05$). Aynı şekilde yaşlandırma işlemi uygulanmamış ve elmas frezle yüzey işlemi uygulanmış gruplarda da Lava Ultimate ile hazırlanan örnekler, Vita Enamic ile hazırlanan örneklerden anlamlı derecede daha fazla ortalama bağlanma değeri gösterdi ($p<0,05$). Ortalama bağlanma değerleri Tablo 3.9 ve Tablo 3.10’da gösterildi.

Tablo 3.9: Yaşlandırma İşlemi Uygulanan, Frez İle Yüzey İşlemi Yapılan Vita Enamic ve Lava Ultimate Materyallerin Bağlanma Dayanımı Ortalamaları

Gruplar	Eb1 (n=32)	Lb1 (n=38)	T	P
	Ort±Ss	Ort±Ss		
Kuvvet	5,775±3,908	11,030±4,577	-5,112	0,000

Tablo 3.10: Yaşlandırma İşlemi Uygulanmayan, Frez İle Yüzey İşlemi Yapılan Vita Enamic ve Lava Ultimate Materyallerin Bağlanma Dayanımı Ortalamaları

Gruplar	Eb2 (n=25)	Lb2 (n=34)	T	P
	Ort±Ss	Ort±Ss		
Kuvvet	6,817±2,863	14,561±7,719	-4,772	0,000

Yaşlandırma işlemi uygulanan ve lazer ile yüzey işlemi uygulanan Vita Enamic ile hazırlanan örneklerin ortalama bağlanma değerlerinin Lava Ultimate ile hazırlanan örneklerden istatistiksel olarak anlamlı derecede daha fazla olduğu ölçülürken ($p<0,05$); Yaşlandırma işlemi uygulanmayan ve lazer ile yüzey işlemi uygulanan Vita Enamic ve Lava Ultimate ile hazırlanan örnekler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmedi ($p>0,05$). Ortalama bağlanma değerleri Tablo 3.11 ve Tablo 3.12’de gösterildi.

Tablo 3.11: Yaşlandırma İşlemi Uygulanan, Lazer ile Yüzey İşlemi Yapılan Vita Enamic ve Lava Ultimate Materyallerin Bağlanma Dayanımı Ortalamaları

Gruplar	Ec1 (n=39)	Lc1 (n=29)	T	P
	Ort±Ss	Ort±Ss		
Kuvvet	14,632±15,281	7,978±2,977	2,308	0,011

Tablo 3.12: Yaşlandırma İşlemi Uygulanmayan, Lazer ile Yüzey İşlemi Yapılan Vita Enamic ve Lava Ultimate Materyallerin Bağlanma Dayanımı Ortalamaları

Gruplar	Ec2 (n=30)	Lc2 (n=30)	T	P
	Ort±Ss	Ort±Ss		
Kuvvet	9,539±4,122	10,195±4,670	-0,576	0,567

Yaşlandırma işlemi ve silan uygulanan, kontrol grubunda olan Vita Enamic ve Lava Ultimate ile hazırlanan örneklerin ortalama bağlanma değerleri grup değişkenine göre istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmedi ($p>0,05$). Yaşlandırma işlemi

uygulanmayan, silan uygulanan ve kontrol grubunda olan Vita Enamic ile hazırlanan örneklerin ortalama bağlanma değeri; Lava Ultimate ile hazırlanan örneklerden anlamlı derecede daha fazla ortalama bağlanma değeri gösterdi ($p<0,05$). Ortalama bağlanma değerleri Tablo 3.13 ve Tablo 3.14’de gösterildi.

Tablo 3.13: Yaşlandırma İşlemi ve Silan Uygulanan, Kontrol Grubu Olan Vita Enamic ve Lava Ultimate Materyallerin Bağlanma Dayanımı Ortalamaları

Gruplar	Ea1+s (n=40)	La1+s (n=36)	T	P
	Ort±Ss	Ort±Ss		
Kuvvet	13,255±5,969	11,745±8,577	0,898	0,372

Tablo 3.14: Yaşlandırma İşlemi Uygulanmayan, Silan Uygulanan, Kontrol Grubu Olan Vita Enamic ve Lava Ultimate Materyallerin Bağlanma Dayanımı Ortalamaları

Gruplar	Ea2+s (n=27)	La2+s (n=27)	T	P
	Ort±Ss	Ort±Ss		
Kuvvet	11,115±6,159	7,578±2,031	2,834	0,008

Yaşlandırma işlemi ve silan uygulanan, elmas frez ile yüzey işlemi uygulanan Vita Enamic ve Lava Ultimate ile hazırlanan örneklerin ortalama bağlanma değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmedi ($p>0,05$). Yaşlandırma işlemi uygulanmayan, silan uygulanan ve elmas frez ile yüzey işlemi uygulanan Vita Enamic ile hazırlanan örneklerin ortalama bağlanma değeri; Lava Ultimate ile hazırlanan örneklerden anlamlı derecede daha fazla ortalama bağlanma değeri gösterdi ($p<0,05$). Ortalama bağlanma değerleri Tablo 3.15 ve Tablo 3.16’da gösterildi.

Tablo 3.15: Yaşlandırma İşlemi ve Silan Uygulanan, Frez ile Yüzey İşlemi Yapılan Vita Enamic ve Lava Ultimate Materyallerin Bağlanma Dayanımı Ortalamaları

Gruplar	Eb1+s (n=26)	Lb1+s (n=27)	T	P
	Ort±Ss	Ort±Ss		
Kuvvet	11,878±4,987	13,381±12,044	-0,589	0,554

Tablo 3.16: Yaşlandırma İşlemi Uygulanmayan, Silan Uygulanan, Frez ile Yüzey İşlemi Yapılan Vita Enamic ve Lava Ultimate Materyallerin Bağlanma Dayanımı Ortalamaları

Gruplar	Eb2+s (n=36)	Lb2+s (n=25)	T	P
	Ort±Ss	Ort±Ss		
Kuvvet	20,818±6,266	14,661±6,796	3,646	0,001

Yaşlandırma işlemi ve silan uygulanan, lazer ile yüzey işlemi uygulanan Vita Enamic ve Lava Ultimate ile hazırlanan örneklerin ortalama bağlanma değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmedi ($p>0,05$). Yaşlandırma işlemi uygulanmayan, silan uygulanan ve lazer ile yüzey işlemi uygulanan Vita Enamic ile hazırlanan örneklerin ortalama bağlanma değeri; Lava Ultimate ile hazırlanan örneklerden anlamlı derecede daha fazla ortalama bağlanma değeri gösterdi ($p<0,05$). Ortalama bağlanma değerleri Tablo 3.17 ve Tablo 3.18’de gösterildi.

Tablo 3.17: Yaşlandırma İşlemi ve Silan Uygulanan, Lazer ile Yüzey İşlemi Yapılan Vita Enamic Ve Lava Ultimate Materyallerin Bağlanma Dayanımı Ortalamaları

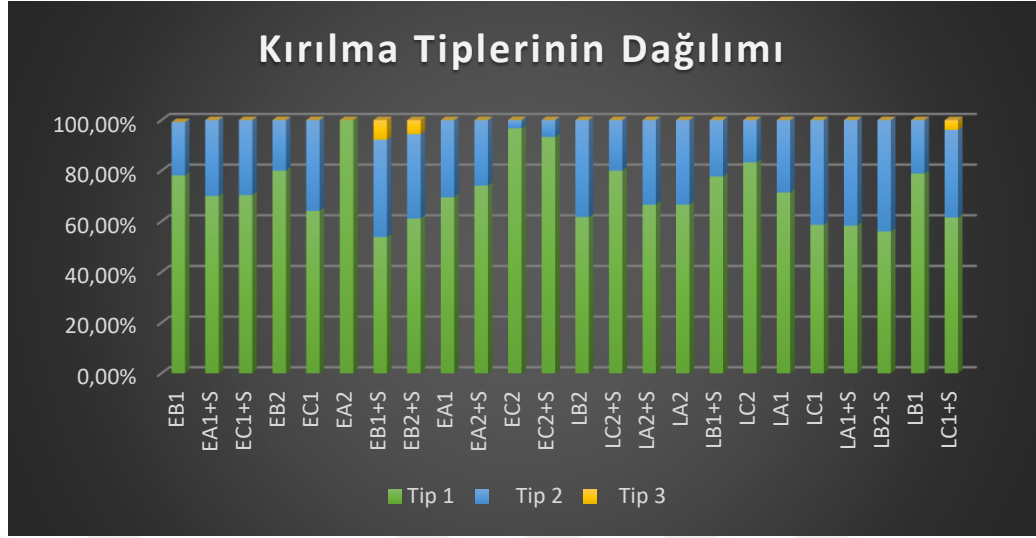
Gruplar	Ec1+s (n=27)	Lc1+s (n=26)	T	P
	Ort±Ss	Ort±Ss		
Kuvvet	11,578±5,184	12,196±5,715	-0,413	0,682

Tablo 3.18: Yaşlandırma İşlemi Uygulanmayan, Silan Uygulanan, Lazer ile Yüzey İşlemi Yapılan Vita Enamic ve Lava Ultimate Materyallerin Bağlanma Dayanımı Ortalamaları

Gruplar	Ec2+s (n=30)	Lc2+s (n=35)	T	P
	Ort±Ss	Ort±Ss		
Kuvvet	14,811±4,372	10,034±3,224	5,058	0,000

Çalışma kapsamında Vita Enamic ve Lava Ultimate materyallerinden hazırlanan örneklerin kırılma tipleri de incelenerek Tablo 3.19’da ve Grafik 3.4’te gösterildi.

Grafik 3.4: Kırılma Tiplerinin Dağılımı (Tip 1: Adeziv kırık, Tip 2: Kohesiv kırık, Tip 3: Mix kırık)



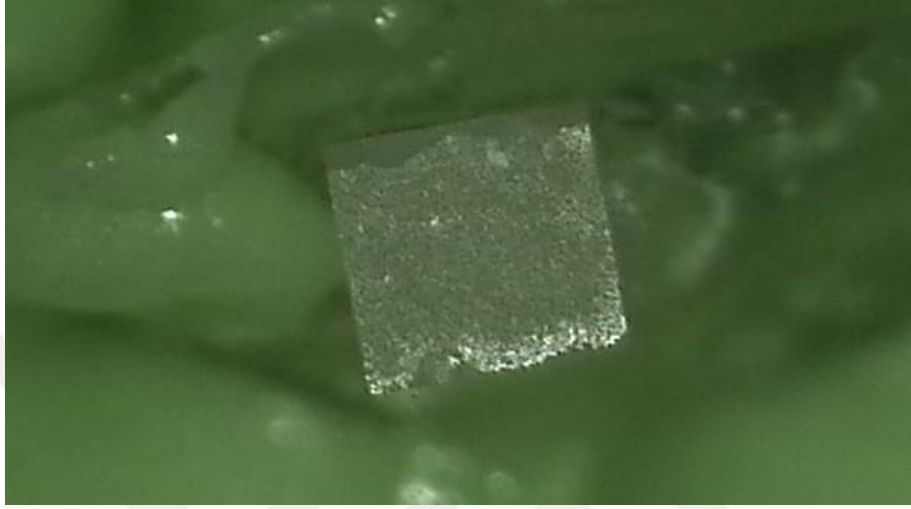
Tablo 3.19: Kırılma Dağılımları

Tablolar	Gruplar	Frekans(n)	Yüzde (%)
Eb1	Tip1	25	78,1
	Tip2	7	21,9
	Toplam	32	100,0
Lb2	Tip1	21	61,7
	Tip2	13	38,3
	Toplam	34	100,0
Lc2s	Tip1	28	80,0
	Tip2	7	20,0
	Toplam	35	100,0
Ea1s	Tip1	28	70,0
	Tip2	12	30,0
	Toplam	40	100,0
Ec1s	Tip1	19	70,4
	Tip2	8	29,6
	Toplam	27	100,0

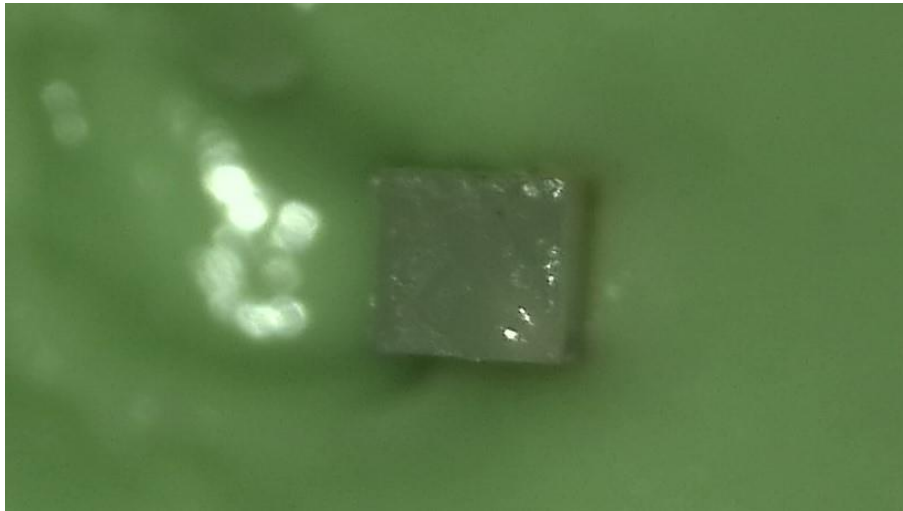
La2s	Tip1	18	66,6
	Tip2	9	33,4
	Toplam	27	100,0
La2	Tip1	18	66,6
	Tip2	9	33,4
	Toplam	27	100,0
Eb2	Tip1	20	80,0
	Tip2	5	20,0
	Toplam	25	100,0
Ec1	Tip1	25	64,1
	Tip2	14	35,9
	Toplam	39	100,0
Lb1s	Tip1	21	77,7
	Tip2	6	22,3
	Toplam	27	100,0
Ea2	Tip1	30	100,0
Lc2	Tip1	25	83,3
	Tip2	5	16,7
	Toplam	30	100,0
Eb1s	Tip1	14	53,8
	Tip2	10	38,4
	Tip3	2	7,8
	Toplam	26	100,0
Eb2s	Tip1	22	61,1
	Tip2	12	33,3
	Tip3	2	5,6
	Toplam	36	100,0
La1	Tip1	20	71,4
	Tip2	8	28,6

	Toplam	28	100,0
Lc1	Tip1	17	58,6
	Tip2	12	41,4
	Toplam	29	100,0
Ea1	Tip1	16	69,5
	Tip2	7	30,5
	Toplam	23	100,0
La1s	Tip1	21	58,3
	Tip2	15	41,7
	Toplam	36	100,0
Lb2s	Tip1	14	56,0
	Tip2	11	44,0
	Toplam	25	100,0
Ea2s	Tip1	20	74,1
	Tip2	7	25,9
	Toplam	27	100,0
Ec2	Tip1	29	96,7
	Tip2	1	3,3
	Toplam	30	100,0
Lb1	Tip1	30	78,9
	Tip2	8	21,1
	Toplam	38	100,0
Lc1s	Tip1	16	61,5
	Tip2	9	34,6
	Tip3	1	3,9
	Toplam	26	100,0
Ec2s	Tip1	28	93,3
	Tip2	2	6,7
	Toplam	30	100,0

3.1.1 Kırık Tiplerinin Stereomikroskopta İncelenmesi



Şekil 3.36: Tip 1 kırık



Şekil 3.37: Tip 2 Kırık



Şekil 3.38: Tip 3 Kırık

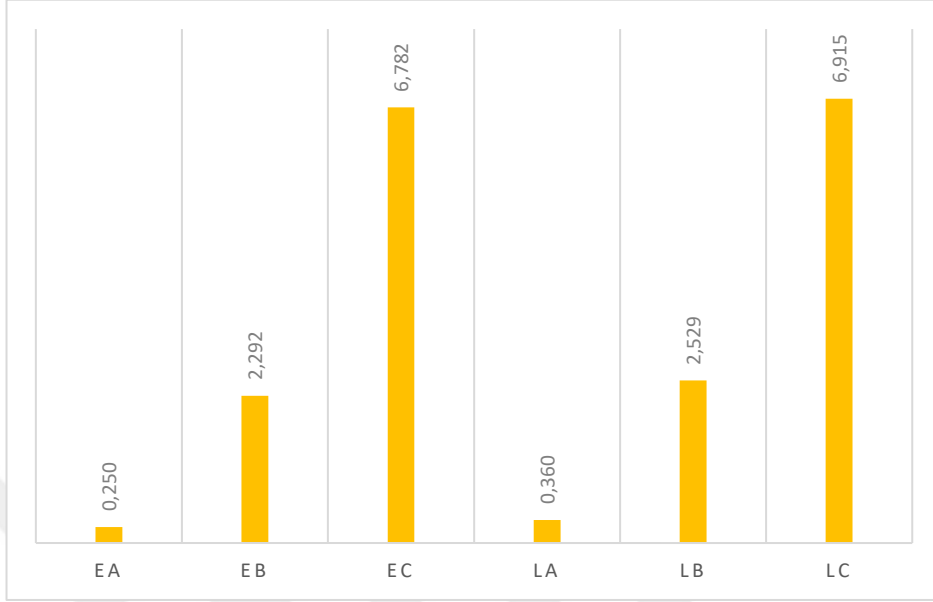
3.2 ÖRNEKLERİN YÜZEY PÜRÜZLÜLÜKLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Çalışmanın sonuçlarına göre her iki materyalde de en yüksek pürüzlülük değerleri lazer ile pürüzlendirilen grupta gözlemlendi. Lazer grubunu frez grubu takip etti ve en az pürüzlülük değerleri de kontrol gruplarında saptandı ($p < 0,05$). Lava Ultimate ve Vita Enamic materyallerden oluşturulan örnekler üç yüzey işlemi için benzer pürüzlülük değerleri gösterdi ($p > 0,05$). Grupların ortalama pürüzlülük değerleri Tablo 3.20’de ve Grafik 3.5’te gösterildi.

Tablo 3.20: Gruplara Göre Pürüzlendirme Ortalamaları

	Grup	N	Ort	Ss	F	P	Fark
Pürüzlendirme	Ea	12	0,250	0,116	160,607	0,000	2>1
	Eb	12	2,292	0,966			3>1
	Ec	12	6,782	1,120			5>1
	La	12	0,360	0,243			6>1
	Lb	12	2,529	0,911			3>2
	Lc	12	6,915	0,958			6>2
							2>4
							3>4
							5>4
							6>4
							3>5
							6>5

Grafik 3.4: Gruplara Göre Pürüzlendirme Ortalamaları



3.2.1 Örneklerin Stereo Mikroskopta İncelenmesi

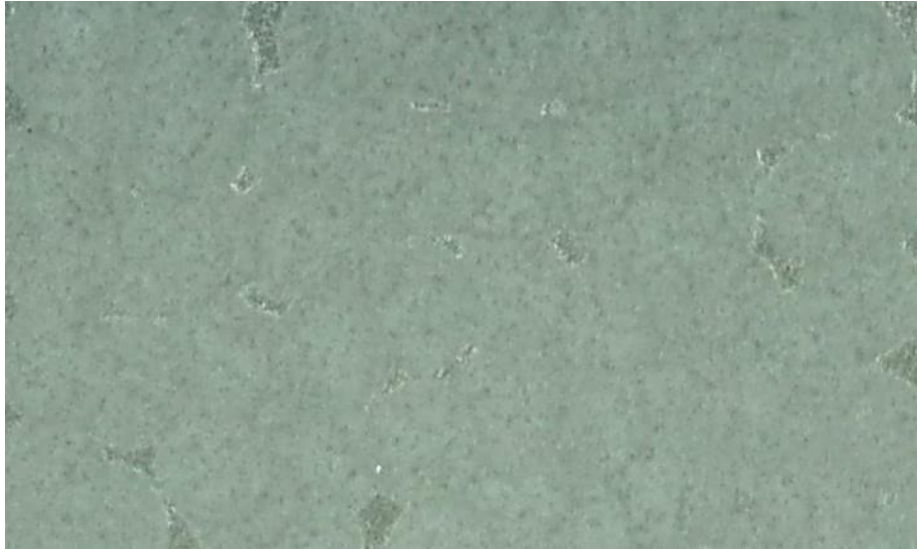
Vita Enamic ve Lava Ultimate materyallerinin pürüzlendirme işlemlerinden sonra yüzeyleri ilk olarak steromikroskobunda incelendi. Her bir yüzey işlemi sonrasında farklı yüzey morfolojileri gözlemlendi. Bunun sonucunda da frez ile yüzey işlemi yapılan örneklerin yüzeyinde daha derin oluklar gözlenirken, lazer ile yüzey işlemi yapılan yüzeylerde uniform olmayan bir yüzeye rastlandı.



Şekil 3.39: Vita Enamic materyalinin kontrol grubunun steromikroskop görüntüsü



Şekil 3.40: Vita Enamic materyalinin frez ile pürüzlendirme grubunun steromikroskop görüntüsü



Şekil 3.41: Vita Enamic materyalinin Er: Cr: YSGG lazer ile pürüzlendirme grubunun steromikroskop görüntüsü



Şekil 3.42: Lava Ultimate materyalinin kontrol grubunun steromikroskop görüntüsü



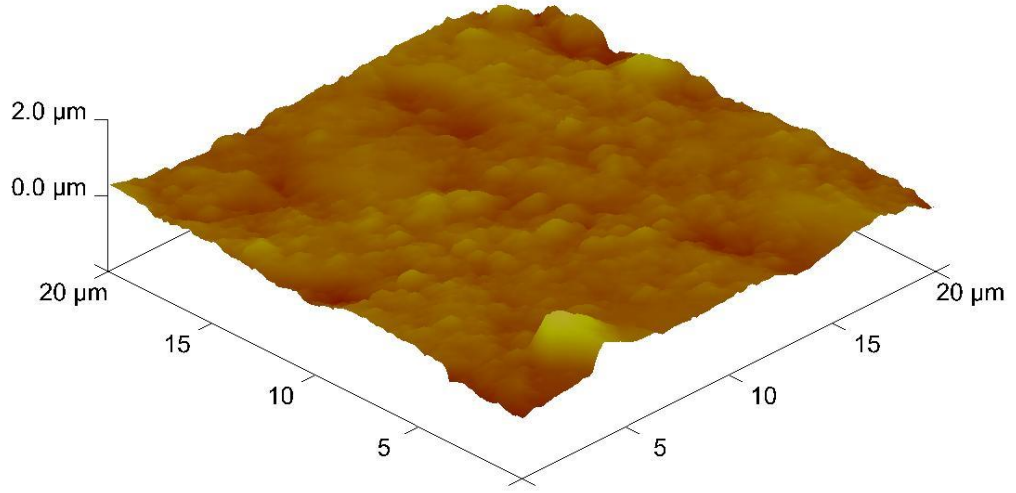
Şekil 3.43: Lava Ultimate materyalinin frez ile pürüzlendirme grubunun steromikroskop görüntüsü



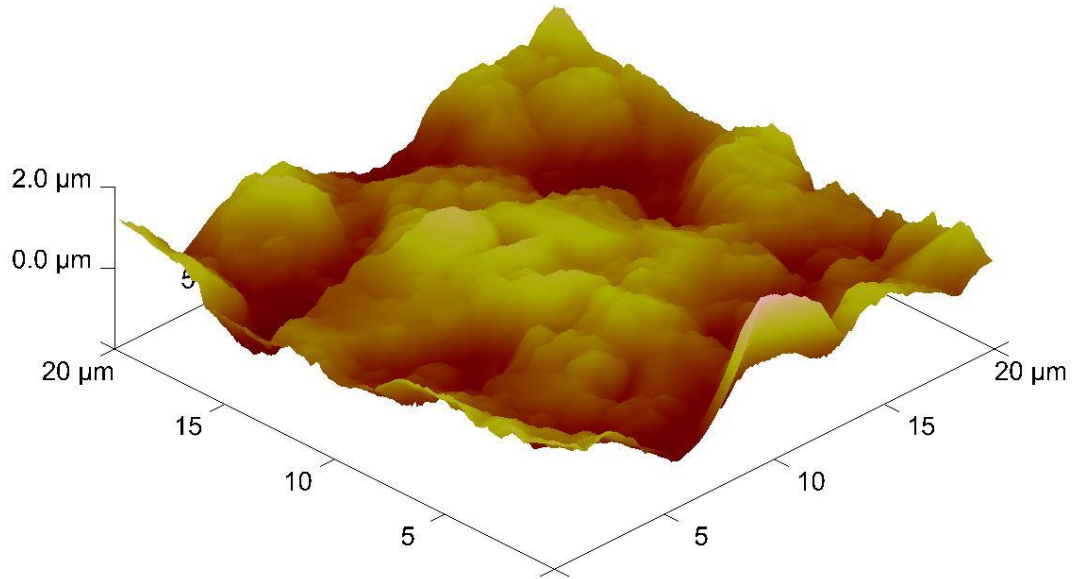
Şekil 3.44: Lava Ultimate materyalinin Er: Cr; YSGG lazer ile pürüzlendirme grubunun stereomikroskop görüntüsü

3.2.2 Örneklerin AFM Görüntülerinin İncelenmesi

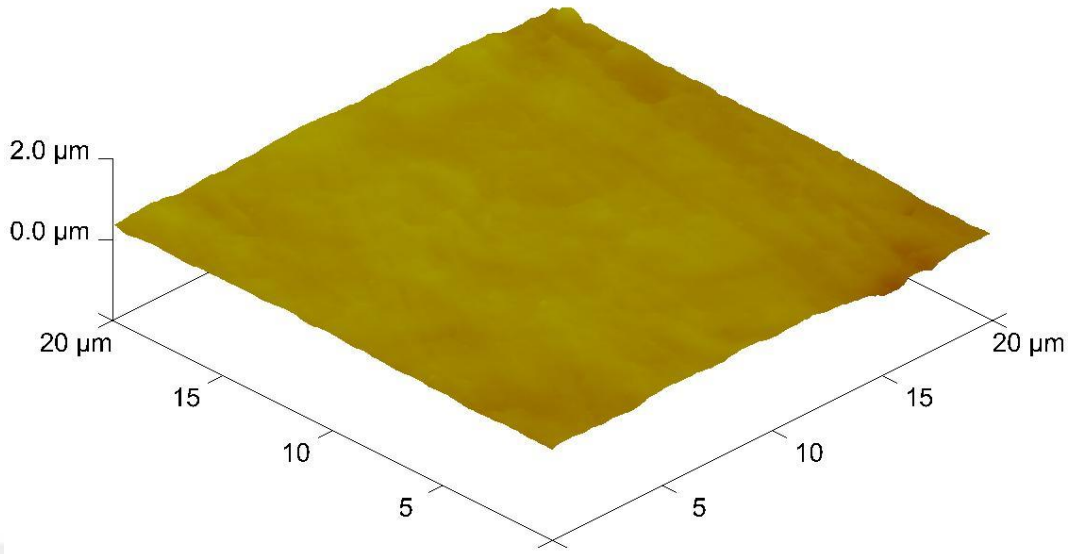
Stereomikroskop altında incelenen örnekler daha sonra AFM de incelendi. Bu incelemelerin sonucunda kontrol grubu ve frez ile yüzey işlemi yapılan grup AFM de incelenirken; Er: Cr; YSGG lazer ile yüzey işlemi yapılan grup (Yüzey pürüzlülüğü profilometre de 5 mikrondan daha fazla ölçülmüştür.) AFM' nin teknik olarak 5 mikron üzerindeki pürüzlülüğü ölçemediğinden incelenemedi. Vita Enamic'in kontrol grubunun AFM görüntüleri incelendiğinde; periodik, orta düzensizlikte, sığ tepeler gözlemlendi. Vita Enamic'in frez ile yüzey işlemi yapılan grubun AFM görüntüleri incelendiğinde; kontrol grubuna kıyasla heterojen, daha keskin tepe ve vadiler gözlemlendi. Lava Ultimate'in kontrol grubunun AFM görüntüleri incelendiğinde; hemen hemen daha düz bir yüzey görüldü. Lava Ultimate'in frez ile yüzey işlemi yapılan grubun AFM görüntüleri incelendiğinde; uniform olmayan, bazı bölgelerde derin tepe ve vadiler görüldü.



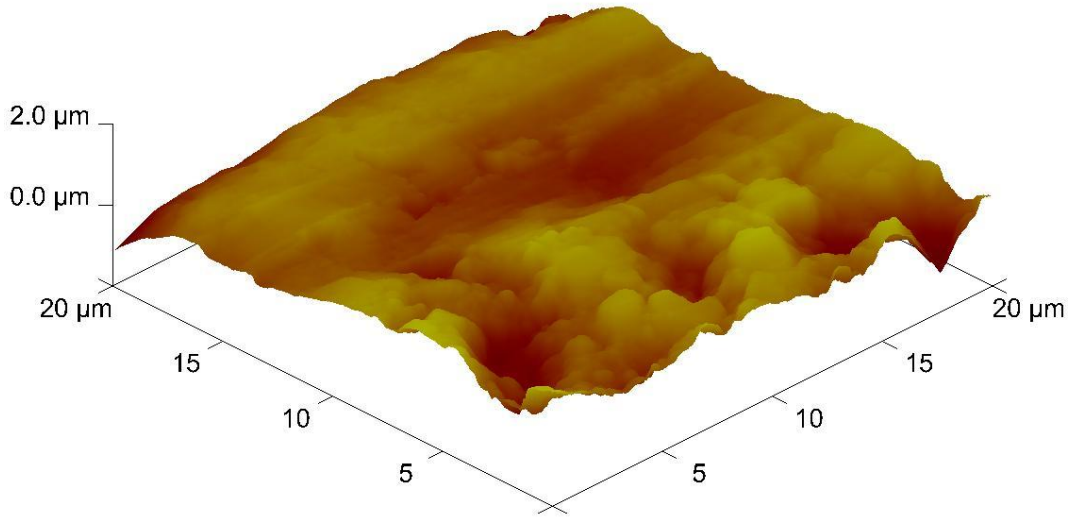
Şekil 3.45: Vita Enamic materyallerinin kontrol grubunun AFM deki 3 boyutlu görüntüsü



Şekil 3.46: Vita Enamic materyallerinin frez ile yüzey işlemi yapılan grubun AFM deki 3 boyutlu görüntüsü



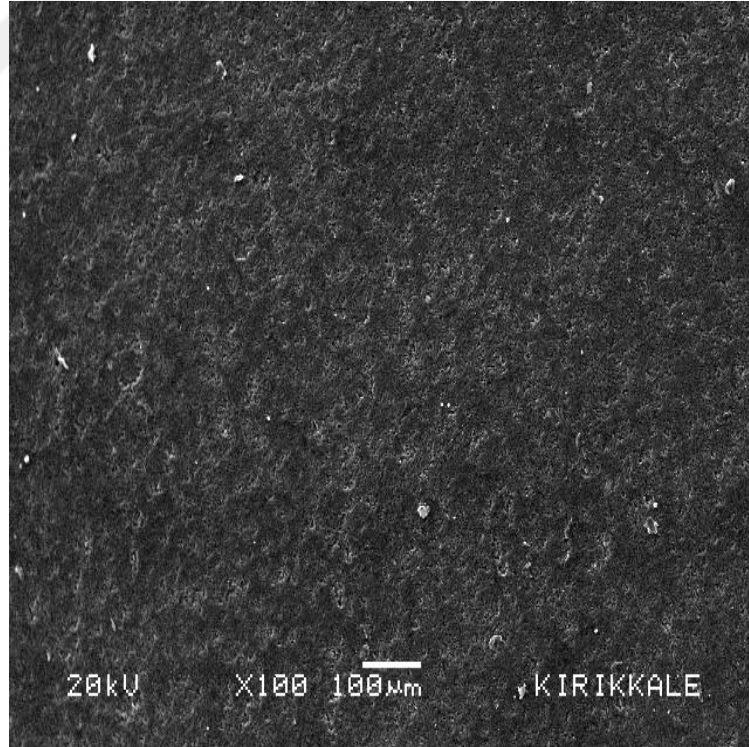
Şekil 3.47: Lava Ultimate materyallerinin kontrol grubunun AFM deki 3 boyutlu görüntüsü



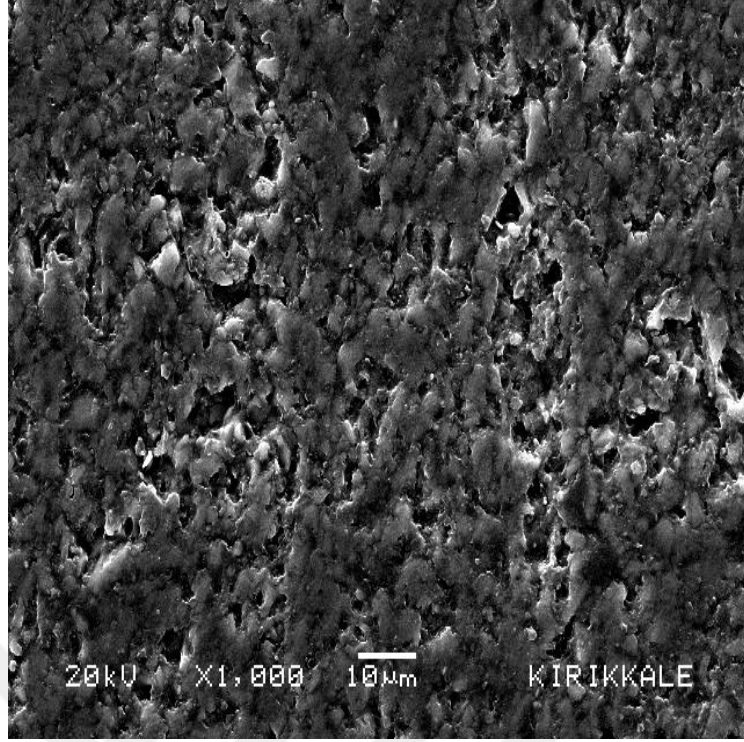
Şekil 3.48: Lava Ultimate materyallerinin frez ile yüzey işleme yapılan grubun AFM deki 3 boyutlu görüntüsü

3.2.3 Örneklerin Sem Görüntülerinin İncelenmesi

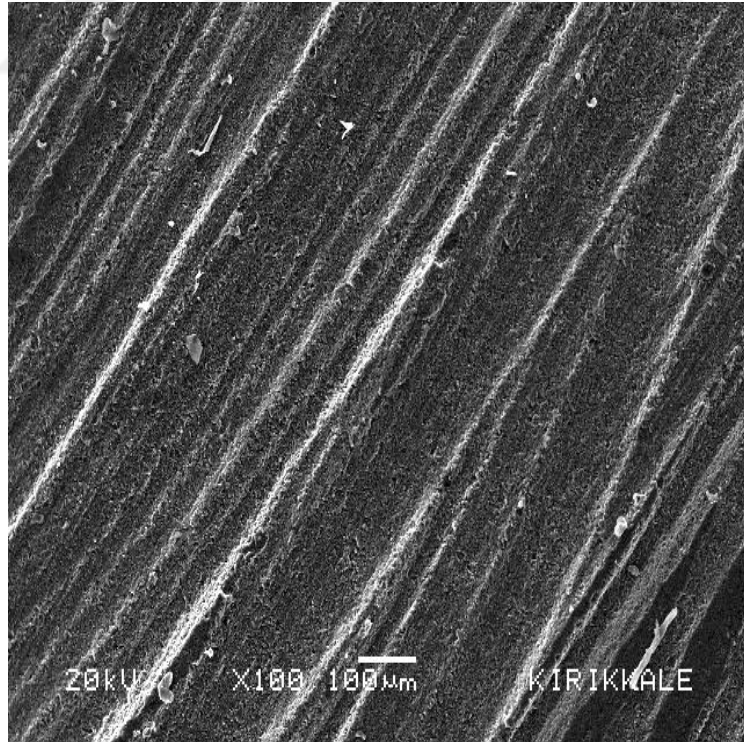
AFM incelemesinde kullanılan aynı örnekler en son olarak SEM de incelendi. Hem Lava Ultimate hem de Vita Enamic materyalleri üzerinde elmas frezle yapılan pürüzlendirme işlemi SEM de incelendiğinde kontrol gruplarına kıyasla daha pürüzlü yüzey elde edildiği görüldü. Elmas frezle yapılan pürüzlendirme işleminin SEM de incelendiğinde pürüzlü, tek yönlü, düzenli ve daha derin oluklar ve undercutlar görülmüştür. Er: Cr; YSGG lazer ile yapılan pürüzlendirme işlemi SEM de incelendiğinde kontrol grubuna kıyasla daha pürüzlü yüzey elde edilmiştir. Er: Cr; YSGG lazer ile yapılan pürüzlendirme işlemi SEM de incelendiğinde; pürüzlü, düzensiz mikroretantif oluklar ve erimeler izlenmiştir. Vita Enamic'in ve Lava Ultimate'in kontrol grupları karşılaştırıldığında; Vita Enamic'in daha pürüzlü olduğu gözlemlenmiştir.



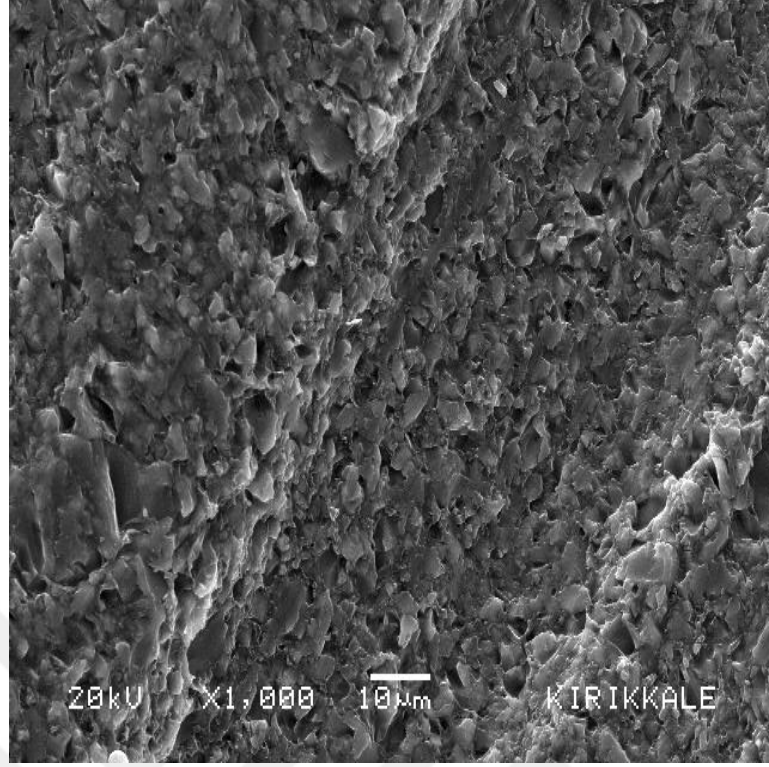
Şekil 3.49: Vita Enamic materyalinin kontrol grubunun SEM de x100 büyütmedeki görüntüsü



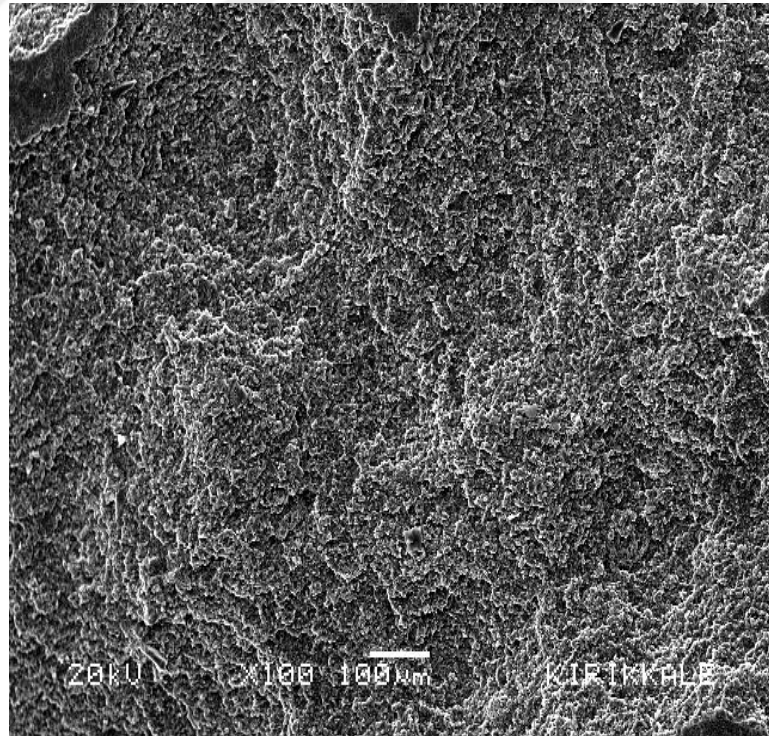
Şekil 3.50: Vita Enamic materyalinin kontrol grubunun SEM de x1000 büyütmedeki görüntüsü



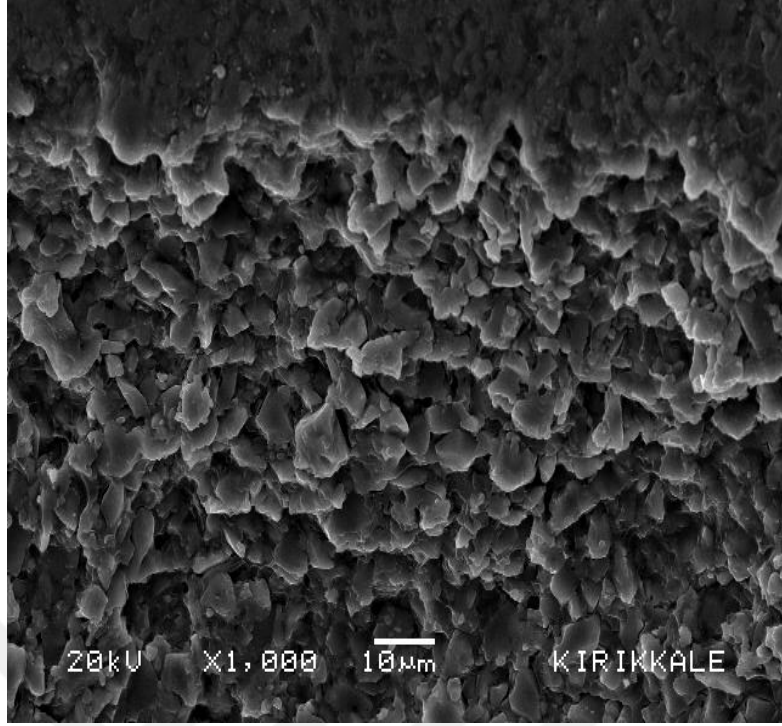
Şekil 3.51: Vita Enamic materyalinin frezle pürüzlendirme grubundaki SEM de x100 büyütmedeki görüntüsü



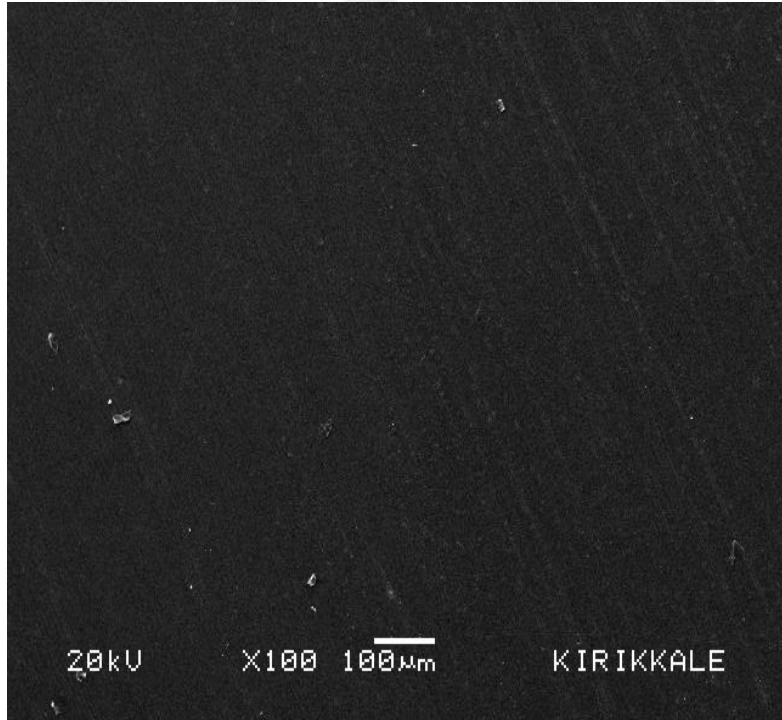
Şekil 3.52: Vita Enamic materyalinin frezle pürüzlendirme grubundaki SEM de x1000 büyütmedeki görüntüsü



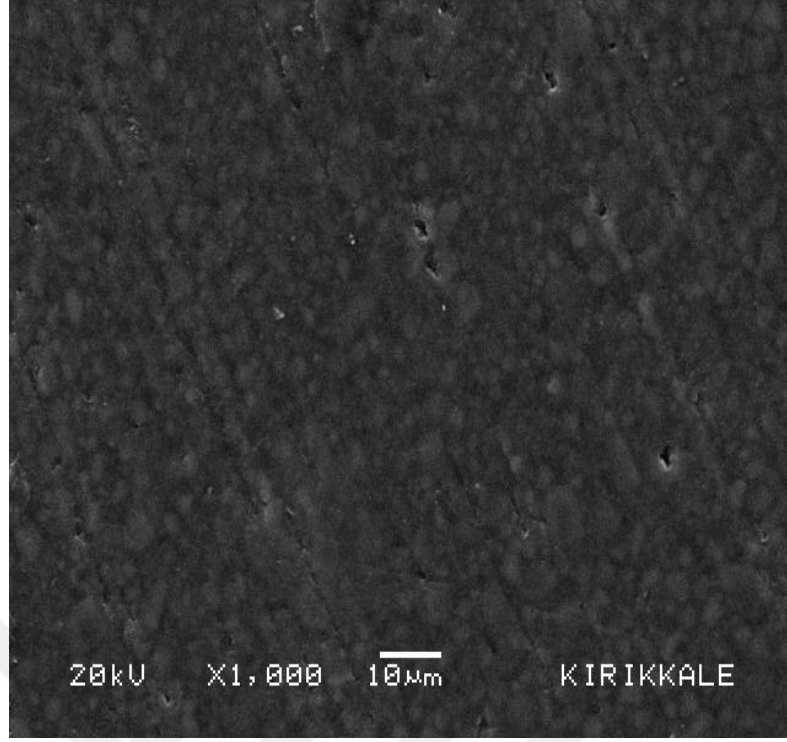
Şekil 3.53: Vita Enamic materyalinin Er: Cr; YSGG lazer ile pürüzlendirme grubundaki SEM de x100 büyütmedeki görüntüsü



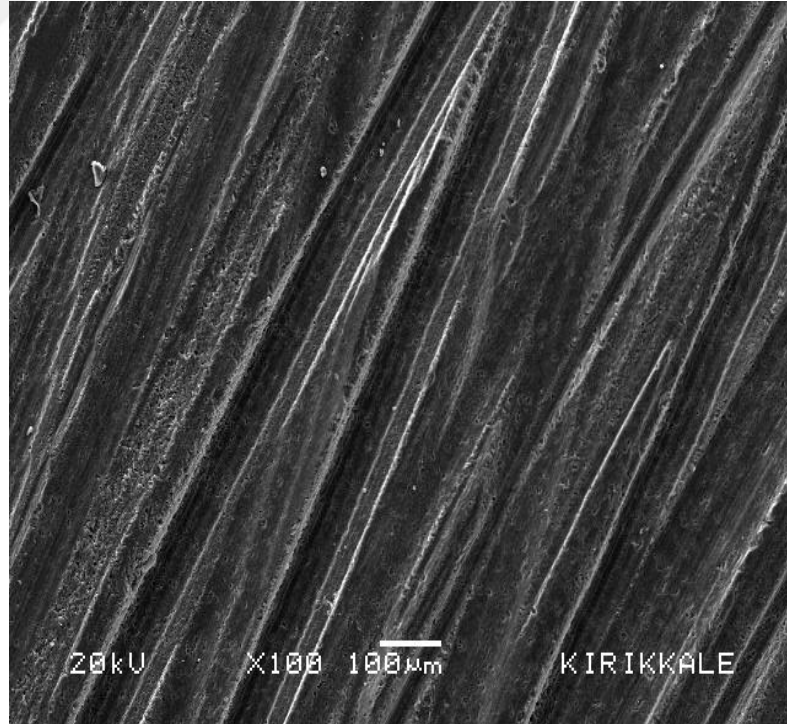
Şekil 3.54: Vita Enamic materyalinin Er: Cr; YSGG lazer ile pürüzlendirme grubundaki SEM de x1000 büyütmedeki görüntüsü



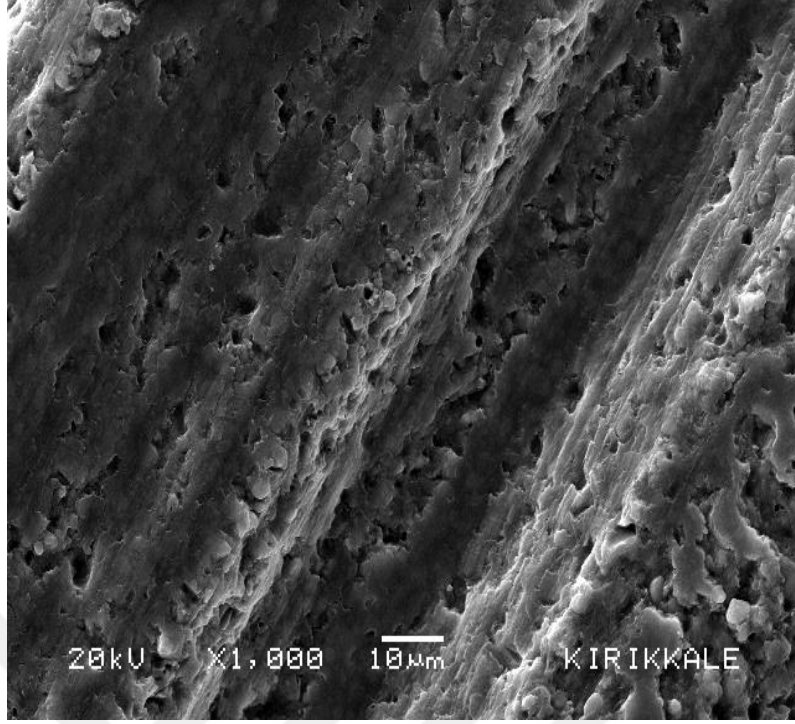
Şekil 3.55: Lava Ultimate materyalinin kontrol grubunun SEM de x100 büyütmedeki görüntüsü



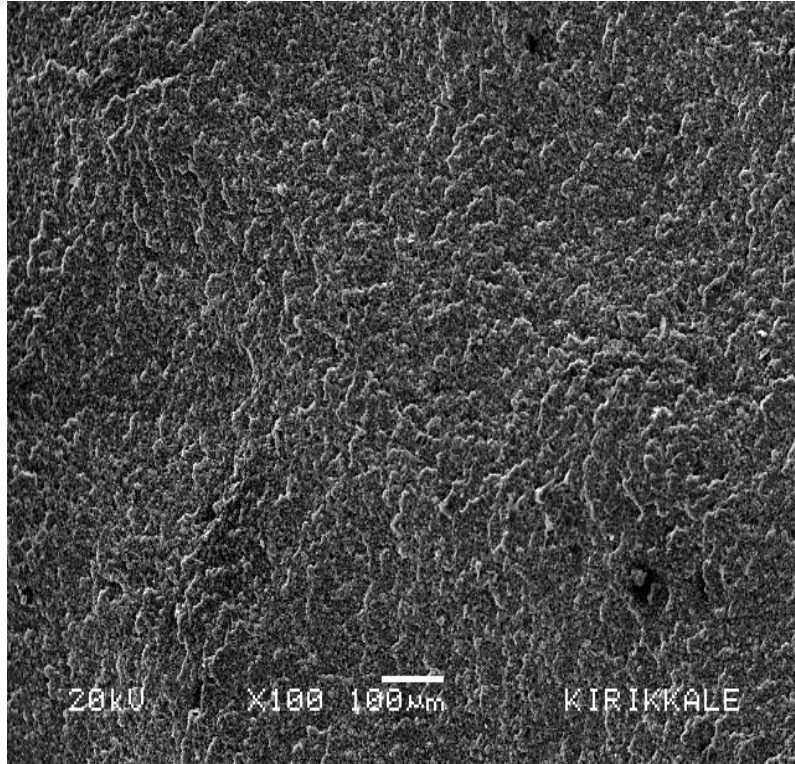
Şekil 3.56: Lava Ultimate materyalinin kontrol grubunun SEM de x1000 büyütmedeki görüntüsü



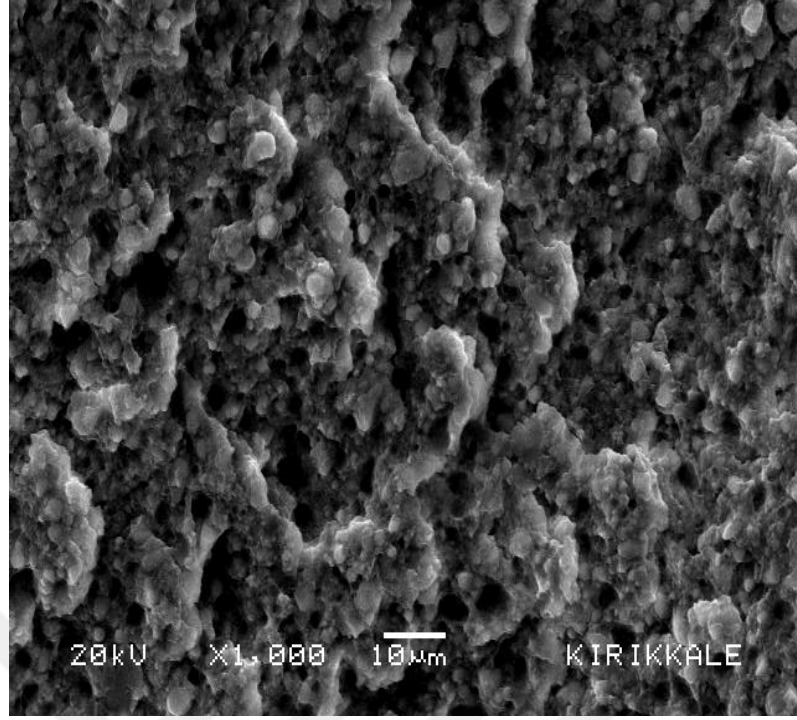
Şekil 3.57: Lava Ultimate materyalinin frezle pürüzlendirme grubundaki SEM de x100 büyütmedeki görüntüsü



Şekil 3.58: Lava Ultimate materyalinin frezle pürüzlendirme grubundaki SEM de x1000 büyütmedeki görüntüsü



Şekil 3.59: Lava Ultimate materyalinin Er: Cr; YSGG lazer ile pürüzlendirme grubundaki SEM de x100 büyütmedeki görüntüsü

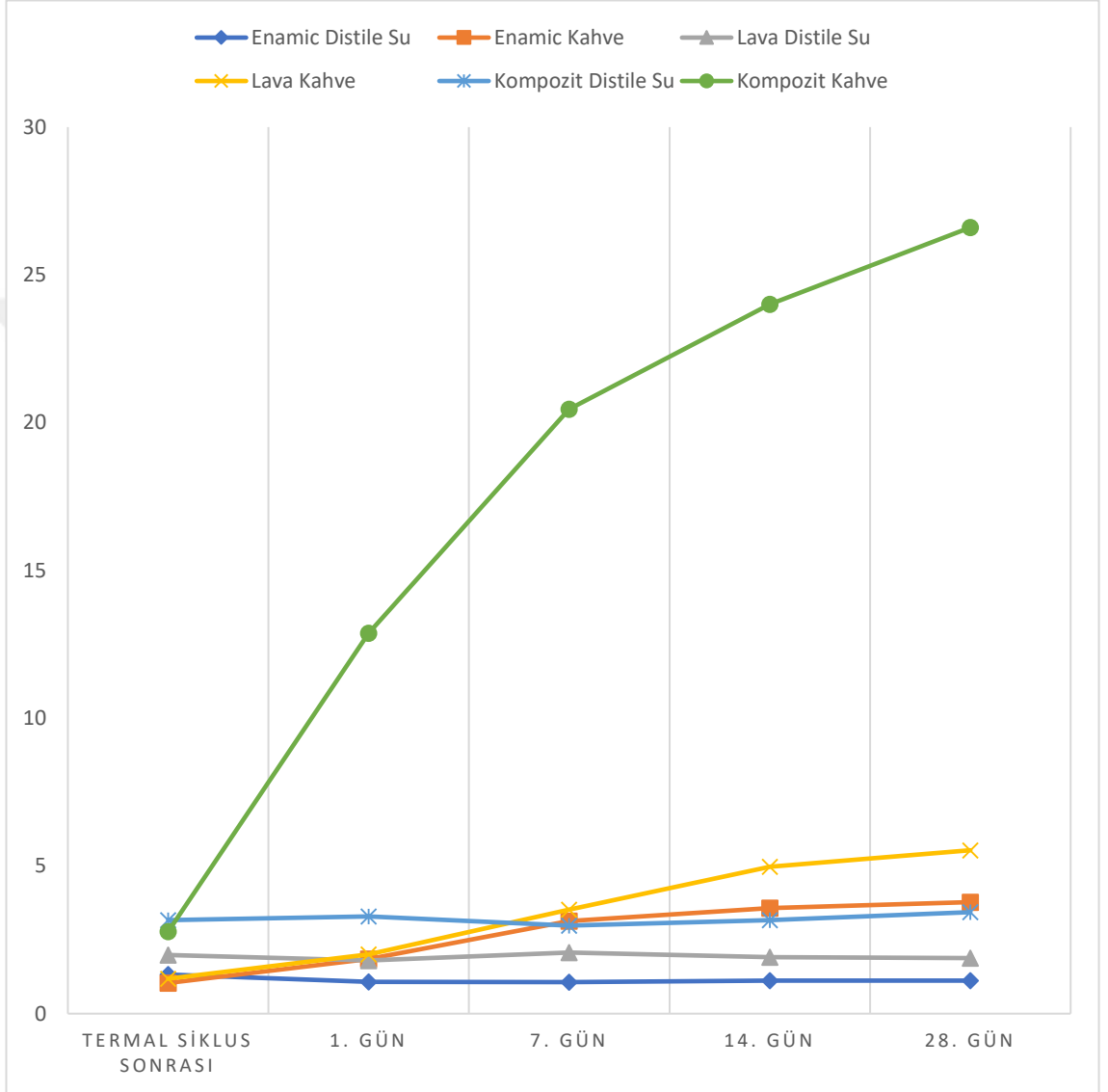


Şekil 3.60: Lava Ultimate materyalinin Er: Cr; YSGG lazer ile pürüzlendirme grubundaki SEM de x1000 büyütmedeki görüntüsü

3.3 ÖRNEKLERİN RENK DEĞİŞİM DEĞERLERİNİN (ΔE) DEĞERLENDİRİLMESİ

Bu tez çalışmasının son kısmında Vita Enamic ile Lava Ultimate CAD/CAM bloklar ve nanofil bir kompozit olan Filtek Ultimate materyallerinden hazırlanan örneklerin kahve solüsyonunda ve distile sudaki renk değişim ortalama değerleri Grafik 3.6'da ve Tablo 3.21'de gösterilmiştir.

Grafik 3.5: Renk Ölçümlerinin Gruplara Göre Ortalamaları



Tablo 3.21: Renk Ölçümlerinin Gruplara Göre Ortalamaları

Gruplar	Enamic Distile Su	Enamic Kahve	Lava Distile Su	Lava Kahve	Kompozit Distile Su	Kompozit Kahve	F	p
	Ort±Ss	Ort±Ss	Ort±Ss	Ort±Ss	Ort±Ss	Ort±Ss		
Termal Siklus Sonrası	1,323±0,102	1,039±0,424	1,984±0,331	1,183±0,255	3,166±0,843	2,776±0,483	2,990	0,017
1. gün	1,081±0,224	1,845±0,727	1,800±0,296	2,001±0,604	3,288±0,824	12,870±4,520	66,746	0,000
7. gün	1,067±0,157	3,135±1,846	2,068±0,921	3,524±0,824	2,980±0,820	20,452±4,902	132,310	0,000
14. gün	1,118±0,250	3,570±1,805	1,907±0,826	4,975±1,027	3,168±0,994	24,002±4,822	187,266	0,000
28. gün	1,118±0,761	3,774±1,754	1,881±0,939	5,529±0,988	3,434±1,245	26,604±5,666	7,773	0,000
F	0,918	25,239	0,429	130,113	1,244	163,585		
P	0,362	0,000	0,573	0,000	0,309	0,000		
Fark (Bonferroni)		1<2,3,4,5; 2<3,4,5; 3<5		1<2,3,4,5; 2<3,4,5; 3<4,5; 4<5		1<2,3,4,5; 2<3,4,5; 3<4,5; 4<5		

Gruplara göre termal döngü sonrası renk değişim değeri anlamlı farklılık gösterdi ($p<0.05$). Termal döngü işleminin hemen sonrasında kompozit örneklerin renk değişim değerleri; Lava Ultimate ve Vita Enamic örneklerin renk değişim değerlerinden anlamlı derecede daha yüksek bulundu ($p<0,05$). Termal döngüye atılan Lava Ultimate ve Vita Enamic örneklerin renk değişim değerleri arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık saptanmadı ($p>0,05$).

Grupların 1. gün sonundaki renk değişim değerleri anlamlı farklılık gösterdi ($p<0.05$). Kahve solüsyonuna atılan kompozit örneklerinin 1. gün renk değişim değerleri; diğer örneklerin 1. gün renk değişim değerlerinden anlamlı derecede daha fazla bulundu ($p<0,05$). Kahve solüsyonuna ve distile suya atılan Lava Ultimate ve Vita Enamic örneklerinin 1. gün renk değişim değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p>0,05$).

Grupların 7. gün sonundaki renk değişim değeri anlamlı farklılık gösterdi ($p<0.05$). Kahve solüsyonuna atılan kompozit örneklerinin 7. gün renk değişim değeri; distile suya ve kahve solüsyonuna atılan Vita Enamic örneklerin, distile suya ve kahve solüsyonuna atılan Lava Ultimate örneklerin ve distile suya atılan kompozit örneklerin 7. gün renk değişim değerlerinden anlamlı derecede yüksek bulundu ($p<0.05$). Ayrıca distile suya atılan kompozit örneklerin 7. gün renk değişim değeri; distile suya atılan Vita Enamic örneklerin 7. gün renk değişim değerinden yüksek bulundu ($p<0.05$).

Grupların 14. gün sonundaki renk değişim değeri anlamlı farklılık gösterdi ($p<0.05$). Kahve solüsyonuna atılan kompozit örneklerinin 14. gün renk değişim değeri; distile suya ve kahve solüsyonuna atılan Vita Enamic ve Lava Ultimate örneklerin ve distile suya atılan kompozit örneklerin 14. gün renk değişim değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derece de yüksek bulundu ($p<0.05$). Ayrıca distile suya atılan kompozit örneklerin 14. gün renk değişim değeri; distile suya atılan Vita Enamic örneklerinin 14. gün renk değişim değerinden anlamlı derece de yüksek bulundu ($p<0.05$).

Grupların 28. gün renk değişim değeri anlamlı farklılık gösterdi ($p<0.05$). Kahve solüsyonuna atılan kompozit örneklerinin 28. gün sonundaki renk değişim değeri; distile suya ve kahve solüsyonuna atılan Vita Enamic ve Lava Ultimate örneklerin ve

distile suya atılan kompozit örneklerin 28. gün renk değişim değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derece de yüksek bulundu ($p<0.05$).

Distile suya atılan Vita Enamic örneklerinin tekrarlı renk ölçümleri arasında anlamlı fark bulunmadı ($p>0,05$).

Kahve solüsyonuna atılan Vita Enamic örneklerin tekrarlı renk ölçümlerinde; termal siklus sonrası renk değişim değeri diğer ölçümlerden anlamlı derecede düşük bulundu. Aynı şekilde 1. gün sonundaki renk değişim değeri 7. gün, 14. gün, 28. gün ölçümlerinden düşük bulundu ($p<0,05$).

Distile suya atılan Lava Ultimate örneklerinin tekrarlı ölçümlerinde renk değişim değerleri arasında anlamlı fark bulunmadı ($p>0,05$).

Kahve solüsyonuna atılan Lava Ultimate örneklerin tekrarlı renk ölçümleri termal siklus sonrası renk değişim değeri <1. gün renk değişim değeri <7. gün renk değişim değeri <14. gün, 28. gün renk değişim değeri şeklinde sıralandı ($p<0,05$).

Distile suya atılan kompozit örneklerinin renk değişim değeri; tekrarlı renk değişim ölçümleri arasında anlamlı fark bulunmadı ($p>0,05$).

4 TARTIŞMA VE SONUÇ

Bu tez çalışmasının sonuçlarına göre, termal döngü ile yaşlandırma sonucu CAD/CAM blokların tamir kapasitelerinde farklılık oluşmayacağı şeklinde olan hipotez₁ kabul edildi. Farklı yüzey işlemleri ve silan uygulanan gruplar arasında bağlanma kuvvetleri farklı olacağı şeklinde olan hipotez₂ kabul edildi. CAD/CAM bloklar ve tamirinde kullanılan kompozit rezin arasında ilerleyen dönemde renk farkı oluşacağı şeklinde olan hipotez₃ de kabul edildi.

Tamir işleminde adeziv'in etkinliği *in vitro* ve *in vivo* yapılan çalışmalarla belirlenmektedir. Klinik çalışmalar daha etkili olmalarına rağmen yüksek maliyetleri, hasta takibindeki zorluklar, bireysel farklılıklar, çok zaman almaları sebebiyle laboratuvar testleri daha çok tercih edilmektedir. Laboratuvar testleri, yeni materyallerin ve deneysel uygulamaların hızlı, kolay ve güvenilir bir şekilde incelenmesine olanak sağlamaktadır. Bu şekilde diş hekimliğinde kullanılan materyallerin ve yöntemlerin seçiminde ve doğru şekilde kullanılmasında diş hekimlerine yol gösterici bilgiler elde edilmektedir (De Munck ve ark. 2005).

Adeziv materyallerinin bağlanma etkinliklerinin değerlendirilmesinde bağlanma testlerinden yararlanılır. Bu değerlendirmeler içinde en çok gerilme (tensile) ve makaslama (shear) testleri kullanılmaktadır (Baran ve ark. 2001). Geleneksel gerilme ve makaslama testlerinde yüzey alanı geniş örnekler kullanılmaktadır. Örneklerin yüzey alanının geniş olması iç hataların daha fazla olmasına sebep olur ve stres dağılımı düzensiz hale gelir (O'Brien 2002).

Sano ve arkadaşları (Sano ve ark. 1994), gerilim ve makaslama bağlanma dayanım testleri ile yapılan değerlendirmelerde, örnekler arasında oldukça farklı sonuçlar gözlenmesi nedeniyle, bu yöntemlerin diş sert dokuları ile kompozitler arasındaki bağlanma dayanıklılığını ölçmede kesin verilerin elde edildiği metotlar olmadığını bildirmişlerdir.

Mikro gerilim bağlanma dayanım testi, adeziv materyaller ile diş dokuları arasındaki bağlanmanın *in vitro* veya *in vivo* olarak gerçekçi, doğru ve pratik bir test yöntemi ile değerlendirilmesi gerekliliğinden geliştirilmiştir. Mikro gerilim bağlanma dayanım testinin günümüzde tercih edilmesinin nedeni, bu yöntemin çok küçük örnekler kullanılarak adeziv ara yüzeylerinin bağlanma dayanıklılığının ölçülmesine olanak tanınmasıdır. Teknik aynı zamanda daha az koheziv hata oluşumuna, çok küçük

alanlarda ölçüm yapılmasına, dışın farklı bölgelerinin bağlanma dayanıklılığının değerlendirilmesine ve kırık örneklerin daha sonra mikroskop altında incelenmesine imkân sağlamaktadır (Sano ve ark. 1994, Shono ve ark. 1999). Mikro gerilim bağlanma dayanım testinde daha küçük örnekler kullanılması, stresin daha uygun dağılmasına ve dolayısıyla da daha gerçekçi ve güvenilir bağlanma değerlerinin elde edilmesine neden olmaktadır (Yang ve ark. 2006). Bu nedenle bu in vitro çalışmada; iki farklı CAD/CAM blokların universal bir kompozit rezinle tamir edilebilme kapasitesi mikro-gerilim bağ dayanımı testi ile değerlendirilmiştir.

Sano ve ark. (Sano ve ark. 1994) yaptıkları çalışmada mikro gerilim bağlanma dayanımı ile kesit alanının ters orantılı olduğunu bildirmişlerdir ve yaptıkları çalışmada kesit alanı 1.6 - 1.8 mm² olarak hazırlanan örneklerde adeziv kırık tipinin daha fazla görüldüğünü ve bağlanma dayanım değerlerinin çok az sapma gösterdiğini, ancak mikro gerilim bağlanma dayanıklılığının doğru olarak ölçülebilmesi için, örneklerin kesit alanının 1 mm²'den daha küçük olmaması gerektiğini öne sürmüşlerdir. Phrukkanon ve ark. (Phrukkanon ve ark. 1998); mikro gerilim test örneklerinde, kesit alan şeklinin ve bağlanma yüzey alanının, bağlanma dayanıklılığı ve stres dağılımı üzerine etkisini araştırmış; bağlanma dayanıklılığının 1.1 mm² ile 1.5 mm² kesit alanında değişmediğini, ancak 3.1 mm² kesit alanına sahip örneklerde anlamlı düzeyde azaldığını bildirmişlerdir. Goracci ve ark. (Goracci ve ark. 2004); örnekler boyutlarını değerlendirdikleri bir çalışmada mikro gerilim testi için kesit alanının 1,5 – 0,5 mm² arasında olması gerektiği belirtmişlerdir.

Mikro-gerilme bağlanma dayanım testi için kullanılan üç ana örnek dizaynı bulunmaktadır. Bunlar, çubuk, halter (dumbell) ve kum saati şeklindedir. Çubuk şekilli örneklerin hazırlanması kolaydır. Halter ve kum saati şekilli örnekler için ekstra kesim yapılması örneklere zarar verme riskini artırmakta ve standardizasyonu zorlaştırmaktadır. Betamar ve ark. (Betamar ve ark. 2007) farklı örnek şekillerinin mikro gerilim dayanım testinin sonuçlarına etkisini hem deneysel hem de sonlu eleman analizi (finite element analysis) sistemi ile incelemişlerdir. Bu çalışmada; örnek şekilleri arasında anlamlı bir farklılık bulmamakla birlikte çubuk şeklinin hazırlanma kolaylığı, diğer şekillere benzer sonuçlar vermesi ve örnek geometrisinin getirdiği etkilere maruz kalmaması nedeniyle tercih edilebilir olduğunu bildirmişlerdir.

Ghassemieh ve ark. (Ghassemieh 2008); çubuk ve dumbell örneklerin bağlanım dayanımı değerlerinin birbirlerinden anlamlı derecede farklı olmadığı fakat kum saati örneklerinin mikro gerilim bağ dayanımı değerlerinin ve standart sapma değerlerinin

diğer örnek dizaynlarıyla karşılaştırıldığında oldukça düşük olduğunu bildirmişlerdir. Goracci ve ark. (Goracci ve ark. 2004); çalışmalarında örneklerin şeklinin, kalınlığının bağlanma dayanımına etkisini değerlendirmişlerdir. Çubuk şeklinde hazırlanan örneklerin bağlanma dayanımının kum saati şeklindeki örneklere oranla daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir. Bu bilgiler ışığında, bu çalışmada mikro gerilim bağ dayanım testi için; örneklerin kesit alanı $1.0 \pm 0.1 \text{ mm}^2$ olacak şekilde, çubuk biçiminde hazırlanmıştır.

Literatürde CAD/CAM sistemi ile kullanılan porselen blokların tamiri ile ilgili çok sayıda çalışma mevcuttur (Pollington ve ark. 2010, Duzyol ve ark. 2016, Loomans ve ark. 2017, Tinastepe ve ark. 2018). Özcan ve ark. (Özcan ve ark. 2009), alimüna ile güçlendirilmiş felspatik seramik bloklara üç farklı tamir kiti kullanarak kompozit rezinle tamir etmişler ve bağlanma kuvvetini değerlendirmişlerdir. Stawarczyk ve ark. (Stawarczyk ve ark. 2015), Lava Ultimate (3M, ESPE, ABD) CAD/CAM bloğunu, farklı yaşlandırma süreleri ve farklı adeziv sistemleri kullanarak kompozit ile tamir etmişler ve bu bloğun tamir kapasitesini makrotensile testi yaparak değerlendirmişlerdir. Akyıl ve ark. (Akyıl ve ark. 2010), felspatik seramiği kompozit rezin ile tamir etmiş ve bağlantı kuvvetini değerlendirmiştir. Bununla birlikte CAD/CAM bloklarına çeşitli mekanik ya da kimyasal yüzey işlemleri uygulanarak bağlantı kuvvetini değerlendiren birçok çalışma mevcuttur (Stawarczyk ve ark. 2015, Güngör ve ark. 2016, Lise ve ark. 2017a, Tinastepe ve ark. 2018). Ancak yapılan literatür taramasında iki farklı CAD/CAM bloğuna; farklı yaşlandırma sürelerinin ve farklı yüzey işlemlerinin uygulanıp tamir kapasitelerinin mikro gerilim dayanım testi ile kıyaslandığı bir çalışma literatürde görülmemiştir.

CAD (Computer Aided Design- Bilgisayar destekli tasarım)- CAM (Computer Aided Manufacturing- Bilgisayar destekli üretim) teknolojisi ile birlikte birçok felspatik seramik, hibrit ve rezin nano-seramik blok kullanılabilir. Blokların CAD/CAM cihaz ile frezelenmesi sonrasında restorasyonlar elde edilmektedir. Bu amaçla kullanılan hibrit bloklar estetik açıdan felspatik seramik bloklarla benzer özellikler göstermektedir. Felspatik seramiklerin düşük gerilme direncine sahip olmaları ve kırılma olmaları en büyük dezavantajlarıdır. Vita Enamic (hibrit-seramik) ve Lava Ultimate (rezin nano-seramik); diş dokusuna benzer elastik modüle ve eğilme kuvvetine sahiptir ve fonksiyon sırasında oluşan stresi daha düzenli bir şekilde dağılmasını sağlar (Albero ve ark. 2015). Ayrıca bu materyallerin içerisinde bulunan polimerik ağ, materyalin Weibull modülü arttırdığından klasik seramiklere göre daha

az kırılğan özellik kazandırmaktır (Lise ve ark. 2017a). Yukarıda anlatılan avantajlarının yanı sıra CAD/CAM teknolojisinin diş hekimliği uygulamalarında giderek artması nedeniyle bu tez çalışmasında Vita Enamic ve Lava Ultimate CAD/CAM blokları kullanıldı.

Restorasyon ve dişlerin ağız içinde maruz kaldığı sıcaklık değişimlerinin in vitro koşullarda taklit edilmesi işlemi olarak bilinen termal döngü; en sık kullanılan yaşlandırma yöntemlerinden biridir (Gale ve Darvell 1999). Bu yöntemde test edilecek materyaller, tekrarlayan periyotlar ile soğuk ve sıcak su banyolarına maruz bırakılmaktadırlar (Bektas ve ark. 2012). Termal döngü materyallerin bağlanma dayanımını 2 şekilde etkileyebilmektedir:

1. Materyallerin arayüzündeki mekanik gerilme, hacimsel değişikliklere ve çatlamalara neden olabilir ve bu da bağlanma dayanımını azaltabilir.
2. Termal döngü işlemi, CAD/CAM materyallerinin ve adezivlerin arasındaki, adeziv-arayüzünde post-polimerizasyonunu artırarak bağlanma dayanımını arttırabileceği rapor edilmiştir (Subaşı ve Alp 2017).

Gale ve Darvell (1999), 10000 döngünün in vivo olarak yaklaşık 1 senelik fonksiyona eşdeğer olduğunu, ISO standartlarının önerdiği 500 döngünün ise uzun dönem bağlanmanın taklit edilmesi için çok kısa olduğunu öne sürmüştür (Gale ve Darvell 1999).

Çalışmada termal döngünün banyo sıcaklığı ISO standardına uygun şekilde banyo sıcaklıkları +5°C ve +55°C seçilirken devir sayısı 10.000 olarak uygulandı. Termal döngünün Vita Enamic ve Lava Ultimate CAD/CAM bloklardan elde edilen örneklerin bağ kuvvetine etkisini mikro gerilim bağ dayanımı testi ile karşılaştırmalı olarak incelendi. Buna göre; Vita Enamic ve Lava Ultimate CAD/CAM bloklardan elde edilen örneklerin yarısına ilk aşama olarak 10.000 termal döngü işlemi uygulanırken diğer yarısını hiçbir işlem uygulanmadı.

Corazza ve arkadaşlarının (Corazza ve ark. 2016) yaptıkları bir çalışmada; Vita Mark II CAD/CAM bloğunu bir kompozit rezinle tamir etmiştir. Bağ kuvvetine yaşlandırma tipinin (termal döngü ve suda bekletme) ve yaşlandırılan üniten tipinin (blok ve çubuk şeklinde) etkisini mikro gerilim dayanım testi yaparak incelemiştir. Bu çalışmanın sonucuna göre; yaşlandırma tipinin ve yaşlandırılan ünit tipinin sonuçları önemli ölçüde etkilediği rapor edilmiştir. Çubuk şeklinde örnekler incelendiğinde; termal döngü ve suda bekletme arasında önemli bir fark bulunmazken,

blok şeklinde örneklere termal döngü uygulandığında bağ kuvveti önemli ölçüde yüksek bulunmuştur. Buna göre; in vitro çalışmalarda çubukların ya termal döngüde ya da suda bekletme şeklinde yaşlandırma işlemi düşünülmelidir. Bu bilgileri göz önüne alınarak çalışma kapsamında kompozit rezinle tamir edilen bütün örneklere; mikro gerilim dayanımı testi için 1×1×8 mm boyutunda çubuklar oluşturulduktan sonra 10.000 termal döngü işlemi uygulandı. Literatürde, mikro gerilim bağ dayanım testi için blok şeklinde hazırlanan örneklerden 1 mm² lik çubuklar elde edildikten sonra termal yaşlandırma işleminin uygulandığı birçok çalışma mevcuttur (Xie ve ark. 2010, Stawarczyk ve ark. 2015, Lise ve ark. 2017a).

Literatür incelendiğinde; Stawarczyk ve ark., 10.000 termal döngü uygulanmış Lava Ultimate CAD/CAM bloklardan elde edilen örneklere farklı yüzey işlemleri uygulayıp 4 farklı adeziv sistem ve iki farklı kompozit rezin kullanarak tamir etmişler, daha sonra örneklere 10.000 termal döngü işlemi uygulamışlar ve bağ kuvvetini karşılaştırmalı olarak değerlendirmişlerdir (Stawarczyk ve ark. 2015). Tinastepe ve ark., 10.000 termal döngü uygulanmış Lava Ultimate CAD/CAM bloklardan elde edilen örneklere üç farklı yüzey işlemleri ve üç farklı adeziv sistemi uygulamış ve kompozit rezinle tamir ederek makaslama bağ dayanım testi ile karşılaştırmalı olarak incelemişlerdir (Tinastepe ve ark. 2018). Bu iki çalışmanın sonucuna göre; intraoral onarım kapasitesine sahip, yaşlandırılmış Lava Ultimate CAD/CAM blokların umut vaad eden başarılı bir materyal olduğu rapor edilmiştir. Bektaş ve ark. (Bektas ve ark. 2012); kompozit rezin materyaline (Estet X, Dentsply) ilk başta farklı termal döngü işlemleri (0, 1.000, 5.000 ve 10.000) uygulayıp, daha sonra da bu örneklere farklı yüzey işlemi uygulayıp, (Er: YAG lazer ve frez) farklı bir kompozit rezinle tamir edilebilme kapasitesi mikro-makaslama bağ dayanım testi ile incelemişlerdir. Bu çalışmanın sonuçlarına göre; 5.000 ve 10.000 termal döngü işlemi uygulanmış, frez ile yüzey işlemi yapılan örnekler ve 10.000 termal döngü işlemi uygulanmış, lazer ile yüzey işlemi yapılmış örneklerde kontrol grubuna göre bağ kuvvetinde azalma görüldüğü rapor edilmiştir. Güngör ve ark. (Güngör ve ark. 2016); Vita Enamic, Lava Ultimate, GC CeraSmart materyallerine farklı yüzey işlemleri (kontrol, frez grubu, Al₂O₃ ile kuşlama ve asit + silan uygulanması) ve farklı yaşlandırma prosedürleri uygulayıp kompozit rezin ile bağlanmasını makaslama bağ dayanım testi yaparak karşılaştırmalı olarak incelemişlerdir. Yaşlandırma prosedürü olarak örnekler üç gruba ayrılmıştır. Birinci gruba herhangi bir işlem uygulanmamış, ikinci gruba kompozit

rezin uygulanmadan önce 5-55° C'de banyolarda 20 saniye bekleme süreli 10.000 termal döngü uygulanmıştır ve son olarak üçüncü gruba kompozit rezin uygulandıktan sonra 5-55° C'de banyolarda 20 saniye bekleme süreli 10.000 termal döngü uygulanmıştır. Bu çalışmanın sonuçlarına göre; Lava Ultimate'in kontrol grubunun bağ kuvveti diğer materyallerden önemli ölçüde düşük olduğu rapor edilmiştir. Vita Enamic'in frez grubu ve asit + silan uygulanan gruplarında en yüksek bağlanma dayanım değerlerini sahipken; herhangi bir termal döngü uygulanmayan asit + silan grubunda ve kompozit rezin uygulanmadan önce ve sonra uygulanan termal döngü uygulanan iki frez grubunda istatistiksel olarak fark bulunmadığı rapor edilmiştir. Frez uygulaması, termal döngü işlemi uygulanmış Vita Enamic gruplarındaki bağ kuvvetini arttırmıştır; fakat bu fark diğer termal döngü uygulanmış materyal grupları ile karşılaştırıldığında önemli olmadığı rapor edilmiştir. Yoshihara ve ark. (Yoshihara ve ark. 2016); Lava Ultimate CAD/CAM bloğuna; silan içeren ve silan içermeyen iki farklı adeziv sistem ve silan uygulayıp (adeziv grupları da kendi aralarında ikiye ayrılmış olup; bir gruba silan uygulanırken diğerine uygulanmamıştır); daha sonra iki farklı rezin siman ile olan bağ kuvvetini makaslama bağ dayanım testi ile incelemişlerdir. Bu çalışmada bağ kuvvetine termal döngünün etkisi de incelemiştir. Makaslama bağ dayanım testinden önce bütün örneklerin yarısı 37°C'de 24 saat suda bekletilirken; diğer yarısı 5-55° C'de 15.000 termal döngü uygulanmıştır. Bu çalışmanın sonuçlarına göre; 24 saat suda bekletilen bütün grupların bağ kuvvetleri arasında anlamlı bir fark olmazken, 15.000 termal döngü uygulanan ve silan uygulanmayan grupların bağ kuvvetlerinin önemli ölçüde azaldığı rapor edilmiştir. Barros ve ark. (Barros ve ark. 2018); insan dişi ile Vita Enamic materyali arasındaki arayüz tabakasındaki bağ kuvvetine termal etkiyi mikro gerilim dayanım testi yaparak incelemişlerdir. Bu çalışma; 37°C'de suda ve mineral yağda bekletme olarak iki tane negatif kontrol grubu; 5°C- 55°C, 60°C- 4°C ve 60°C- 37°C- 12°C'de 6000 termal döngü uygulanan üç grup olmak üzere toplam beş gruptan oluşmaktadır. Bu çalışmanın sonucuna göre; kullanılan sıcaklık değişimlerinin, gerilme dayanım değerlerini etkilemediği rapor edilmiştir. Üstün ve ark. (Üstün ve ark. 2018); 5000 termal döngü işlemi uygulanmış Vita Enamic, Lava Ultimate, IPS e.max CAD, Vita Suprinity materyallerine iki farklı tamir kiti ile tamir edip bağlanma değerlerini makaslama bağ dayanım testi ile değerlendirmişlerdir. Bu çalışmanın sonuçlarına göre; Vita Suprinity grubu dışında diğer materyallerin bağlanma değerleri arasında anlamlı bir fark olmadığı rapor edilmiştir. Subaşı ve ark. (Subaşı ve Alp 2017); 5000

termal döngü işlemi uygulanmış ve uygulanmamış Lava Ultimate materyallerine farklı yüzey işlemi (kontrol, air abrazyon ve silika kaplama) uygulayıp; kompozit rezin ile tamir etmişler ve oluşturdukları grupları da iki alt gruba ayırıp bunların birini 5000 termal döngü uygularken, diğerine uygulamamışlardır. Daha sonra bağlanma değerlerini makaslama bağ dayanım testi ile değerlendirmişlerdir. Bu çalışmanın sonuçlarına göre; termal döngü işlemi uygulanmamış Lava Ultimate materyali için, yüzey işlemlerinin bağlanma dayanımı değerleri üzerinde bir etkisi olmazken; termal döngü işlemi uygulanmış Lava Ultimate materyali için, yüzey işlemlerinin bağlanma dayanımı değerlerini etkilediğini rapor etmişlerdir. Cotes ve ark. (Cotes ve ark. 2015); 5000 termal döngü işlemi uygulanmış bir mikrofil kompozit rezine farklı yüzey işlemi (kontrol, 120 grenli karbit kağıt, fosforik asit, 30µm silisyum oksit tozu ile kumlama + silan, 50µm silisyum oksit tozu ile kumlama + silan) uygulamışlar ve aynı yüzey işlemi uygulanan iki örnek birbirleriyle dual-cure rezin simanla yapıştırmışlardır. Daha sonra bu örneklerin yarısına 12000 termal döngü işlemi uygulanırken, diğer yarısına herhangi bir işlem uygulanmamıştır. Bağlanma değerlerini de mikro gerilim bağ dayanım testi ile değerlendirmişlerdir. Bu çalışmanın sonuçlarına göre; mikro gerilim bağlanma testi değerlerini yüzey işlemleri ve termal döngünün etkilediğini rapor etmişlerdir. Termal döngü uygulanmayan 120 grenli karbit kağıt ile yüzey işlemi yapılan örneklerin bağlanma değerleri, kontrol ve fosforik asit grubunun bağlanma değerlerinden yüksek bulunurken; diğer grupların bağlanma değerleri benzer bulunmuştur. Termal döngü uygulanan bütün grupların bağlanma değerlerinin benzer bulunduğunu rapor etmişlerdir.

Yukarıda incelenen literatür sonuçlarına göre; birçok araştırmada termal döngü uygulamasının materyallerin bağlanma değerlerini etkilediği rapor edilmiştir. Fakat bizim çalışmamızın sonuçlarına göre 10.000 termal siklus (1 yıllık yaşlandırma) yapılmasının ortalama bağlanma değerlerini etkilemediği sonucuna varıldı. Bu materyaller kullanılarak yapılan restorasyonlar yapıldıktan bir yıl sonra kırılması durumunda bile uygun tamir yöntemleri kullanılarak tamir edilebilirler. Bu materyaller üzerinde termal döngünün etkisinin daha ayrıntılı olarak açıklanması amacıyla, farklı sayılarda termal siklus işlemlerinin (10.000, 20.000, 30.000 vb..) uygulandığı araştırmalara ihtiyaç vardır.

CAD/CAM materyalleri ile kompozit rezin arasındaki bağlantının kuvvetli olması klinik uygulamalarda tamir işleminin başarı şansını artırır. Bağlantı kuvvetini

arttırmak için bir takım yüzey işlemleri ve kimyasal etkileşim gerekmektedir (Lüthy ve ark. 2005). Bu uygulamalar yüzey enerjisini ve rezin ile seramik arasındaki yüzey açısını azaltır ve seramiğin ıslanabilirliğini artırır. Yüzey işlemleri olarak; elmas frez ile pürüzlendirme (Wendler ve ark. 2016), alüminyum oksit ile kumlama (Loomans ve ark. 2017), hidroflorik asit uygulama (Filho ve ark. 2004), lazerle pürüzlendirme (Gökçe ve ark. 2007, Bektas ve ark. 2012, Sirin Karaarslan ve ark. 2016), silan uygulaması (Filho ve ark. 2004) ve bu tekniklerin ikili veya üçlü kombinasyonları (Visuttiwattanakorn ve ark. 2017) sayılabilir.

Hidroflorik asit, seramiğin camsı veya kristalin yapısındaki içeriğini çözdüğü için pürüzlendirme işleminde sıklıkla kullanılmaktadır (Özcan ve Niedermeier 2002, Özcan ve Vallittu 2003). Hidroflorik asitin etkinliğine rağmen; yumuşak dokulara zararlı etkisi vardır ve klinikte kullanımı tehlikelidir. Özellikle deriye ve solunmasıyla akciğerlere ciddi zararlar verebilir (Bertolini 1992b, Özcan ve Vallittu 2003, Filho ve ark. 2004, Nuray ve ark. 2006b). Araştırmacılar (Chung ve Hwang 1997, Özcan ve Vallittu 2003) hidroflorik asit yerine daha makul onarım seçenekleri önermektedirler. Literatürü incelediğimizde; alüminyum oksit ile kumlama işlemi kullanılarak yapılan birçok tamir çalışması mevcuttur (Amaral ve ark. 2006, Güngör ve ark. 2016, Sirin Karaarslan ve ark. 2016, Lise ve ark. 2017a, Loomans ve ark. 2017, Souza ve ark. 2017, Visuttiwattanakorn ve ark. 2017). Ağız içi kumlama klinik olarak mümkündür; fakat bu tekniğin küçük, aşındırıcı alüminyum oksit parçacıkları ile kirlenmiş bir aerosol üretimi ve bunun inhalasyonu gibi bazı riskleri de vardır (Roeters 2000). Bu çalışmada, hidroflorik asitin vücut üzerindeki toksik etkilerinden ve kumlamanın da aerosol oluşturup inhalasyon riskinden dolayı alternatif bir yöntem olan lazerle ve rutin bir yöntem olan frezle pürüzlendirme işlemleri uygulandı.

Kullanılan yüzey işlemlerinden biri de frezle yapılan pürüzlendirmedir. Literatürü incelediğimizde; birçok tamir çalışmasında frez ile yapılan pürüzlendirme işlemi kullanılmıştır (Türk ve ark. 2006, Bayram ve ark. 2010, Pollington ve ark. 2010, Bektas ve ark. 2012, Erdemir ve ark. 2014, Duzyol ve ark. 2016, Elsaka 2016, Güngör ve ark. 2016, Wendler ve ark. 2016, Tinastepe ve ark. 2018).

Çalışmaların çoğunda (Yesil ve ark. 2007, Bayram ve ark. 2010, Bektas ve ark. 2012, Celik ve ark. 2014, Güngör ve ark. 2016, Tinastepe ve ark. 2018) kalın gren boyutundaki (yeşil bantlı) elmas partiküllü frez kullanılmıştır. Ayrıca; Costa ve ark. (da Costa ve ark. 2012); ince grenli ve kalın grenli olarak adlandırılan farklı frez boyutlarının kompozit tamir kapasitesi üzerindeki etkisini araştırmışlardır. Bu

çalışmanın sonucunda; farklı boyuttaki elmas frez gruplarındaki bağlantı kuvvetinde önemli bir fark olmadığı rapor edilmiştir. Bu çalışmada da frezle pürüzlendirilen gruplarda kalın grenli bir elmas frez kullanılarak yüzeyler pürüzlendirildi.

Lazerlerin diş hekimliğinde kullanım alanlar her geçen gün artmakta ve diş ve seramik yüzeylerinin pürüzlendirilmesinde kullanım üzerine araştırmalar yapılmaktadır. Diş hekimliği uygulamalarında çeşitli tiplerde (Nd: YAG, CO₂, Er: YAG, Er: Cr; YSGG ve diode lazer) ve değişik parametrelerde (atış modu, ışınlama süresi, sıklığı ve enerji çıkışları) lazerler kullanılmıştır (Gökçe ve ark. 2007, Akyıl ve ark. 2010, Bektas ve ark. 2012, Dilber ve ark. 2012, Kara ve ark. 2012, Subaşı ve İnan 2012, Kursoglu ve ark. 2013, Yavuz ve ark. 2013, Erdemir ve ark. 2014, Harorli ve ark. 2015, Barutçigil ve ark. 2016, Sirin Karaarslan ve ark. 2016, Çelik ve ark. 2018, Özarslan ve ark. 2018).

2,78 µm dalga boyuna sahip pulse modunda ışın oluşturan, kolay ve hızlı uygulanabilen Er, Cr: YSGG lazer doku ablasyonu sırasında mikro-patlamalara yol açarak makroskobik ve mikroskobik düzensizliklere neden olmaktadır. Bu dalga boyundaki lazer enerjisi su molekülleri tarafından maksimum derecede emilerek mine ve dentindeki hidroksil gruplarını hedef almaktadır. Dokular üzerinde oluşturduğu ilk etki suyun ve diğer hidrate organik bileşenlerin buharlaşmasıdır. Buharlaşma sırasında doku içerisinde oluşan iç basınç, inorganik maddelerin erime noktasına ulaşılmadan patlayarak uzaklaşmasına yol açmaktadır (Sungurtekin ve ark. 2009).

Kursoğlu ve ark. (Kursoglu ve ark. 2013); lityum disilikat seramiği, hidroflorik asit, 1.5 W, 2.5W ve 6W Er, Cr: YSGG lazer ile pürüzlendirip; kompozit rezinle tamir etmiş ve makaslama bağ dayanımını incelemişlerdir. Bu çalışmanın sonucuna göre; 1.5 W, 2.5W Er, Cr: YSGG lazer uygulaması bağlanma kuvvetini arttırırken; 6W Er, Cr: YSGG lazer uygulaması bağlanma kuvvetini etkilemediği rapor edilmiştir.

Mirzaei ve ark. (Mirzaei ve ark. 2015); 1W, 2W, 3W, 4W, 5W ve 6W Er, Cr: YSGG lazer ve frez uygulanan kompozit rezini SEM de karşılaştırmalı olarak, incelemişlerdir. Bu çalışmanın sonucuna göre; 4 W, 5 W ve 6W Er, Cr: YSGG lazer çıkış gücü ile hazırlanan yüzeylerin, 1 W, 2 W ve 3 W çıkış gücü ile hazırlanan yüzeylere göre daha fazla düzensizlik gösterdiği rapor edilmiştir.

Harorli ve ark. (Harorli ve ark. 2015); indirekt kompozit rezine 1.5W, 2W ve 3W Er, Cr: YSGG lazer ile pürüzlendirip, rezin siman ile bağlanma kuvvetini makaslama bağ dayanımı testi ile değerlendirmişlerdir ve 2W Er, Cr: YSGG lazer en düşük bağ

kuvvetine sahip olmasına rağmen; 1.5W, 2W ve 3W Er, Cr:YSGG lazer arasında istatistiksel olarak fark olmadığını rapor etmişlerdir.

Özarslan ve ark. (Özarslan ve ark. 2018); Vita Enamic ve Lava Ultimate materyalini farklı Er, Cr: YSGG lazer parametreleriyle (1W ve 2W) pürüzlendirip, seramik braket ile olan bağ kuvvetini değerlendirmişlerdir. Bu çalışmanın sonucunda 2W lazer uygulaması, 1W lazer uygulamasından daha yüksek bir bağ kuvveti gösterdiği rapor edilmiştir.

Gökçe ve ark. (Gökçe ve ark. 2007); Empress 2 materyaline hidroflorik asit ve 300 mJ, 600 mJ and 900 mJ güçlerinde Er: YAG lazer uygulamış ve rezin siman ile bağ kuvvetini değerlendirmişlerdir ve bu çalışmanın sonucuna göre; 300 mJ Er: YAG lazer uygulaması en yüksek bağ kuvveti gösterirken; kontrol, 600 ve 900 mJ grupları arasında anlamlı fark olmadığını rapor edilmiştir.

Yukarıda incelediğimiz literatür sonuçlarına göre bu çalışmada; 3W, 20 Hz, hava seviyesi %60, su seviyesi %50 parametrelerine sahip Er, Cr: YSGG lazer kullanıldı. Ayrıca önceki çalışmalara benzer olarak 600 µm çapında fiber uç (Barutçigil ve ark. 2016, Kurtulmuş-Yılmaz ve ark. 2018, Özarslan ve ark. 2018) kullanıldı.

Dış hekimliğinde, bazı dental restoratif materyallerin bağlantısını attırmak için silan ajanları kullanılmaktadır (Thompson ve ark. 2011). Silanlar, genellikle seramik restorasyonların bağlantısında, seramik restorasyonların rezin kompozitlerle tamirinde kullanılmaktadır. Silan seramik yüzeylerin ve rezin kompozitlerin metakrilat grubu ile reaksiyona giren çift işlevli silanol grubu içeren monomerdir. Silan uygulama organik ve inorganik yüzeyler arasındaki kimyasal bağlantıyı artırır ve böylece bağlantı artar (Lung ve Matinlinna 2012). Silanların; özellikle 10-Metakriloiloksidesil dihidrojen fosfat (10-MDP) içerikli olması önerilmektedir (Perdigão ve Swift Jr 2015).

Yanagida ve ark. (Yanagida ve ark. 2001); 10-Metakriloiloksidesil dihidrojen fosfat (10-MDP) içerikli silanın üç bölümden oluştuğunu söylemişlerdir. Bunlar metakrilol, desil ve dihidrojen fosfattır. Metakrilol grubu materyal içerisindeki matriks monomerleri ve primer içerisindeki MDP polimerlerini kopolimerize eder. Desil grup adeziv ara yüzüne suyun penetrasyonunu engeller. Dihidrojen fosfat ise bağlantı yüzeyinde bulunan oksit tabakası arasında kimyasal bağ oluşumunu sağlayan monomerler içerir. Bağlanma yüzeyinde mikromekanik retansiyon sağlandıktan sonra silan uygulanmasının bağlanma kuvvetini %25 arttırdığı bildirilmiştir (Margeas 2002).

Son zamanlarda klinik kullanım kolaylığı sunan tek aşamalı self-etch adezivlerin dezavantajlarını ortadan kaldırmaya yönelik çalışmalar sonucu "Universal" veya

"Multimod" olarak isimlendirilen ürünler ortaya çıkmıştır. Bu ürünler hem self-etch hem de etch and rinse olarak kullanılabilirler ve kendilerine has bir yapıya sahiptirler (Zawta 2001, Conrad ve ark. 2007). Son zamanlarda sıklıkla kullanılan bir adeziv olan Single Bond Universal (SBU) dimetakrilat monomerler yerlerini 10-metakriloloksidesil dihidrojen fosfat (10-MDP) monomerine bırakmıştır. 10-MDP monomer ile bağlantı yüzeyi arasındaki kimyasal bağlantının stabil ve dayanıklı bir ara yüz elde edilmesinde önemli bir rol oynadığı belirtilmiştir (Raigrodski 2004). MDP Monomeri; Self-Etch performansını optimize eder, zirkonya, alumina ve metallere kimyasal bağlanma sağlamaktadır (Yeo ve ark. 2003). Single Bond Universal adlı adeziv sistemin farklı adeziv yaklaşımlarla klinik koşullarda 6 ay boyunca değerlendirildiği bir çalışmada klinik olarak bağlayıcı ajanın self-etch, selektif etch veya etch-and-rinse olarak kullanımlarında fark bulunmamıştır (Kumbuloglu ve ark. 2005).

Çalışmamızda bu çalışmaların sonucuna dayanarak yüzey işlemi uygulandıktan sonra bütün grupların yarısına silan uygulanırken diğer yarısına uygulanmayıp silanın bağlanma kuvvetine etkisi araştırıldı ve Single Bond Universal (3M, ESPE, St. Paul, ABD) adeziv self-etch tekniği tercih edildi. Ayrıca üstün estetik ve yüksek direnç özelliklerini bir arada içeren, aynı zamanda da düşük polimerizasyon büzülmesi de gösterdikleri kanıtlanan (Davis 2003, Duke 2003) bir nanofil kompozit rezin (Filtek Ultimate, 3M, ESPE, St. Paul, ABD) kullanıldı.

Diş hekimliğinde rezin polimerizasyonu için Quartz-tungsten-halogen (QTH), plasma-arc (PAC), argon lazer ve light-emitting diode (LED) gibi farklı ışık cihazları kullanılabilirler. QTH ışık kaynakları, sahip oldukları geniş ışık spektrumu sayesinde bilinen tüm foto aktif rezin esaslı materyallerin polimerizasyonunda kullanılabilirler. Bununla birlikte nispeten verimsiz olmaları, yüksek ısı oluşturmaları ve bu ısıyı elimine edebilmek için fan bulundurmaları ayrıca kablolu kullanımları gibi dezavantajları mevcuttur. PAC ışık kaynaklarının ışınım şiddeti tipik QTH cihazlardan çok daha yüksektir, ancak PAC ışıkları daha pahalıdır ve QTH ampullerinkine benzer verimsiz bir emisyon spektrumu ile çok yüksek ısı üretir. Bir diğer polimerizasyon cihazı olan argon lazerde; çıkan ışık, halojen veya PAC ışıklarından yayılan ışıktan çok farklıdır. Çok az kızılötesi ışın oluşmasından dolayı istenmeyen ısı en aza indirgenir. Bununla birlikte, argon lazerler küçük polimerizasyon uçları nedeniyle verimsizdir ve pahalıdır. LED ışık cihazları; daha etkili polimerizasyon, zamanla

azalma olmaksızın istikrarlı bir ışık üretimi, sessiz çalışabilme, daha az ısı oluşturma ve kompaktlık gibi vaatlerle kullanıma sunulmuştur (Vandewalle ve ark. 2006). LED cihazların sahip oldukları bu avantajlardan dolayı çalışmamızda bir LED ışık cihazı tercih edildi.

Barutçigil ve ark. (Barutçigil ve ark. 2016); Vita Enamic materyaline farklı yüzey işlemleri uygulayarak rezin simanla bağ kuvvetini makaslama bağ dayanımı testi ile incelemiştir. Bu çalışmada yüzey işlemine göre altı farklı grup (kontrol, Cojet ile kumlama, 50 µm Al₂O₃ ile kumlama, %10 hidroflorik asit uygulaması, sadece Single Bond Universal adeziv uygulaması ve 2W, 10 Hz Er, Cr: YSGG lazer uygulaması) oluşturulmuştur. Bu çalışmanın sonuçlarına göre; makaslama bağ dayanımı 7.751 ile 10.728 MPa arasında bulunmuştur. Single Bond Universal grubu test edilen gruplar arasında en yüksek bağ kuvvetine sahipken; en düşük bağ kuvveti kontrol grubunda olduğu rapor edilmiştir. Bununla birlikte, Single Bond Universal grubu hariç, yüzey işlemi yöntemleri arasında herhangi bir fark bulunmamıştır. 2W Er, Cr: YSGG grubunda kontrol grubuna göre daha yüksek bir değer elde edilmiştir. Ancak, bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Bizim çalışmamız da yaşlandırılmış, silan uygulanmayan, lazer ile yüzey işlemi yapılan Vita Enamic örnekleri (EC1); Barutçigil ve ark. yaptığı çalışmayla uyumlu olarak kontrol grubundan yüksek bulundu. Aynı zamanda yaşlandırılmamış, silan uygulanmayan Vita Enamic materyallerinin grupları (EA2, EB2, EC2) arasında bağlanma değerleri benzer bulundu. Bu sonuçta, Barutçigil ve ark. yaptığı çalışmayla uyumlu bulundu.

Erdemir ve ark. (Erdemir ve ark. 2014); IPS e-max CAD materyaline farklı yüzey işlemleri (kontrol, silika kaplama, hidroflorik asit, frez ve Er: YAG lazer) uygulayıp self- adhering bir kompozit rezinle tamir etmişler ve bağlanma kuvvetini makaslama bağ dayanım testi ile değerlendirmişlerdir. Bu çalışmanın sonucuna göre; en düşük bağ kuvveti frezle yüzey işlemi yapılan grupta görülürken; lazer ile yüzey işlemi yapılan, frez ile yüzey işlemi yapılan ve kontrol grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı rapor edilmiştir. Bizim çalışmamızda da silan uygulanmayan, yaşlandırılmamış Vita Enamic gruplarıyla (EA2, EB2, EC2) bu çalışmanın sonuçları uyumlu bulundu.

Düzyol ve ark. (Duzyol ve ark. 2016); Felspar seramik (Cerec blok), Lava Ultimate, IPS e-max CAD materyallerine farklı yüzey işlemleri (frez, frez+ hidroflorik

asit, frez+ kumlama ve frez+ Cojet) uygulayarak bir nanofil kompozit rezin ile bağlantısını mikro gerilim bağ dayanımı testi ile incelemişlerdir. Bu çalışmada bütün örneklere silan uygulanmış ve aynı zamanda bu çalışmada Single Bond Universal (3M, ESPE, St. Paul, MN, ABD) adeziv sistem kullanılmıştır. Bu çalışmanın sonuçlarına göre; IPS e-max CAD materyallerinin frez ve frez+ kumlama gruplarını oluşturan örnekler mikro gerilim testi için kesim sırasında başarısız olmuştur. Tüm örneklerin frez+ Cojet grupları arasında anlamlı bir farklılık gözlemlenmemiştir. Lava Ultimate materyalinin frez ve frez+ kumlama gruplarında en yüksek bağlanma değerleri rapor edilmiştir. Felspar seramik (Cerec blok) materyalinin, frez grubu diğer materyallerin frez gruplarına göre daha yüksek bağlanma değeri gösterdiği rapor edilmiştir. Bizim çalışmamızda da frez ile pürüzlendirilmiş Lava Ultimate materyali kontrol ve lazer gruplarına göre yüksek bağlanma değeri gösterdi ve aynı zamanda silan uygulanan ve uygulanmayan, yaşlandırılmamış, frez ile yüzey işlemi yapılmış Lava Ultimate materyal örneklerinin (LB2, LB2+S) bağlanma değeri; kontrol grubundan (LA2+S, LA2) anlamlı derece de yüksek bulundu. Bu sonuçlar Düzyol ve ark. yaptıkları çalışmayla uyumlu bulundu.

Akyıl ve ark. (Akyıl ve ark. 2010); Felspar seramik materyaline farklı yüzey işlemleri (kontrol, hidroflorik asit, Er: YAG lazer, Nd: YAG lazer, hidroflorik asit+ Er: YAG lazer ve hidroflorik asit+ Nd: YAG) uygulayarak bir kompozit rezin ile tamir etmiş ve bağ kuvvetini makaslama bağ dayanımı testi ile incelemişlerdir. Bu çalışmada en yüksek bağlanma değeri hidroflorik asitle yapılan yüzey işleminde bulunurken; en düşük bağlanma değerinin Er: YAG lazerde bulunduğu rapor edilmiştir. Er: YAG lazer grubunun düşük bağlanma değeri göstermesinin sebebini de lazerin uygulama süresinden dolayı olduğunu belirtmişler ve uyguladıkları süre boyunca lazerin kaliteli bir bağlantı için yeterince yüzeyi pürüzlendirmediğini öne sürmüşlerdir. Bizim çalışmamızda EC1 grubunun bağlanma değeri karşılaştırıldığı EB1 ve EA1 grupların bağlanma değerlerinden yüksek bulundu. Diğer lazer uygulanan grupların bağlanma değerleri (EC2, LC1, LC2) karşılaştıkları gruplarla benzer bağlanma değeri gösterdi. Bizim de bu çalışma ile uyumlu sonuçlar elde etmemizin nedeni uygulama süresi olabilir ve ileride yapılacak çalışmalarda daha uzun uygulama süresi ile daha yüksek bağlanma değeri elde edilebilir.

Chaharom ve ark. (Chaharom ve ark. 2018); lityum disilikat cam seramik materyaline altı farklı yüzey işlemi (kontrol, hidroflorik asit, 4.5-W Nd:YAG lazer, 6-

W Nd:YAG lazer, 1.5-W Er,Cr:YSGG lazer, 6-W Er,Cr:YSGG lazer) uygulayıp siloran içerikli kompozit rezinle tamir etmiş ve bağ kuvvetini makaslama bağ dayanımı testi ile değerlendirmişlerdir. Bu çalışmanın sonuçlarına göre; hidroflorik asit grubu ile diğer gruplar arasında anlamlı fark olmadığı rapor edilmiştir.

Bektaş ve ark. (Bektas ve ark. 2012); bir hibrit kompozit rezini (Esthet·X, Dentsply, Almanya) frez ve Er: YAG lazer ile pürüzlendirip; daha sonra etch and rinse bir adeziv sistem uygulayıp mikro hibrid bir kompozit ile tamir etmişlerdir ve bağ kuvvetini mikro makaslama bağ dayanım testi ile değerlendirmişlerdir. Bu çalışmanın sonucunda; frez ile yüzey işlemi yapılan ve lazer ile yüzey işlemi yapılan gruplar arasında bağ kuvvetinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bu çalışmada bizim çalışmamıza benzer şekilde kalın grenli frez kullanılmıştır. Bizim çalışmamızdaki silan uygulanmayan, frez ile yüzey işlemi yapılmış olan, yaşlandırılmış Vita Enamic (EB1) ve Lava Ultimate (LB1) materyallerinin bağlanma değeri karşılaştırıldığında; Lava Ultimate materyalinin bağlanma değeri daha yüksek bulundu. Silan uygulanmayan, lazer ile yüzey işlemi yapılmış olan, yaşlandırılmış Vita Enamic (EC1) ve Lava Ultimate (LC1) materyallerinin bağlanma değeri karşılaştırıldığında; Vita Enamic materyalinin bağlanma değeri daha yüksek bulundu.

Çalışmamızda yüzey işlemleri dikkate alındığında yaşlandırılmış, Er: Cr; YSGG lazer işlemi uygulanmış Vita Enamic (EC1) örneğin bağlanma değerleri diğerlerine (EA1, EB1, LC1) göre yüksek olduğu görüldü. Bunun sebebi de lazer uygulamasının silika partiküllerini daha fazla açığa çıkarmasına bağlandı. Termal döngü uygulanan ve frez ile yüzey işlemi uygulanmış Lava Ultimate materyalinin bağlanma değeri; termal siklus uygulanan frez ile yüzey işlemi uygulanmış Vita Enamic' den daha yüksek bulundu. Bunun sebebini de materyallerin farklı yapılarına bağlandı. Aynı zamanda EC1 grubuna ek bir silan uygulandığında (EC1+S) ve diğer gruplarla (EA1+S, EB1+S) karşılaştırıldığında daha fazla bağlanma değeri beklenirken; bağlanma değeri benzer bulundu. Bunun sebebini de silan ajanının daha düzenli mikro retantif yüzeye sahip frez grubunda yüzeye daha iyi infiltre olarak daha fazla yüzey ıslanmasına neden olduğunu böylece bağlantının daha fazla olmasına bağlamaktayız. Çalışmamızın ikinci kısmında anlatılan yüzey özellikleri de bu bilgiyi destekler yöndedir. (Çalışmamızın ikinci kısmında; profilometre ile değerlendirilen lazer grubunun yüzey pürüzlülüğü frez grubuna göre daha fazla bulunurken; SEM

incelemelerinde lazer grubu frez grubuna göre daha az pürüzlü ve daha düzensiz bir yüzey özelliğine sahip olduğu görüldü.)

Yüzey işlemleri dikkate alınmaksızın her bir materyalin silan uygulanmış ve uygulanmamış yüzey işlemi grupları bağlanma dayanımı değerleri açısından karşılaştırıldığında, silan uygulamasının kontrol grubunda ve frez ile yüzey işlemi yapılan Vita Enamic materyal (EB2+S) grubunda bağlanma dayanımı değerlerini istatistiksel olarak anlamlı derecede arttırdığı görüldü. Lava Ultimate materyalini inceleyecek olursak silan uygulanan gruplarda bağlanma değeri, silan uygulanmayan gruplarla benzer bulundu.

Go'mez ve ark. (Murillo-Gómez ve ark. 2017); IPS e-max CAD materyalinin iki farklı adeziv sistem (silan içeren ve içermeyen) kullanarak rezin simanla tamir etmiş, kısa ve uzun dönem başarısını mikro makaslama bağ dayanımı testi ile araştırmışlardır. Bu çalışmanın sonuçlarına göre; bir konvansiyonel silan uygulamasından sonra bir adeziv sistem uygulaması hem kısa hem de uzun süre suda bekletme sonrasında seramik-rezin siman bağı kuvvetini arttırdığı rapor edilmiştir. Ayrıca silan uygulanması ve ek olarak silan içeren bir adeziv sistem uygulamasından sonra; uzun süre suda bekletme sonrasında ölçülen bağlanma değerinde en az düşüş rapor edilmiştir. Bizim çalışmamızda silan içeren bir adeziv uygulanmadan önce ek bir silan uygulaması Vita Enamic gruplarının bağlanma değerlerini arttırdı.

Yoshihara ve ark. (Yoshihara ve ark. 2016); Lava Ultimate CAD/CAM bloğuna; silan içeren ve silan içermeyen iki farklı adeziv sistem ve silan uygulayıp (adeziv grupları da kendi aralarında ikiye ayrılmış olup; bir gruba silan uygulanırken diğerine uygulanmamıştır); daha sonra iki farklı rezin siman ile olan kısa ve uzun dönem bağ kuvvetini makaslama bağ dayanım testi ile incelemişlerdir. Bu çalışmanın sonuçlarına göre; uzun dönem silan uygulanmayan tüm grupların bağ kuvvetlerinin önemli ölçüde azaldığı rapor edilmiştir. Yoshihara ve ark. yaptığı çalışmanın sonuçları, hidrofobik bir adeziv sistem ile silan maddesinin birlikte kullanılması; oluşan siloksan ağının uzun dönemdeki hidrolitik bozunmasına daha dirençli olduğu teorisini desteklemiştir. Bizim çalışmamızda da ek bir silan uygulanan Lava Ultimate grupları ile ek bir silanlama uygulanmayan Lava Ultimate gruplarının bağlanma değerleri benzer bulundu. Silan uygulamasının erken dönemde bağ kuvvetini zayıflatmamasının yanında, Yoshihara ve ark. uzun dönemde silanın bağ kuvvetini olumlu etkilediği göz

önüne alındığında Lava Ultimate materyalinin tamir işlemleri sırasında silan kullanılması önerilebilir.

Higashi ve ark. (Higashi ve ark. 2016); rezin içerikli CAD/CAM bloğuna (Katana Avencia Block, Kuraray Noritake, Japonya) farklı yüzey işlemleri (kontrol, kumlama, silan uygulaması ve kumlama+ silan uygulaması) uygulayıp iki farklı rezin simanla bağlantı kuvvetini hemen, 1., 3. ve .6 ay suda bekleterek mikro gerilim bağ dayanımı testi ile incelemişlerdir. Bu çalışmanın sonuçlarına göre; en düşük bağ kuvveti kontrol grubunda görülürken; en yüksek bağ kuvveti kumlama+ silan grubunda rapor edilmiştir. Bizim çalışmamıza benzer şekilde Higashi ve ark. yaptıkları çalışmada da ek bir silan uygulanması bağlanma değerini arttırmıştır.

Elsaka (Elsaka 2014); Vita Enamic ve Lava Ultimate materyallerine beş farklı (kontrol, kumlama, kumlama+silan, hidroflorik asit, hidroflorik asit+silan) yüzey işlemi uygulayıp; dual-cure adeziv siman ile bağlantısını mikro gerilim dayanım testi ile incelemişlerdir. Bu çalışmanın sonuçlarına göre; Lava Ultimate materyaline uygulanan yüzey işlemlerinin bağlanma değerleri benzer bulunurken; Vita Enamic materyalinin silan uygulanan hidroflorik asit grubu, diğer gruplara göre yüksek bağlanma değerine sahip olduğu rapor edilmiştir. Lava Ultimate ve Vita Enamic arasındaki bu farklı sonuçlar materyallerin farklı mikro yapılarına bağlanmıştır. Bizim çalışmamızda silan uygulanan, farklı yüzey işlemi uygulanmış Lava Ultimate gruplarının bağlanma değerini benzer bulunmuştur ve frez ile yüzey işlemi yapılan Vita Enamic grubunda en yüksek bağlanma değeri elde edilmiştir. Bizim çalışmamızın sonuçlarıyla Elsaka' nın yaptığı çalışma sonuçları uyumlu bulundu.

Demirtağ ve Çulhaoğlu (Demirtag ve Culhaoglu 2019); Vita Enamic ve Lava Ultimate materyallerine sekiz farklı (kontrol, kumlama, hidroflorik asit, femtosaniye lazer, kontrol+silan, kumlama+silan, hidroflorik asit+silan, femtosaniye lazer+silan) yüzey işlemi uygulayıp; rezin siman ile bağlantısını makaslama dayanım testi ile incelemişlerdir. Bu çalışmanın sonuçlarına göre; hem Vita Enamic hem de Lava Ultimate materyalinde en yüksek bağlanma değeri femtosaniye lazer+silan grubunda görülmüştür. Ayrıca silan uygulanması Vita Enamic materyalinin bağlanma değerini artırırken; Lava Ultimate materyalinin bağlanma değerini (femtosaniye lazer+silan grubu hariç) değiştirmedigi rapor edilmiştir. Vita Enamic ve Lava Ultimate materyalleri arasındaki bu fark materyallerin farklı mikroyapılarına bağlanmıştır.

Bizim çalışmamızda da silan uygulanması Vita Enamic de bağlanma değerini arttırırken; Lava Ultimate de bağlanma değerini değiştirmedi. Bizim çalışmamızın sonuçları, Demirtağ ve ark. yaptıkları çalışma sonuçları ile uyumlu bulundu.

Silan uygulaması; organik ve inorganik yüzeyler arasındaki kimyasal bağlantıyı artırır ve böylece bağlantı artar (Murillo-Gómez ve ark. 2017). Çalışmamızda silan içeren universal bonding ajan kullanılmasına rağmen; ek bir silan uygulamasının bağlantı kuvvetini Vita Enamic materyalinde daha da arttırmıştır. Bunun sebebi de; Universal Single Bondun (Ph: 2.7) (Murillo-Gómez ve ark. 2017), kullanılan silandan (Ph: 4.0) (Kamada ve ark. 2007) daha asidik olmasıdır ve adeziv'in içerisinde bulunan silan sürekli olarak hidrolize edilebilir, saklama süresince reaksiyona girebilir ve dolayısıyla kullanılmadan önce bir dereceye kadar inaktive edilir. Ek olarak özellikle universal adezive silan dışında bileşenlerin eklenmesi, yalnızca silan içeren primerin aksine, seramik yüzey ile temas halinde olan bağlı substrat alanı başına daha az silan miktarı ortaya çıkaracağından; adezivin performansını etkilemiş olabilir. Silan ve adeziv ayrı olarak uygulandığında, bağ kuvvetinin daha yüksek olması, muhtemelen tam seramik yüzeyin ilk olarak silan molekülleri ile temas ettiğinden, silan ve seramik arasında daha yüksek bir kimyasal etkileşime neden olması ile açıklanabilir (Murillo-Gómez ve ark. 2017). Ayrıca, silan kondensasyon reaksiyonu; çözücülerin eliminasyonu sırasında, yoğun bir polisiloksan polimer ağının oluşması ile engellenebilir (Shen ve ark. 2004). Yapılan bir çalışmada (Luque-Martinez ve ark. 2014), silan içeren universal adezivin solventini uzaklaştırmak için artan sürenin gerekli olduğu gösterilmiştir. Literatürdeki bilgilere ve bu çalışmanın sonuçlarına bakılarak tamir işlemleri sırasında silan içeren bir adeziv sistem kullanılsa bile ayrı bir silan uygulama basamağı önerilir.

Çalışmalarda kullanılan restoratif materyal (türü, yapısı, üretim yöntemi), örnek (bağlanma alanı, kompozit rezinin elastisite modülü, operatör yeteneği ve teknik hassasiyet), yüzey işlemleri (kuvlama, asit, lazer, silika kaplama, silan ve kombinasyonları), yaşlandırma (türü, ortamı ve süresi) ve test yöntemi ile ilgili değişkenler bağlanma dayanımı değerlerini etkilemektedir (Sirisha ve ark. 2014, Tian ve ark. 2014). Bu nedenle, yapılan çalışmalarda farklı bağlanma dayanımı değerleri bulunduğu için çalışmaların kıyaslanabilirliği zorlaşmaktadır.

Çalışmamızda en fazla adeziv tip kırılma en az da karışık tip kırılma görülmüştür. Bu sonuçlarda makro testlerin daha fazla koheziv, mikro testlerin ise daha fazla adeziv kırılma eğilimine sahip olduğunu bildiren daha önceki çalışmaları doğrulamıştır. Aynı zamanda yapılan çalışmalarda (Atsu ve ark. 2006a, Oyagüe ve ark. 2009) düşük bağlanma kuvvetinin daha çok adeziv kırılmalara sebep olduğu, bağlantı kuvveti arttıkça koheziv ve karışık kırılmalarının daha çok görüldüğü söylenmiştir. Bizim çalışmamızda da bağlantı kuvveti yüksek olan gruplarda koheziv ve karışık kırılmalar daha fazla görülmüştür.

Bu çalışmanın ikinci aşamasında; mikro- gerilim bağ dayanımı testinde uygulanan pürüzlendirme yöntemleri aynı koşullarda uygulanıp yüzey pürüzlülükleri değerlendirildi.

Bir materyale ait yüzey pürüzlülüğünü ifade eden Ra değeri, örneğin uzunluğu boyunca orta çizginin altı ve üstündeki grafiklerin sapma değerlerinin aritmetik ortalaması ile elde edilir. Günümüzde araştırmacılarca kabul görmüş yüzey pürüzlülük değeri Ra' dır (Elias ve ark. 2015). Bu yüzden çalışmamızda yüzey pürüzlülük değerlerinin hesaplanmasında Ra değeri temel alınmıştır. Yüzey pürüzlülüğünün ölçülmesinde birçok farklı metot vardır. Bunlar taramalı elektron mikroskop (SEM), profilometrik yüzey profil analizi, atomik kuvvet mikroskobu (AFM) yöntemleridir (Patcas ve ark. 2015). Bugüne kadar, hangi tipte bir profilometrenin, diş yüzeyinin ölçülmesi için en uygun taramayı oluşturduğu konusunda bir fikir birliği yoktur, çünkü hem kontakt hem de optik profilometre literatürde bildirilmiştir (Rodriguez ve ark. 2009).

Bu araştırma sonuçları göz önünde bulundurup çalışmamızda kontakt profilometre kullanılmasına karar verilmiştir. Ayrıca seramiklerde yüzey işlemi sonrasında yüzey topoğrafisindeki değişikliklerle ilgili bilgi kısıtlı olduğundan, materyallerin karakterlerini incelemeye mikroskobik incelemelerin yararlı olduğu belirtilmiştir (Bona ve Anusavice 2002). Dalga boyu 2.780 nm olan Er, Cr: YSGG lazer, yüzey modifikasyonlarındaki yetenekleri nedeniyle restoratif diş hekimliğinde popüleritesi artarak devam etmektedir (Barutçigil ve ark. 2016). Er, Cr: YSGG lazer materyal üzerinde termomekanik ablasyon ile etki etmektedir. (Kara ve ark. 2012). Böylece seramikteki cam fazını (felspar) uzaklaştırarak pürüzlü bir yüzey oluşmaktadır. Literatürü incelediğimizde Lava Ultimate ve Vita Enamic materyallerini frez ve Er, Cr: YSGG lazer ile pürüzlendirip profilometre, AFM ve SEM' de

karşılaştırmalı olarak incelemiş bir araştırmaya rastlanmamıştır. Farklı yüzey işlemlerinin Lava Ultimate ve Vita Enamic materyalleri üzerindeki etkilerini ayrıntılı olarak değerlendirebilmek için her yüzey işlem grubundan birer örnek önce AFM de incelendi ve daha sonra AFM analizinde herhangi bir bozulma olmadan çıkan örnekler SEM' de incelendi. Çalışmamız bu yöntemlerle karşılaştırmalı olarak yüzey pürüzlülükleri incelenen ilk araştırma olma niteliği taşımaktadır.

Yüksek çözünürlükte inceleme yapılabilmesi, incelenen örneğe zarar vermemesi, doğal, polisajsız diş yüzeylerinin incelenmesini sağlaması AFM' nin avantajlarından. AFM'nin teknik özellikleri çok sayıda ölçüme el vermediğinden ve örnek yüzeyi hakkında, küçük bir taranan alan nedeniyle örnek bir yüzeyin geri kalanı hakkında bilgi edinemediğinden; yüzeyin istatistiksel analizini zorlaştırmaktadır. Ayrıca inceleme süresinin uzun olması ve sınırlı bir alanın taranması ve Multimode V AFM cihazının 5 mikrondan daha fazla pürüzlü yüzeyleri incelenememesi dezavantajları arasında yer almaktadır (Kubinek11 ve ark. 2007). Bu nedenle çalışmamızda her yüzey işlem grubunda yalnızca bir örnek üzerinde çalışıldı ve AFM ölçümlerinin istatistiksel değerlendirmesi yapılmadı. Bunun yerine 3 boyutlu görüntünün, SEM görüntüleri ile birlikte değerlendirilerek yüzey pürüzlülük analizini destekleyici biçimde yorumlanması amaçlandı.

Çalışmamızın sonucuna göre hem Vita Enamic hem de Lava Ultimate materyallerinde ortalama yüzey pürüzlülüğü profilometre ölçümlerinde, lazer> frez> kontrol şeklinde sıralandı. AFM analizleri incelendiğinde lazer grubu teknik olarak cihazın inceleyebildiği ortalama pürüzlülük değerinden yüksek bulunduğundan incelenemedi. Frez ile yüzey işlemi yapılan örnekler incelendiğinde kontrol grubundan pürüzlü olduğu üç boyutlu olarak doğrulandı. Frez grubunda derin tepe ve vadiler görüldü. AFM analizinden sonra aynı örnekler SEM de incelendiğinde; yüzey işlemi yapılan grupların kontrol grubuna göre daha pürüzlü olduğu SEM analizinde de doğrulandı fakat profilometre sonuçlarına göre en pürüzlü yüzey lazer gruplarında görülürken SEM incelemelerinde frez gruplarında daha derin oluklar ve daha pürüzlü bir yüzey görüldü.

Barutçigil ve ark. (Barutçigil ve ark. 2016); Vita Enamic materyaline 6 farklı yüzey işlemi uygulayıp (kontrol, Cojet ile kumlama, 50 µm Al₂O₃ ile kumlama, %10 hidroflorik asit uygulaması, sadece Single Bond Universal adeziv uygulaması ve 200 mJ, 10 Hz 2W Er, Cr: YSGG lazer uygulaması) yüzey pürüzlülüklerini profilometre

ve X2000 büyütmede, SEM' de incelemiştir. Al_2O_3 ile kumlama diğer yüzey işlem yöntemleri ile karşılaştırıldığında daha yüksek yüzey pürüzlülük değeri gösterdiği rapor edilmiştir. 2W Er, Cr: YSGG uygulanmış grup; kontrol ve Single Bond Universal gruplarından daha fazla pürüzlülük değerleri gösterirken; bu farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı rapor edilmiştir. SEM analizlerinin, Er, Cr: YSGG lazerle yüzey işlemi yapılan grup haricinde, diğer grupların yüzey pürüzlülükleri ile paralel yüzey topografyası gösterdiği rapor edilmiştir. Lazer grubunun SEM görüntülerinin analizinde, derin bir lazer krateri ve ablasyon, yanma ve erime izleri görüldüğü rapor edilmiştir. Bizim çalışmamızda lazer uygulanan grup kontrol grubuna göre daha yüksek yüzey pürüzlülük değeri gösterdi ve bu fark istatistiksel olarak anlamlıydı.

Kursoğlu ve ark. (Kursoglu ve ark. 2006); IPS Empress 2 materyaline Al_2O_3 ile kumlama, hidroflorik asit uygulaması ve 1.5 W, 2 W ve 2.5 W Er, Cr: YSGG lazer ile yüzey işlemleri uygulayıp yüzey topoğrafyasını SEM' de incelemiştir. Bu çalışmanın sonuçlarına göre; tüm yüzey işlemlerinin kontrol grubuyla karşılaştırıldığında IPS Empress 2 seramiğin mikro yapısını değiştirdiği rapor edilmiştir. Elde edilen yüzey topografileri lazer, kumlama ve asit uygulanan gruplar arasında farklı bulunmuştur. SEM' de, Er, Cr: YSGG lazer sistemi ile yüzey işlemi uygulanan gruplarda kaba ve düzensiz çukur benzeri bir topografya rapor edilmiştir. Yüzey karakteristikleri, lazer ile yüzey işleminde kullanılan üç farklı güç parametrelerinde benzer bulunmuştur. Bununla birlikte, 1.5 W güç ile uygulanan lazer grubunda minimal değişim gözlenirken, güç yoğunluğunda bir artış ile birlikte, yüzey pürüzlülüğünde bir artış meydana gelmiştir. Lazer uygulanan yüzeylerin hiçbirinde erime, vitrifikasyon veya karbonizasyon görülmemiştir. Lazer grupları arasında, özellikle 2 W ve 2.5 W lazer parametreleri uygulanan gruplarda, kontrol grubuna kıyasla daha pürüzlü yüzeylere sahip olduğu rapor edilmiştir. Bizim çalışmamızda da lazer uygulanan grup, kontrol ve frez gruplarına göre daha yüksek pürüzlülük değeri gösterdi ve Kursoğlu ve ark. yaptıkları çalışmayla uyumlu sonuçlar elde edildi.

Kursoğlu ve ark. (Kursoglu ve ark. 2013) yaptıkları başka bir çalışmada lityum disilikat seramiğe hidroflorik asit uygulaması ve 1.5W, 2.5W ve 6W Er, Cr: YSGG lazer ile yüzey işlemleri uygulayıp yüzey topoğrafyasını SEM' de incelemiştir. Bu çalışmada da tüm yüzey işlemleri kontrol grubuna göre yüzeyin mikro yapısını değiştirdiği rapor edilmiştir. Ayrıca lazerin güç parametreleri arttığı oranda yüzey

pürüzlülükleri ve düzensizlikleri artmıştır. 6W Er, Cr: YSGG lazer ile yüzey işlemi uygulanan örneklerde ciddi bir şekilde yüzey tahribatı görüldüğü rapor edilmiştir. Bizim çalışmamızda da lazer ile yüzey işlemi yapılması yüzeyin mikro yapısını değiştirdi.

Cho ve ark. (Cho ve ark. 2013); bir mikro hibrit kompozit yüzeyine Er: Cr: YSGG lazer (4 W), alüminyum oksit ve tribo kimyasal silika ile kumlama işlemi yapıp yüzey pürüzlülüklerini profilometre ve SEM' de sekonder elektron modunda ve backscatter modunda incelemişlerdir. Bu çalışmada lazer uygulanan grup en yüksek Ra değerine sahip olduğu rapor edilmiştir. Ayrıca sekonder elektron modundaki incelemede en düzensiz yüzeye sahip olduğu rapor edilmiştir. Backscatter modunda incelemelerde ise sadece lazer uygulanan gruplarda çatlaklar rapor edilmiştir. Çalışmamızda lazer grubunun en yüksek yüzey pürüzlülük değeri göstermesi, Cho ve ark. yaptıkları çalışmanın sonuçlarıyla benzer bulundu.

Mirzaei ve ark. (Mirzaei ve ark. 2015); 1W, 2W, 3W, 4W, 5W ve 6W Er, Cr: YSGG lazer ve frez uygulanan kompozit rezini SEM de karşılaştırmalı olarak, incelemişlerdir. Bu çalışmanın sonucuna göre; 4 W, 5 W ve 6W Er, Cr: YSGG lazer çıkış gücü ile hazırlanan yüzey, 1 W, 2 W ve 3 W çıkış gücüne göre daha düzensizlik göstermiştir. Lazer grupları frez grubuna göre daha düzensiz yüzey yapısına sahip olduğu rapor edilmiştir. Bizim çalışmamızda da lazer grubu daha düzensiz bir yüzey yapısı gösterirken; frez grubu daha çok girintili- çıkıntılı oluklar ve düzenli bir yüzey yapısı gösterdi.

Kimyai ve ark. (Kimyai ve ark. 2010); indirekt kompozit rezin bloklarına frez, alüminyum oksit ile kumlama ve 2W Er, Cr: YSGG lazer ile yüzey işlemi uygulayıp yüzey topoğrafyasını AFM ile karşılaştırmalı olarak incelemişlerdir. Bu çalışmanın sonuçlarına göre; AFM analizinde kontrol grubu nispeten pürüzsüz doğal bir yüzeye sahipken; frez grubunda yivli bir görüntü rapor edilmiştir. Alüminyum oksit ile kumlama da büyük pürüzlülükler ve küçük boyuttu düzensizlikler görülürken; lazer uygulanan grupta makro ve mikro yüzey çıkıntılarının bir kombinasyonları görülmüştür. Yüzeylerdeki farklı topografik yapılarına rağmen; frez grubu ile lazer grubunun yüzey pürüzlülükleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bizim çalışmamızda lazer grubu frez grubundan istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksek yüzey pürüzlülüğü gösterdi.

Harorli ve ark. (Harorli ve ark. 2015); indirekt kompozit rezine fosforik asit ile pürüzlendirme, kumlama, 1.5W, 2W ve 3W Er, Cr: YSGG lazer ile yüzey işlemleri yapmışlardır ve SEM' de yüzeylerin topografyasını incelemişlerdir. Bu çalışmada, kontrol ve kumlama gruplarında pürüzsüz ve homojen yüzeyler rapor edilmiştir. Kumlama ve Er, Cr: YSGG lazer grupları, kontrol grubu ile karşılaştırıldığında nispeten düzensiz pürüzlü bir yüzeye sahiptirler ve Er, Cr: YSGG lazer grubunun yüzeyi çok pürüzlü ve düzensiz olduğu görülmüştür.

Literatürü incelediğimizde farklı lazer tipleri kullanılarak yapılan yüzey işlemleri de mevcuttur. Gökçe ve ark. (Gökçe ve ark. 2007); lityum disilikat seramiğe; 300 mJ, 600 mJ ve 900 mJ Er: YAG lazer ile yüzey işlemi yapıp SEM' de yüzeylerin topografyasını incelemişlerdir. 300 mJ'lik lazer uygulamasında düzensiz lityum disilikat kristalleri görülürken; 600 mJ ve 900 mJ lazer uygulamalarından sonra düzensizlikler artmış ve kristaller ciddi şekilde etkilenmiş ve ayrılmıştır. Çelik ve ark. (Çelik ve ark. 2018); Lava Ultimate, Vita Enamic ve CeraSmart materyallerini 3W güçte Nd:YAG lazer ile pürüzlendirmişlerdir. SEM incelemelerinde; kontrol grubuna kıyasla bütün materyallerin yüzey topografyasının değiştiği ve lazer uygulanan Vita Enamic grubunun bazı bölgelerinde erimiş alanların görüldüğü rapor edilmiştir. Dilber ve ark. (Dilber ve ark. 2012); lityum disilikat ve felspatik seramik materyaline hidroflorik asit uygulama, kumlama ve Er: YAG lazer ile yüzey işlemi uygulamışlar ve yüzey pürüzlülüklerini AFM' de incelemişlerdir. Bu çalışmanın sonuçlarına göre; lazer uygulanan grup, kumlama ve hidroflorik asit uygulanan gruplara göre daha az pürüzlüdür ve orta derecede düzensiz tepe ve vadiler görüldüğü rapor edilmiştir. Subaşı ve ark. (Subaşı ve İnan 2012); zirkonya materyaline tribokimyasal kumlama, alüminyum oksit ile kumlama ve Er: YAG lazer ile yüzey işlemleri uygulayıp yüzey pürüzlülükleri profilometrede, AFM' de ve SEM' de incelemişlerdir. Bu çalışmada, alüminyum oksit ile kumlama yapılan gruplar en pürüzlü bulunurken; tribokimyasal kumlama ve lazer grupları arasında istatistiksel fark bulunmamıştır. AFM görüntülerinde, lazer grubunun yüzey morfolojisi hemen hemen kontrol grubununkine benzerdi ve her ikisinde de düzgün yüzey topografyası rapor edilmiştir. Bununla birlikte, lazer grubunda, bazı bölgelerde periyodik keskin tepe oluşumu görülmüştür. AFM görüntülerine benzer şekilde, seramik yüzeylerin SEM görüntülerinde çeşitli yüzey işlemlerinden sonra morfolojik farklılıklar rapor edilmiştir. Elde edilen yüzey topografileri, lazer ve kontrol grupları arasında hemen hemen benzerdi; Bununla

birlikte, lazer grubunda, lazer optik fiber ucunun oluşturduğu nadir çukurlar rapor edilmiştir. Kara ve ark. (Kara ve ark. 2012); lityum disilikat seramiğe, hidroflorik asit, kumlama, Nd: YAG ve Er: YAG lazer ile yüzey işlemi uygulayıp, yüzey pürüzlülüklerini profilometrede ve yüzey topografyasını AFM’ de incelemiştir. Bu çalışmanın sonuçlarına göre; kumlama ile yüzey işlemi uygulanan grup, diğer gruplardan anlamlı olarak daha yüksek ortalama pürüzlülük değerine sahip olduğu rapor edilmiştir. Hidroflorik asit ve lazer uygulanan (Er: YAG ve Nd: YAG) grupları arasında anlamlı bir fark olmadığını, AFM incelemelerinde; lazer uygulanmış grupların (Er: YAG, Nd: YAG) yüzeylerinin, orta derecede düzensiz tepeler ve vadiler gösterdiğini rapor etmişlerdir.

Güngör ve ark. (Güngör ve ark. 2016); Vita Enamic, Lava Ultimate, GC CeraSmart materyallerine farklı yüzey işlemleri (kontrol, frez grubu, Al₂O₃ ile kumlama ve asit + silan uygulanması) uygulayıp; yüzey pürüzlülüklerini profilometre de incelemişler ve en yüksek ortalama yüzey pürüzlülük değerlerini frez gruplarında bulmuşlardır. Yüzey işlem yöntemleri ne olursa olsun materyaller karşılaştırıldığında; Vita Enamic ve Lava Ultimate materyalleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını rapor etmişlerdir. Bizim çalışmamızda da Güngör ve ark. yaptıkları çalışmayla benzer olarak yüzey işlem yöntemleri ne olursa olsun materyaller karşılaştırıldığında; Vita Enamic ve Lava Ultimate materyalleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı.

Tinaştepe ve ark. (Tinastepe ve ark. 2018); Lava Ultimate CAD/CAM bloklardan elde edilen örneklere üç farklı yüzey işlemleri (kontrol, Cojet ve frez) uygulayıp; SEM’ de incelemiştir ve frez uygulanan yüzeyler en kaba ve pürüzlü yüzey olduğunu söylemişlerdir. Bizim çalışmamızda da frez uygulanan Lava Ultimate grubu SEM incelemelerinde girinti-çıkıntı oluklar ve kaba yüzey özellikleri sergiledi.

Award ve ark. (Awad ve ark. 2015); IPS e-max CAD, Vita Enamic ve Lava Ultimate materyallerine farklı boyutlarda silikon karbit zımparalar (1200, 500) uygulamışlar ve yüzey pürüzlülüklerini profilometre ile ölçmüşlerdir. Bu çalışmanın sonuçlarına göre; 500’lük silikon karbit zımpara uygulanan gruplar daha pürüzlü bulunurken; materyal bazında bakıldığında Lava Ultimate materyalinin, Vita Enamic materyalinden daha pürüzlü olduğu rapor edilmiştir. Bizim çalışmamızda kontrol

grubuna 1200'lük silikon karbit zımpara uygulandı ve Lava Ultimate ve Vita Enamic materyallerin kontrol grubunun yüzey pürüzlülüğü benzer bulundu.

Shaymaa ve ark. (Elsaka 2016); Vita Enamic materyaline üç farklı yüzey işlemleri (hidroflorik asit, fosforik asit ve frez) uygulayıp; SEM' de incelemişlerdir ve frez uygulanan yüzeylerin derin oluklar ve eroziv alanlar şeklinde görüldüğünü rapor etmişlerdir. Bizim çalışmamızda da frez uygulanan Vita Enamic grubunun yüzeylerinde girintili-çıkıntılı oluklar görüldü.

Çalışmamızda belirtildiği gibi en pürüzlü yüzey lazer grubunda olmasına rağmen; SEM görüntülerinde frez grubunun daha pürüzlü yüzey şeklinde görünmesinin nedenini lazerin materyal üzerinde birçok mikro-patlamalar oluşumuna yol açıp, partikülleri uzaklaştırmayı sağlayan ablasyon ve vaporizasyon özelliğinden olduğu düşünmekteyiz.

Tez çalışmamızın üçüncü aşamasında; Lava Ultimate, Vita Enamic CAD/CAM materyallerinin ve Filtek Ultimate kompozit rezinin renk stabilitesini değerlendirildi.

Diş hekimliğinde kullanılan renk analiz yöntemleri; görsel ve cihaz yardımıyla yapılan renk ölçüm yöntemleri olmak üzere temel olarak ikiye ayrılır. Görsel renk ölçüm yöntemleri basit, düşük maliyetli ve pratik olması gibi avantajları nedeniyle daha fazla tercih edilmektedirler. Ancak elde edilen sonuçların subjektif olması ve matematiksel olmaması gibi sınırlamaları da bulunmaktadır (Omar ve ark. 2010). Cihaz yardımıyla yapılan ölçümler ise hızlı ve objektif sonuç alınması yanı sıra, bu sonuçların matematiksel verilere dönüştürülebilmesi gibi avantajlara sahiptir (Wee ve ark. 2002, Bayındır ve AG 2006, Chu ve ark. 2010).

Diş hekimliği çalışmalarında renk analizi için kolorimetreler ya da spektrofotometrelerden yararlanılmaktadır. Kolorimetre ile spektrofotometre arasındaki en büyük fark, ölçüm yaptıkları dalga boyu aralığı ve kullanılan ışık kaynağı çeşitliliğidir. Spektrofotometrelerin standart koşullarda hata paylarının daha düşük daha tutarlı olmaları gibi üstünlükleri bulunmaktadır. Ayrıca kolorimetrelerin zamanla filtrelerinin eskimesine bağlı olarak, standardizasyonunun bozulabilmesi sorunu da mevcuttur (Paul ve ark. 2004, Powers ve Paravina 2004, Karaagaclioglu ve Yilmaz 2008, Chu ve ark. 2010). Görsel renk tespit yöntemlerine göre spektrofotometre kullanılarak yapılan renk ölçümlerinin doğruluğu %33, objektifliği ise %93,3 oranında daha yüksek bulunmuştur (Paul ve ark. 2004, Chu ve ark. 2010).

Kim-Pusateri ve ark., dört farklı renk ölçüm cihazının doğruluk ve güvenilirliğini ölçtükleri çalışmalarında Spektroshade, ShadeVision, Vita Easyshade ve Shadescan renk ölçüm cihazlarını karşılaştırmışlardır. Bu çalışmanın sonucunda Vita Easyshade'in güvenilirlik oranı %96,4 iken doğruluk oranı diğer üç renk seçim cihazından daha yüksek bir oran olan %92,6 olarak ölçülmüştür (Kim-Pusateri ve ark. 2009).

Dozić ve ark., beş farklı renk ölçüm cihazının performansını değerlendikleri çalışmalarında Shade Eye ve Identa Color 2 kolorimetreleri, Shade Scan ve Ikam CDD dijital kameraları ve Vita Easyshade spektrofotometresi kullanılmıştır. Bu çalışmanın sonuçlarına göre güvenilirliği en düşük cihaz grubu kolorimetreler iken spektrofotometreler hem in vivo hem in vitro çalışmalarda en güvenilir araçlar olarak bulunmuşlardır (Dozić ve ark. 2007).

Literatür sonuçlarını incelendiğinde; spektrofotometrelerin üstün özellikleri göz önünde bulundurularak bu çalışmada; Vita Easyshade spektrofotometresi kullanıldı.

İki renk arasındaki farklılık değeri (ΔE); CIE $L^*a^*b^*$ renk sisteminde, bu renklere ait L^* , a^* , b^* koordinatları arasındaki uzaklığın sayısal değeri olarak ifade edilmektedir (Uludag ve ark. 2007, Chaiyabutr ve ark. 2011). ΔE değerinin sıfır olması, iki rengin aynı olduğu, sıfırdan farklı olması ise bir renk farklılığı olduğu anlamına gelir. ΔE değeri arttıkça, renk farklılığı da belirginleşerek gözle algılanabilmeye başlar (Powers ve Paravina 2004). O'Brien göre; ΔE değerinin 0 olmasını klinik olarak mükemmel renk algısı, 0,5-1 arasında olmasını klinik olarak çok iyi renk algısı (klinik olarak fark edilemez), 1-2 olmasını klinik olarak iyi bir renk algısı (klinik olarak kısmen fark edilebilir), 2-3,5 arasında olmasını klinik olarak kabul edilebilir ve 3,5'dan büyük olmasını ise klinik olarak uyumsuz renk algısı olarak ifade etmiştir (O'Brien 2002). Çalışmamızda ΔE değerinin kabul edilebilirlik sınırı 3,5 olarak belirlendi.

Spektrofotometrik ölçümlerin doğru sonuçlar vermesinde, örnek çapı önem arz etmektedir. Örnek çapı, ölçüm ucuna göre yeterli büyüklükte belirlenmediği takdirde, renk ölçümlerinde kenar ışın kaybı (edge loss) meydana gelebilmektedir (Joiner 2004). Çalışmamızda bu hatayı en aza indirebilmek için hazırladığımız örneklerin çapının cihazın ağız açıklığından daha büyük olmasına dikkat edildi.

Çalışmamızda günlük hayatta sık tüketilen ve estetik restoratif materyallerin renk değişimine sebep olma potansiyeli bulunan kahve içeceği kullanıldı. Yapılan

araştırmalar sonucunda; bir bardak kahvenin ortalama tüketime süresinin 15 dakika olduğu bulunmuştur. Kahve içen bireylerin bu içecekleri günde ortalama üç bardak kadar tükettikleri varsayılırsa 28 gün bekletme süresinin gerçek hayattaki 2 yıldan fazla bir süreye eşdeğer olduğu görölmektedir (Yamanel 2018). Çalışmamızda; Lava Ultimate, Vita Enamic CAD/CAM seramik materyallerinin ve Filtek Ultimate kompozit rezini kahve ieceğinde 1., 7., 14. ve 28. gün ölçümleri yapılarak renk değişimi oranları birbirleriyle karşılaştırmalı incelendi.

Çalışmamızda bütün materyallerin kahve içerisinde zaman bağlı olarak ciddi renk değişiklikleri gösterdiği ortaya ıktı. Kompozit rezinin kahve içerisindeki renk değişimi Vita Enamic' ten ve Lava Ultimate' den daha fazla bulunmuş ve klinik kabul edilebilir eşiğin üstünde bulunmuştur. Ayrıca kahve solüsyonuna atılan kompozit rezinin 1. gün sonundaki renk değişimi diğer günlere kıyasla daha fazla bulunmuştur. Kahve solüsyonuna atılan kompozit rezinin gözle görülebilir renk değişikliği 1. gün sonundaki renk ölçümlerinde saptanırken; kahve solüsyonuna atılan Lava Ultimate materyalinin gözle görülebilir renk değişikliği 7. gün sonundaki renk ölçümlerinde saptanmıştır. Kahve solüsyonuna atılan Vita Enamic materyalinin gözle görülebilir renk değişikliği 14. gün sonundaki renk ölçümlerinde saptanmıştır.

Lauvahutanon ve ark. (Lauvahutanon ve ark. 2017); sekiz tane CAD/CAM (kompozit rezin blok olarak adlandırılan; Block HC, Cerasmart, Gradia Block, KZR CAD Hibrit Rezin Blok, Lava Ultimate, hibrit blok olarak adlandırılan; Vita Enamic, felspatik seramik olarak adlandırılan Mark II ve PMMA Blok) ve dört tane kompozit rezin (hibrit kompozit olan Clearfil AP-X, mikrohibrit kompozit olan Durafill VS, nanofil kompozit olan Estelite Sigma Quick, Filtek Supreme Ultra) materyallerinin kahvedeki ve sudaki renk değişim farkını 1 gün, 1 hafta ve 1 aylık periyotlarda incelemişlerdir. Bu çalışmanın sonucuna göre; genel olarak ΔE değerleri suda bekletildikten sonra önemli ölçüde değişmezken; kahvede bekletilme süresi arttıķça ΔE değerleri artmıştır. Suda bekletildikten sonra materyal tiplerinin ΔE değerlerinin önemli derece farklı bulunduğu rapor edilmiştir (felspatik seramik blok ve kompozit rezin blokları, geleneksel restoratif kompozit rezinlerden ve PMMA bloğundan önemli ölçüde daha az renk değişimi göstermiştir). Materyallerin bir ay kahve solüsyonunda bekletildikten sonraki ΔE değerleri, mikrohibrit kompozit olan Durafill VS materyali hariç, birinci gün ve birinci haftadaki ΔE değerlerinden önemli derecede yüksek olduğu rapor edilmiştir. Kahvede bekletilen materyal tiplerinin ΔE değerleri önemli ölçüde farklıydı ve hibrit seramik blok = felspatik seramik blok = PMMA blok

<kompozit rezin blok <konvansiyonel restoratif kompozit rezin şeklinde sıralandığı rapor edilmiştir. Mikrohibrit kompozit olan Durafill VS ve nanofil kompozit olan Filtek Supreme Ultra ΔE değerleri diğer kompozit rezinlerden önemli şekilde fazla bulunduğu rapor edilmiştir. Lava Ultimate materyalinin ΔE değeri, Vita Enamic materyalininkinden önemli şekilde fazla bulunduğu rapor edilmiştir. Bizim çalışmamızda da kahve solüsyonunda bekletilen materyallerin ΔE değerleri önemli ölçüde değiştiği görülmüştür. Lauvahutanon ve ark. yaptıkları bu çalışmayla uyumlu olacak şekilde en çok renk değiştiren materyal konvansiyonel kompozit rezin olmuştur. Ayrıca kahve solüsyonuna atılan Lava Ultimate materyalinin 28. gün sonundaki ΔE değeri, kahve solüsyonuna atılan Vita Enamic materyalinin 28. gün sonundaki ΔE değerinden yüksek bulundu. Vita Enamic materyalinin Lava Ultimate materyaline göre daha seramiğe yakın bir malzeme olması, nispeten üstün mekanik özellikleri ve suda bekletildiğinde Lava Ultimate göre daha az etkilenmesinden dolayı renk değişimine daha fazla direçli olduğunu düşünmektedir.

Acar ve ark. (Acar ve ark. 2016); 0.5 ile 0.7 mm ve 1 ile 1.2 mm kalınlık aralığındaki Lava Ultimate, Vita Enamic, IPS e- max CAD ve Filtek Supreme Ultra Universal kompozit rezin materyallerinin kahve içerisinde 5000 termal döngüdeki renk değişimini spektrometre ile hesaplamışlardır. Bu çalışmanın sonuçlarına göre; ortalama renk farklılıklarının materyaller arasında önemli ölçüde farklı olduğu ve kalınlık değişkeninin materyaller arasında oldukça farklı olduğu rapor edilmiştir. Ortalama kalınlıkta, test edilen her bir materyal için renk değişim farkı birbirinden önemli ölçüde farklı olduğu rapor edilmiştir. IPS e- max CAD materyali için renk değişim farkı değerleri, kalınlıklarına bakılmaksızın algılanabilirlik eşliğinin (1.28) altında olduğu rapor edilmiştir. Vita Enamic materyali için renk değişim farkı değerleri 1.28'in üzerinde fakat 2.24'ten küçük olduğu rapor edilmiştir (klinik kabul edilebilirlik eşliği). Filtek Supreme Ultra Universal kompozit rezin ve Lava Ultimate materyalleri için renk değişim farkı değerleri 2.24'in üzerinde bulunmuştur ve kalınlıkları arttıkça renk değişim farkı değerleri azaldığı rapor edilmiştir. Bizim çalışmamızda da Filtek Ultimate materyallerinin kahve solüsyonu içerisindeki renk değişim değeri 1. gün sonunda ve Lava Ultimate materyallerinin kahve solüsyonu içerisindeki renk değişim değeri 7. gün sonunda klinik olarak algılanabilir eşğin üzerine çıkmışlardır ve Acar ve ark. yaptıkları çalışmayla uyumlu sonuçlar elde edildi.

Yılmaz ve ark. (Kurtulmuş-Yılmaz ve ark. 2018); farklı yüzey işlemlerinin (kontrol, hidroflorik asit, air abrazyon, 2W ve 3W Er, Cr: YSGG lazer) IPS e.max CAD, Lava Ultimate, Vita Enamic ve GC Cerasmart CAD/CAM materyallerinin optik özelliklerine etkisini spektrofotometre ile değerlendirmişlerdir. IPS e.max CAD materyalinin renk değişimi air abrazyon ile uygulanan yüzey işlemi dışında önemsiz bulunmuştur. Rezin bazlı bütün materyallerin renk değişim farkı (ΔE) klinik olarak algılanabilir eşik üzerinde olduğu rapor edilmiştir. Bizim çalışmamızda da kahve solüsyonunu atılan Lava Ultimate materyeli, Vita Enamic materyalinden daha fazla renk değişimi göstermiştir.

Alharbi ve ark. (Alharbi ve ark. 2017); Mark II, Vita Hibrit Seramik, Vita Enamic, Paradigm MZ100, Lava Ultimate, Filtek Supreme, Venus Diamond ve Filtek Silorane materyalleri farklı renklendirici solüsyonlarda (distile su, çay, kahve, kırmızı şarap ve yapay tükürük) bekletilerek 12., 36., 60. ve 120. gün renk değişim farkı spektrofotometre ölçüp birbirleriyle karşılaştırmalı olarak değerlendirmişlerdir. Bu çalışmanın sonuçlarına göre; test edilen tüm materyaller için renklenmenin etkisi zaman faktörüne bağlı bulunduğu ve zamanla bu etki arttığı rapor edilmiştir. Kırmızı şarap en çok renklendirici ajan olduğu rapor edilirken; kahve, çay, yapay tükürük ve distile su sırasıyla kırmızı şaraptan sonra en çok renklendirme oranını sahip olduğu rapor edilmiştir. Filtek Supreme, tüm renklendirici solüsyonlarda tüm materyallere karşılaştırıldığında en yüksek renk değişimi göstermiş ve Venus Diamond, Filtek Supreme' den sonra en yüksek renk değişimi gösteren materyal olduğu rapor edilmiştir. Rezin bazlı materyaller arasından en düşük renk değişimi Filtek Siloranda, ardından Vita Enamic ve Lava Ultimate'de gözlemlendiği rapor edilmiştir. Vita Mark II ise en az renk değişimi gösterdiği rapor edilmiştir. Bizim çalışmamızda da renklendirici solüsyonda zamana bağlı renklenmenin etkisi arttı ve en fazla renk değişimi Filtek Ultimate materyalinde görülürken; en az renk değişimi Vita Enamic materyalinde görüldü. Çalışmamızın sonuçlarıyla Alharbi ve ark. yaptığı çalışmanın sonuçlarıyla uyumlu bulundu.

Quek ve ark. (Quek ve ark. 2018); Filtek Z350XT, Shofu Ceramage, Shofu HC Block, Vita Enamic ve Lava Ultimate materyallerinin farklı renklendirici solüsyonlarda (distile su, çay, kahve, kırmızı şarap ve kola) bekleterek 7. gün sonunda renk değişim farkını değerlendirmişlerdir. Bu çalışmanın sonuçlarına göre; en çok renklendirici ajanın kırmızı şarap olduğu rapor edilmiştir. Bütün materyaller kırmızı

şarap, çay ve kahve solüsyonlara maruz kaldıktan sonra klinik olarak algılanabilir renk değişikliği gösterdiği rapor edilmiştir.

Saba ve ark. (Saba ve ark. 2017); Vita Enamic ve Vita Mark II materyallerini farklı renklendirici solüsyonlarda (distile su, kahve, kırmızı şarap) bekleterek 28. gün sonundaki renk değişim farkını değerlendirmişlerdir. Bu çalışmanın sonucuna göre; kahve ve distile suda bekletilen, Vita Enamic blok; Vita Mark II ile karşılaştırıldığında çok daha yüksek renk değişimi değerleri gösterdiği rapor edilmiştir. Her iki materyal için en yüksek renk değişimi kahve solüsyonunda görülmüştür. Bununla birlikte, kırmızı şarapta bekletilen her iki materyal için renk değişim değerleri arasında önemli bir fark bulunmadığı rapor edilmiştir. Bizim çalışmamızda da kahvede ve distile suda bekletilen Vita Enamic materyeli, kahve solüsyonunda daha fazla renk değişimi değeri gösterdi.

Arocha ve ark. (Arocha ve ark. 2014); iki farklı indirekt CAD/CAM (Lava Ultimate and Paradigm MZ100) ve iki farklı labarotuar kompozit (SR Adoro ve Premise Indirect) materyallerini farklı renklendirici solüsyonlarda (çay, kahve, kırmızı şarap ve distile su) bekleterek 1. gün, 1. hafta, 2. hafta, 3. hafta ve 4. hafta sonundaki renk değişim farkını değerlendirmişlerdir. Bu çalışmanın sonuçlarına göre; bütün materyallerin renk değişim değerleri zamana bağlı olarak arttığı rapor edilmiştir. En çok renk değişim değerleri Lava Ultimate de bulunurken; en az renk değişim değerleri SR Adoro da rapor edilmiştir. Ayrıca bu çalışmada kullanılan CAD/CAM materyalleri, labarotuar kompozit materyallerine göre daha fazla renk değişimi gösterdiği rapor edilmiştir. Tüm materyaller kontrol grubuyla karşılaştırıldığında anlamlı renk değişikliği gösterdiği rapor edilmiştir. Gözlenen en yüksek renk değişimi kırmızı şarapta bulunurken; siyah çayda ise en düşük renk değişimi rapor edilmiştir. Bizim çalışmamızda da kahve solüsyonunda bekletilen Lava Ultimate materyalinin bekletilme süresi arttıkça renk değişim değerinin arttığı görüldü.

Martin Gabriel Schürmann ve Constanze Olms (Schürmann ve Olms 2018); CAD-Temp, Mark II, VITA Enamic ve Lava Ultimate materyallerini farklı renklendirici solüsyonlarda (kola, kahve, kırmızı şarap ve distile su) bekleterek 14. gün sonundaki renk değişim farkını değerlendirmişlerdir. Bu çalışmanın sonuçlarına göre; en fazla renk değişim değeri Lava Ultimate materyalinde gözlenirken; en az renk değişim değerleri CAD-Temp materyalinde olduğu rapor edilmiştir. Vita Enamic materyalinin

kahve ve kırmızı şarapta Lava Ultimate materyalinden daha az renk değişimi gösterdiği rapor edilmiştir. Bizim çalışmamızda da kahve solüsyonunda bekletilen Vita Enamic materyali, Lava Ultimate materyalinden daha az renk değişim değeri gösterdi ve Martin Gabriel Schürmann ve Constanze Olms' in yaptığı çalışmayla uyumlu sonuçlar elde edildi.

Ertas ve ark. (Ertas ve ark. 2006); bir tane posterior kompozit rezin (Filtek P60), iki tane universal kompozit rezin (Filtek Z250 ve Quadrant LC) ve iki tane nanofil kompozit rezin (Grandio ve Filtek Supreme) materyallerini farklı renklendirici solüsyonlarda (kola, kahve, çay, kırmızı şarap ve distile su) bekleterek 24 saat sonraki renk değişim farkını değerlendirmişlerdir. Bu çalışmanın sonuçlarına göre; renklendirici solüsyonlar arasında kırmızı şarapta en fazla renk değişikliği gözlenirken; distile su ve kolada en az renk değişikliği rapor edilmiştir. Beş materyal karşılaştırıldığında Filtek P60 ve Filtek Z250 arasında renk değişimi arasında anlamlı bir farklılık bulunmadığı rapor edilmiştir. Dahası bu kompozitler nanohibrit kompozitler göre daha az renk değişikliği gösterdiği rapor edilmiştir.

Karadaş ve Demirbuga (Karadas ve Demirbuga 2017); dört tane bulk-fill kompozit rezin (SonicFill, X-tra fill, Filtek Bulk Fill Posterior ve Filtek Bulk Fill Flowable) ve üç tane nanofil kompozit (Herculite XRV Ultra, G-aenial Universal Flo ve Filtek Ultimate) materyallerine 3000 termal döngü uyguladıktan sonra, farklı renklendirici solüsyonlarda (portakal suyu, kahve, çay, üzüm suyu ve çilekli meyve suyu) bekleterek 14. gün sonundaki renk değişim farkını değerlendirmişlerdir. Bu çalışmanın sonuçlarına göre en fazla renk değişim farkı Filtek Ultimate görülürken; en az renk değişimi SonicFill de rapor edilmiştir. Filtek Ultimate' in daha fazla renk değişikliği göstermesinin sebebi de içerisinde bulunan TEGDMA' dan ve materyal içerisindeki gevşek şekilde bağlanmış nano boyutlu partiküllerin birbirleriyle daha az entegrasyonundan dolayı olduğu rapor edilmiştir.

Samra ve ark. (Samra ve ark. 2008); bir tane mikrofil kompozit rezin (Tetric Ceram), üç tane indirekt kompozit rezin (Targis, Resilab Master, belleGlass HP) ve bir tane porselen (IPS-Empress 2) materyallerini kahve solüsyonunda bekleterek 15. gün sonundaki renk değişim farkını spektrofotometre ile değerlendirmişlerdir. Bu çalışmanın sonuçlarına göre; porselen hariç diğer kompozit materyallerinin klinik olarak kabul edilebilir eşiği aştıkları rapor edilmiştir.

Yukarıda incelediğimiz literatürde, en fazla renk değişimi görülen materyal Filtek Ultimate kompozit rezin olmuştur ve bu sonuç bizim çalışmamızın sonuçları ile uyumlu bulunmuştur. Kompozit rezinlerde renk değişikliği sebepleri iki farklı şekilde olmaktadır. Bunlar; içsel (intrensek) ve dışsal (ekstrensek) olarak sınıflandırılabilirler. İçsel renk değişikliklerinin başlıca sebebi rezin matriksin yapısını oluşturan monomerler ve katalizörlerin oksidasyonudur. Dışsal renk değişiklikleri ise materyalin yüzeyinde boyayıcı ajanların absorpsiyonu veya adsorpsiyonu sebebiyle meydana gelir (Türkün ve Türkün 2004, Schmitt ve ark. 2011).

Kompozit rezinlerin polimerizasyonunun başlaması için yapılarına çeşitli katalizörler katılır. Işıkla sertleşen kompozitlerin yapısına katılan, polimerizasyonu başlatan katalizör; kamforokinon olarak adlandırılan bir alfa dikarbonil maddesidir (Luiz ve ark. 2007). Kamforokinon, kromofor grupları içeren sarı renkte katı bir bileşiktir ve fazla miktarlarda kullanılmasının rezin içerikli materyallerin son renginin sarıya dönmesine sebep olabilir (Ogunyinka ve ark. 2007, Arikawa ve ark. 2009).

Kompozitlerin içeriğindeki rezin matriks renk değişimini önemli bir şekilde etkilemektedir (Reis ve ark. 2003, Hickel ve ark. 2004, Türkün ve Türkün 2004). Uretan dimetakrilat (UDMA); BisGMA ve TEGDMA'ya göre daha düşük su emme özelliği nedeniyle renklenmeye karşı daha fazla dirençli olduğu bilinmektedir (Altun 2005). Kompozit rezin içeriğinde bulunan TEGDMA; materyalin renk değişimini etkilemektedir (Ertas ve ark. 2006). Ertas ve ark.; TEGDMA içeren ve içermeyen kompozitlerin renk değişim farkını değerlendirdikleri çalışmalarında, TEGDMA içeren kompozitlerde daha fazla renk değişimi olduğunu ve bunun sebebinde monomer içeriğinden dolayı olduğunu vurgulamışlardır (Ertas ve ark. 2006). Bis GMA esaslı rezinlerde su emilimi %0-%1 iken, eklenen TEGDMA oranına bağlı olarak bu oranın %3- %6 ya kadar arttığı bilinmektedir (Barutçigil ve Yıldız 2012). TEGDMA'nın merkezinde tekrarlayan ve su molekülüne afinitesi olan etoksi grupları içermesi, kompozit materyalin yüzey hidrofilitesinin artmasıyla sonuçlanmaktadır. Ayrıca literatürü incelediğimizde, kompozitlerde renk değişimine; rezin içeriğinin hidrofilik özellikleri ve su emme dereceleri, yetersiz polimerizasyon, beslenme alışkanlıkları, ağız hijyeni ve yüzü pürüzlülüğü gibi faktörlerde sebep olmaktadır (Genç 2017). Resin matrikste su emilimi mevcutsa, diğer sıvıları ve dolayısıyla boyanmaya sebep olabilecek içecekleri de absorbe edecektir (Bagheri ve ark. 2005). Su emilimi temel olarak resin matriksin su absorpsiyonu ile meydana gelir. Kompozit rezinlerin ilk günlerdeki su emilimi fazla olmaktadır. Su emilim miktarı; resin matriks

miktarına ve rezin ile doldurucular arasındaki bağlantının kalitesine bağlı olarak değişir. Aşırı su emilimi rezin yapının genişmesine ve plastikleşmesine sebep olarak ömrünü azaltır, silanın hidrolizi ile mikro-çatlakların oluşmasına yol açar. Böylece, doldurucu ve rezin matriks arasındaki mikro çatlaklara ve ara yüzdeki boşluklara boyayıcı ajanlar penetre olur ve renklenmeye sebep olmaktadır. (Malacarne ve ark. 2006, Topcu ve ark. 2009). Kompozitlerin yukarıda belirttiğimiz özelliklerinden dolayı çalışmamızda rezin içerikli materyallerden TEGDMA içeren Filtek Ultimate' in Lava Ultimate ve Vita Enamic' e göre; renk değişimine daha az dirençli olduğu bulduk.

Bu tez çalışmasında aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1. Çalışmanın sonucuna göre; 10.000 termal döngü işlemi uygulanmış ve uygulanmamış hibrit ve nano- seramik blokların tamir kapasiteleri benzerdir ve bu materyaller en az 1 yıl sonra bile uygun teknikler kullanılarak başarılı şekilde tamir edilebilirler.
2. Silan uygulanması Vita Enamic materyalinin bazı gruplarında bağlanma değerlerini arttırmıştır ve uzun dönem bağlanma başarısına katkı sağladığı bilinmektedir. Hibrit CAD/CAM materyallerin tamirinde silanlı bir adeziv sistem kullanılsa bile ek olarak silan uygulaması önerilir.
3. Vita Enamic ve Lava Ultimate materyallerine 3W ve 20 Hz parametrelerinde uygulanan Er, Cr: YSGG lazer, kalın grenli elmas freze oranla yüzeylerde daha fazla pürüzlülüğe neden olur.
4. Hibrit ve nano seramik CAD/CAM bloklarla yapılan restorasyonların kompozit rezinlerle tamir işlemlerinde 3W ve 20Hz parametrelerle kullanılan Er, Cr: YSGG lazerler ile yüzey pürüzlendirmesi frezele pürüzlendirmeye alternatif bir yöntem olarak kullanılabilir.
5. Bağlanma dayanımı değerleri ve kırılma türleri birlikte değerlendirildiğinde, yüksek bağlanma dayanımı değerlerinin karışık ve koheziv kırılma oranını arttırdığı gözlemlenmiştir.
6. Tamir edilecek CAD/CAM materyalleri ile tamir işleminde kullanılacak olan kompozit rezin arasında uzun dönemde renk değişiminin ortaya çıkması muhtemeldir.

5 KAYNAKLAR

- ACAR O, YILMAZ B, ALTINTAS SH, CHANDRASEKARAN I, JOHNSTON WM. (2016) Color stainability of CAD/CAM and nanocomposite resin materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 115, 71-75.
- AHMAD I. (2006) *Predictable Aesthetic Dental Restorations* Wiley Online Library.
- AKAR GC, PEKKAN G, ÇAL E, ESKITAŞÇI OĞLU G, ÖZCAN M. (2014) Effects of surface-finishing protocols on the roughness, color change, and translucency of different ceramic systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 112, 314-321.
- AKYIL MŞ, YILMAZ A, KARAALIOĞLU OF, DUYMUŞ ZY. (2010) Shear bond strength of repair composite resin to an acid-etched and a laser-irradiated feldspathic ceramic surface. *Photomedicine and Laser Surgery*, 28, 539-545.
- ALBERO A, PASCUAL A, CAMPS I, GRAU-BENITEZ M. (2015) Comparative characterization of a novel cad-cam polymer-infiltrated-ceramic-network. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 7, e495-e500.
- ALGHAZZAWI TF. (2016) Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *Journal of Prosthodontic Research*, 60, 72-84.
- ALHARBI A, ARDU S, BORTOLOTTO T, KREJCI I. (2017) Stain susceptibility of composite and ceramic CAD/CAM blocks versus direct resin composites with different resinous matrices. *Odontology*, 105, 162-169.
- ALLA RK. (2013) *Dental materials science* Jaypee Brothers Medical Publishers (P) Limited.
- ALTUN C. (2005) Kompozit dolgu materyallerinde son gelişmeler. *Gülhane Tıp Dergisi*, 47, 77-82.
- AMARAL R, ÖZCAN M, BOTTINO MA, VALANDRO LF. (2006) Microtensile bond strength of a resin cement to glass infiltrated zirconia-reinforced ceramic: the effect of surface conditioning. *Dental Materials*, 22, 283-290.
- ANDERSSON M, ODÉN A. (1993) A new all-ceramic crown: a dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain. *Acta Odontologica Scandinavica*, 51, 59-64.
- ANDERSSON M, CARLSSON L, PERSSON M, BERGMAN B. (1996) Accuracy of machine milling and spark erosion with a CAD/CAM system. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 76, 187-193.
- ANUSAVICE KJ, SHEN C, RAWLS HR. (2013) *Phillips' science of dental materials*. Elsevier Health Sciences.
- ARIKAWA H, TAKAHASHI H, KANIE T, BAN S. (2009) Effect of various visible light photoinitiators on the polymerization and color of light-activated resins. *Dental Materials Journal*, 28, 454-460.
- ARKLES B. (2014) Silane coupling agents: connecting across boundaries V2. 0. 2006. Google Scholar.
- ARMSTRONG S, KELLER J, BOYER D. (2001) The influence of water storage and C-factor on the dentin-resin composite microtensile bond strength and debond pathway utilizing a filled and unfilled adhesive resin. *Dental Materials*, 17, 268-276.
- ARMSTRONG S, GERALDELI S, MAIA R, RAPOSO LHA, SOARES CJ, YAMAGAWA J. (2010) Adhesion to tooth structure: a critical review of "micro" bond strength test methods. *Dental Materials*, 26, e50-e62.
- ARMSTRONG SR, BOYER DB, KELLER JC. (1998) Microtensile bond strength testing and failure analysis of two dentin adhesives. *Dental Materials*, 14, 44-50.
- ARMSTRONG SR, JESSOP JL, VARGAS MA, ZOU Y, QIAN F, CAMPBELL JA, PASHLEY DH. (2006) Effects of exogenous collagenase and cholesterol esterase on the durability of the resin-dentin bond. *Journal of Adhesive Dentistry*, 8, 151-160.
- AROCHA MA, BASILIO J, LLOPIS J, DI BELLA E, ROIG M, ARDU S, MAYORAL JR. (2014) Colour stainability of indirect CAD-CAM processed composites vs. conventionally laboratory processed composites after immersion in staining solutions. *Journal of dentistry*, 42, 831-838.
- ASLAM A, HASSAN S, NAYYER M, AHMED B. (2018) Intraoral repair protocols for fractured metal-ceramic restorations-Literature review. *South African Dental Journal*, 73, 35-41.
- ATSU SS, KILICARSLAN MA, KUCUKESMEN HC, AKA PS. (2006a) Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 95, 430-436.
- ATSU SS, KILICARSLAN MA, KUCUKESMEN HC, AKA PS. (2006b) Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 95, 430-436.

- AWAD D, STAWARCZYK B, LIEBERMANN A, ILIE N. (2015) Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 113, 534-540.
- AYDIN A. (2001) Investigation of Fractal Dimension on Atomic Force Microscopic Images [thesis]. Ankara, Turkey: Dept of Physics. Middle East Technical University.
- AYKENT F, YONDEM I, OZYESIL AG, GUNAL SK, AVUNDUK MC, OZKAN S. (2010) Effect of different finishing techniques for restorative materials on surface roughness and bacterial adhesion. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 103, 221-227.
- BAGBY M, GLADWIN M. (2009) Clinical aspects of dental materials: theory, practice, and cases. Wolters Kluwer Business.
- BAGHERI R, BURROW M, TYAS M. (2005) Influence of food-simulating solutions and surface finish on susceptibility to staining of aesthetic restorative materials. *Journal of Dentistry*, 33, 389-398.
- BANI M, ÖZTAŞ N. (2013) Cam iyonomer içerikli farklı restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüklerinin değerlendirilmesi. *Acta Odontologica Turcica*, 30, 13-17.
- BARAN G, BOBERICK K, MCCOOL J. (2001) Fatigue of restorative materials. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 12, 350-360.
- BARROS I, ALVES L, YAMAMOTO L, TANGO R. (2018) Effect of thermocycling on bond strength of restorative composites. *Dental Materials*, 34, e9.
- BARUTCIGIL Ç, YILDIZ M. (2012) Intrinsic and extrinsic discoloration of dimethacrylate and silorane based composites. *Journal of Dentistry*, 40, e57-e63.
- BARUTCIGIL K, BARUTCIGIL Ç, KUL E, ÖZARSLAN MM, BUYUKKAPLAN US. (2016) Effect of different surface treatments on bond strength of resin cement to a CAD/CAM restorative material. *Journal of Prosthodontics*, 28, 71-78.
- BATISTA GR, KAMOZAKI MBB, GUTIERREZ NC, FERRAZ CANEPPELE TM, GOMES TORRES CR. (2015) Effects of Different Surface Treatments on Composite Repairs. *Journal of Adhesive Dentistry*, 17, 421-426.
- BAYINDIR F, AG W. (2006) Diş rengi seçiminde bilgisayar destekli sistemlerin kullanımı. *Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 30, 40-46.
- BAYRAM M, YEŞİLYURT C, KUŞGÖZ A, ÜLKER M, NUR M. (2010) Shear bond strength of orthodontic brackets to aged resin composite surfaces: effect of surface conditioning. *The European Journal of Orthodontics*, 33, 174-179.
- BEKTAS ÖÖ, EREN D, SISO SH, AKIN GE. (2012) Effect of thermocycling on the bond strength of composite resin to bur and laser treated composite resin. *Lasers in Medical Science*, 27, 723-728.
- BERNS RS, REIMAN DM. (2002) Color managing the third edition of Billmeyer and Saltzman's Principles of Color Technology. *Color Research & Application*, 27, 360-373.
- BERTOLINI JC. (1992a) Hydrofluoric acid: a review of toxicity. *Journal of Emergency Medicine*, 10, 163-168.
- BERTOLINI JC. (1992b) Hydrofluoric acid: a review of toxicity. *The Journal of Emergency Medicine*, 10, 163-168.
- BETAMAR N, CARDEW G, VAN NOORT R. (2007) Influence of specimen designs on the microtensile bond strength to dentin. *Journal of Adhesive Dentistry*, 9, 159-168.
- BINNIG G, QUATE CF, GERBER C. (1986) Atomic force microscope. *Physical Review Letters*, 56, 930.
- BONA AD, ANUSAVICE KJ. (2002) Microstructure, composition, and etching topography of dental ceramics. *International Journal of Prosthodontics*, 15, 159-167.
- BOTTINO MA, VALANDRO LF, SCOTTI R, BUSO L. (2005) Effect of surface treatments on the resin bond to zirconium-based ceramic. *International Journal of Prosthodontics*, 18, 60-65.
- BOUILLAGUET S, CIUCCHI B, JACOBY T, WATAHA JC, PASHLEY D. (2001) Bonding characteristics to dentin walls of class II cavities, in vitro. *Dental Materials*, 17, 316-321.
- BOWEN R. (1963) Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *The Journal of The American Dental Association*, 66, 57-64.
- BRAGA RR, MEIRA JB, BOARO LC, XAVIER TA. (2010) Adhesion to tooth structure: a critical review of "macro" test methods. *Dental Materials*, 26, e38-e49.
- BREWER JD, WEE A, SEGHI R. (2004) Advances in color matching. *Dental Clinics of North America*, 48, 341-358.
- BURKE F. (2002) Repair of metal-ceramic restorations using an abrasive silica-impregnating technique: two case reports. *Dental Update*, 29, 398-402.

- CARDOSO PE, BRAGA RR, CARRILHO MR. (1998) Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. *Dental Materials*, 14, 394-398.
- CARRILHO M, CARVALHO R, DE GOES M, DI HIPOLITO V, GERALDELI S, TAY FR, PASHLEY DH, TJÄDERHANE L. (2007) Chlorhexidine preserves dentin bond in vitro. *Journal of Dental Research*, 86, 90-94.
- CELIK C, CEHRELI BS, BAGIS B, ARHUN N. (2014) Microtensile bond strength of composite-to-composite repair with different surface treatments and adhesive systems. *Journal of Adhesion Science and Technology*, 28, 1264-1276.
- CHAHAROM MEE, AZAR FP, MOHAMMADI N, NASIRI R. (2018) Effect of surface preparation with Nd: YAG and Er, Cr: YSGG lasers on the repair bond strength of lithium disilicate glass ceramic to a silorane-based composite resin. *Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects*, 12, 12-17.
- CHAIYABUTR Y, KOIS JC, LEBEAU D, NUNOKAWA G. (2011) Effect of abutment tooth color, cement color, and ceramic thickness on the resulting optical color of a CAD/CAM glass-ceramic lithium disilicate-reinforced crown. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 105, 83-90.
- CHO S, RAJITRANGSON P, MATIS B, PLATT J. (2013) Effect of Er, Cr: YSGG laser, air abrasion, and silane application on repaired shear bond strength of composites. *Operative Dentistry*, 38, e58-e66.
- CHRISTENSEN GJ. (2001) Computerized restorative dentistry: State of the art. *The Journal of The American Dental Association*, 132, 1301-1303.
- CHU SJ, DEVIGUS A, MIELESZKO AJ. (2004) *Fundamentals of color: shade matching and communication in esthetic dentistry* Quintessence Publishing Company.
- CHU SJ, TRUSHKOWSKY RD, PARAVINA RD. (2010) Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. *Journal of Dentistry*, 38, e2-e16.
- CHUNG K-H, HWANG Y-C. (1997) Bonding strengths of porcelain repair systems with various surface treatments. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 78, 267-274.
- COLUZZI DJ. (2004) *Fundamentals of dental lasers: science and instruments*. *Dental Clinics*, 48, 751-770.
- COLUZZI DJ. (2008) *Fundamentals of lasers in dentistry: Basic science, tissue interaction, and instrumentation*. *Journal of Laser Dentistry*, 16, 4-10.
- CONRAD HJ, SEONG W-J, PESUN IJ. (2007) Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 98, 389-404.
- CORAZZA PH, CARVALHO RFD, SOUZA RODAE, BOTTINO MA, ÖZCAN M. (2016) Effect of aging type and aged unit on the repair strength of resin composite to feldspathic porcelain in testing microtensile bond strength. *Journal of Adhesion Science and Technology*, 30, 434-442.
- COŞKUN A, YALUĞ S. (2002) Metal desteksiz porselen sistemleri. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 5.
- COTES C, CARDOSO M, VALANDRO LF, BOTTINO MA. (2015) Effect of composite surface treatment and aging on the bond strength between a core build-up composite and a luting agent. *Journal of Applied Oral Science*, 23, 71-78.
- CRAIG RG, POWERS JM. (1989) *Restorative dental materials*.
- CURTIS AR, WRIGHT AJ, FLEMING GJ. (2006) The influence of surface modification techniques on the performance of a Y-TZP dental ceramic. *Journal of Dentistry*, 34, 195-206.
- ÇEHRELI ZC, YAZICI AR, AKCA T, ÖZGÜNALTAY G. (2003) A morphological and micro-tensile bond strength evaluation of a single-bottle adhesive to caries-affected human dentine after four different caries removal techniques. *Journal of Dentistry*, 31, 429-435.
- ÇELİK E, SAHİN SC, DEDE DÖ. (2018) Shear Bond Strength of Nanohybrid Composite to the Resin Matrix Ceramics After Different Surface Treatments. *Photomedicine and Laser Surgery*, 36, 424-430.
- ÇÖMLEKOĞLU ME, PAKEN G, TAN F, DÜNDAR-ÇÖMLEKOĞLU M, ÖZCAN M, AKAN E, ALADAĞ A. (2016) Evaluation of different thickness, die color, and resin cement shade for veneers of multilayered CAD/CAM blocks. *Journal of Prosthodontics*, 25, 563-569.
- DA COSTA TRF, SERRANO AM, ATMAN APF, LOGUERCIO AD, REIS A. (2012) Durability of composite repair using different surface treatments. *Journal of Dentistry*, 40, 513-521.
- DA SILVA FERREIRA S, HANASHIRO FS, DE SOUZA-ZARONI WC, TURBINO ML, YOUSSEF MN. (2010) Influence of aluminum oxide sandblasting associated with Nd: YAG or Er: YAG lasers on shear bond strength of a feldspathic ceramic to resin cements. *Photomedicine and Laser Surgery*, 28, 471-475.
- DAVIDOWITZ G, KOTICK PG. (2011) The use of CAD/CAM in dentistry. *Dental Clinics of North America*, 55, 559-570.

- DAVIS N. (2003) A nanotechnology composite. *Compendium of Continuing Education in Dentistry* (Jamesburg, NJ: 1995), 24, 662, 665.
- DAYANGAÇ B. (2000) Kompozit rezin restorasyonlar. Güneş Kitabevi.
- DE MUNCK JD, VAN LANDUYT K, PEUMANS M, POITEVIN A, LAMBRECHTS P, BRAEM M, VAN MEERBEEK B. (2005) A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *Journal of Dental Research*, 84, 118-132.
- DE NISCO S, DENTB M. (2002) Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays. *The International Journal of Prosthodontics*, 15, 122-128.
- DEMIRTAG Z, CULHAOGLU A. (2019) Surface roughness of ceramic-resin composites after femtosecond laser irradiation, sandblasting or acid etching and their bond strength with and without silanization to a resin cement. *Operative Dentistry*, 44, 156-167.
- DENRY I, KELLY JR. (2008) State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials*, 24, 299-307.
- DILBER E, YAVUZ T, KARA HB, OZTURK AN. (2012) Comparison of the effects of surface treatments on roughness of two ceramic systems. *Photomedicine and Laser Surgery*, 30, 308-314.
- DOZIĆ A, KLEVERLAAN CJ, EL-ZOHAIRY A, FEILZER AJ, KHASHAYAR G. (2007) Performance of five commercially available tooth color-measuring devices. *Journal of Prosthodontics*, 16, 93-100.
- DUKE ES. (2003) Has dentistry moved into the nanotechnology era? *Compendium of Continuing Education in Dentistry* (Jamesburg, NJ: 1995), 24, 380.
- DUNDAR B, GUZEL KG. (2011) An analysis of the shear strength of the bond between enamel and porcelain laminate veneers with different etching systems: acid and Er, Cr: YSGG laser separately and combined. *Lasers in Medical Science*, 26, 777-782.
- DURET F, PRESTON J. (1991) CAD/CAM imaging in dentistry. *Current Opinion in Dentistry*, 1, 150-154.
- DUZYOL M, SAGSOZ O, POLAT SAGSOZ N, AKGUL N, YILDIZ M. (2016) The effect of surface treatments on the bond strength between CAD/CAM blocks and composite resin. *Journal of Prosthodontics*, 25, 466-471.
- EL ZOHAIRY AA, DE GEE AJ, MOHSEN MM, FEILZER AJ. (2003) Microtensile bond strength testing of luting cements to prefabricated CAD/CAM ceramic and composite blocks. *Dental Materials*, 19, 575-583.
- ELIAS CN, FERNANDES DJ, RESENDE CR, ROESTEL J. (2015) Mechanical properties, surface morphology and stability of a modified commercially pure high strength titanium alloy for dental implants. *Dental Materials*, 31, e1-e13.
- ELSAKA SE. (2014) Bond strength of novel CAD/CAM restorative materials to self-adhesive resin cement: the effect of surface treatments. *Journal of Adhesive Dentistry*, 16, 531-540.
- ELSAKA SE. (2016) Influence of surface treatments on bond strength of metal and ceramic brackets to a novel CAD/CAM hybrid ceramic material. *Odontology*, 104, 68-76.
- ENDO T, FINGER WJ, KANEHIRA M, UTTERODT A, KOMATSU M. (2010) Surface texture and roughness of polished nanofill and nanohybrid resin composites. *Dental Materials Journal*, 29, 213-223.
- ERDEMIR U, SANCAKLI HS, SANCAKLI E, EREN MM, OZEL S, YUCEL T, YILDIZ E. (2014) Shear bond strength of a new self-adhering flowable composite resin for lithium disilicate-reinforced CAD/CAM ceramic material. *The journal of Advanced Prosthodontics*, 6, 434-443.
- ERTAS E, GUELER AU, YUECEL AC, KOEPRUELUE H, GUELER E. (2006) Color stability of resin composites after immersion in different drinks. *Dental Materials Journal*, 25, 371-376.
- FERRACANE JL. (2001) *Materials in dentistry: principles and applications* Lippincott Williams & Wilkins.
- FERRACANE JL. (2011) Resin composite—state of the art. *Dental Materials*, 27, 29-38.
- FEUERSTEIN P. (2004) Can technology help dentists deliver better patient care? *The Journal of The American Dental Association*, 135, 11-16.
- FILHO AM, VIEIRA LCC, ARAUJO E, MONTEIRO JÚNIOR S. (2004) Effect of different ceramic surface treatments on resin microtensile bond strength. *Journal of Prosthodontics*, 13, 28-35.
- FONDRIEST J. (2003) Shade matching in restorative dentistry: the science and strategies. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, 23, 467-480.
- GALE M, DARVELL B. (1999) Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of Dentistry*, 27, 89-99.

- GAMBORGİ GP, LOGUERCİO AD, REİS A. (2007) Influence of enamel border and regional variability on durability of resin–dentin bonds. *Journal of Dentistry*, 35, 371-376.
- GARCÍA AH, LOZANO MAM, VILA JC, ESCRIBANO AB, GALVE PF. (2006) Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Medicina Oral, Patología Oral y Cirugía Bucal*, 11, e215-e220.
- GENCAY GENÇ TT. (2017) Rezin Kompozitlerin Renk Stabilitesi İle İlgili Bir Derleme: Kompozit Renklenmelerinin Etyolojisi, Sınıflandırılması Ve Tedavisi. *Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 38, 68-79.
- GEORGE R. (2009) Laser in dentistry-Review. *International Journal of Dental Clinics*, 1.
- GHASSEMİEH E. (2008) Evaluation of sources of uncertainties in microtensile bond strength of dental adhesive system for different specimen geometries. *Dental Materials*, 24, 536-547.
- GOLDMAN L, GRAY JA, GOLDMAN J, GOLDMAN B, MEYER R. (1965) Effect of laser beam impacts on teeth. *The Journal of the American Dental Association*, 70, 601-606.
- GOLDSTEIN JI, NEWBURY DE, MICHAEL JR, RITCHIE NW, SCOTT JHJ, JOY DC. (2017) *Scanning electron microscopy and X-ray microanalysis* Springer.
- GOODACRE CJ, SAGEL PA. (2011) Crest ® Oral-B® at dentalcare.com Continuing Education Course *Dental Esthetics in Practice: Part 3 - Understanding Color & Shade Selection Ağ. Crest® Oral-B® at Dentalcare.com, Continuing Education Course.*
- GORACCI C, SADEK FT, MONTICELLI F, CARDOSO PE, FERRARI M. (2004) Influence of substrate, shape, and thickness on microtensile specimens' structural integrity and their measured bond strengths. *Dental Materials*, 20, 643-654.
- GÖKÇE B, ÖZPINAR B, DÜNDAR M, CÖMLEKOĞLU E, SEN B, GÜNGÖR M. (2007) Bond strengths of all-ceramics: acid vs laser etching. *Operative Dentistry*, 32, 173-178.
- GRACIS S, THOMPSON VP, FERENCZ JL, SILVA NR, BONFANTE EA. (2015) A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *International Journal of Prosthodontics*, 28, 227-235.
- GÜNGÖR MB, NEMLİ SK, BAL BT, ÜNVER S, DOĞAN A. (2016) Effect of surface treatments on shear bond strength of resin composite bonded to CAD/CAM resin-ceramic hybrid materials. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 8, 259-266.
- HARORLI O, BARUTCUGIL C, KIRMALI O, KAPDAN A. (2015) Shear bond strength of a self-etched resin cement to an indirect composite: Effect of different surface treatments. *Nigerian Journal of Clinical Practice*, 18, 405-410.
- HASEGAWA A, IKEDA I, KAWAGUCHI S. (2000) Color and translucency of in vivo natural central incisors. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 83, 418-423.
- HASHIMOTO M, OHNO H, KAGA M, ENDO K, SANO H, OGUCHI H. (2000) In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years. *Journal of Dental Research*, 79, 1385-1391.
- HASHIMOTO M, DE MUNCK J, ITO S, SANO H, KAGA M, OGUCHI H, VAN MEERBEEK B, PASHLEY DH. (2004) In vitro effect of nanoleakage expression on resin-dentin bond strengths analyzed by microtensile bond test, SEM/EDX and TEM. *Biomaterials*, 25, 5565-5574.
- HELVATJOĞLU-ANTONIADES M, KALINDERIS K, PEDULU L, PAPADOGIANNIS Y. (2004) The effect of pulse activation on microleakage of a 'packable' composite resin and two 'ormocers'. *Journal of Oral Rehabilitation*, 31, 1068-1074.
- HEYMANN HO, SWIFT JR EJ, RITTER AV. (2014) *Sturdevant's Art & Science of Operative Dentistry-E-Book* Elsevier Health Sciences.
- HICKEL R, HEIDEMANN D, STAEHLE H, MINNIG P, WILSON N. (2004) Direct composite restorations. *Clinical Oral Investigations*, 8, 43-44.
- HIGASHI M, MATSUMOTO M, KAWAGUCHI A, MIURA J, MINAMINO T, KABETANI T, TAKESHIGE F, MINE A, YATANI H. (2016) Bonding effectiveness of self-adhesive and conventional-type adhesive resin cements to CAD/CAM resin blocks. Part 1: Effects of sandblasting and silanization. *Dental Materials Journal*, 35, 21-28.
- HO GW, MATINLINNA JP. (2011a) Insights on ceramics as dental materials. Part II: Chemical surface treatments. *Silicon*, 3, 117.
- HO GW, MATINLINNA JP. (2011b) Insights on ceramics as dental materials. Part I: ceramic material types in dentistry. *Silicon*, 3, 109-115.
- HOOSHMAND T, VAN NOORT R, KESHVAD A. (2002) Bond durability of the resin-bonded and silane treated ceramic surface. *Dental Materials*, 18, 179-188.
- HUMMEL M, KERN M. (2004) Durability of the resin bond strength to the alumina ceramic Procera. *Dental Materials*, 20, 498-508.

- IBARRA G, VARGAS MA, ARMSTRONG SR, COBB DS. (2002) Microtensile bond strength of self-etching adhesives to ground and unground enamel. *Journal of Adhesive Dentistry*, 4, 115-124.
- INOKOSHI M, KAMEYAMA A, DE MUNCK J, MINAKUCHI S, VAN MEERBEEK B. (2013) Durable bonding to mechanically and/or chemically pre-treated dental zirconia. *Journal of dentistry*, 41, 170-179.
- JANDT KD. (2001) Atomic force microscopy of biomaterials surfaces and interfaces. *Surface Science*, 491, 303-332.
- JARDEL V, DEGRANGE M, PICARD B, DERRIEN G. (1999a) Surface energy of etched ceramic. *International Journal of Prosthodontics*, 12, 415-418.
- JARDEL V, DEGRANGE M, PICARD B, DERRIEN G. (1999b) Correlation of topography to bond strength of etched ceramic. *International Journal of Prosthodontics*, 12, 59-64.
- JOINER A. (2004) Tooth colour: a review of the literature. *Journal of Dentistry*, 32, 3-12.
- JONES DW. (1985) Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dental Clinics of North America*, 29, 621-644.
- JONIOT S, SALOMON J, DEJOU J, GRÉGOIRE G. (2006) Use of two surface analyzers to evaluate the surface roughness of four esthetic restorative materials after polishing. *Operative Dentistry*, 31, 39-46.
- JUNG M, VOIT S, KLIMEK J. (2003) Surface geometry of three packable and one hybrid composite after finishing. *Operative Dentistry*, 28, 53-59.
- KAMAD K, YOSHIDA K, TAIRA Y, SAWASE T, ATSUTA M. (2006) Shear bond strengths of four resin bonding systems to two silica-based machinable ceramic materials. *Dental Materials Journal*, 25, 621-625.
- KAMADA K, TAIRA Y, YOSHIDA K, ATSUTA M. (2007) Effect of four silane coupling agents on bonding of two resin-modified glass ionomer cements to a machinable ceramic. *Dental Materials Journal*, 26, 240-244.
- KAMINSKI HD, DUPOIS EA. (2009) *Dental Materials Research* Nova Science Publishers.
- KARA HB, DILBER E, KOC O, OZTURK AN, BULBUL M. (2012) Effect of different surface treatments on roughness of IPS Empress 2 ceramic. *Lasers in Medical Science*, 27, 267-272.
- KARAAGACLIOGLU L, YILMAZ B. (2008) Influence of cement shade and water storage on the final color of leucite-reinforced ceramics. *Operative Dentistry*, 33, 386-391.
- KARADAS M, DEMIRBUGA S. (2017) Evaluation of Color Stability and Surface Roughness of Bulk-Fill Resin Composites and Nanocomposites. *Meandros Medical and Dental Journal*, 18, 199-205.
- KELLY JR, NISHIMURA I, CAMPBELL SD. (1996) Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 75, 18-32.
- KIM-PUSATERI S, BREWER JD, DAVIS EL, WEE AG. (2009) Reliability and accuracy of four dental shade-matching devices. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 101, 193-199.
- KIMURA H, SOHMURA T, WATANABE T. (1989) Three dimensional shape measurement of teeth (Part 2). The accuracy of the three dimensional measurement using a laser displacement meter. *Shika zairyō, kikai= Journal of the Japanese Society for Dental Materials and Devices*, 8, 137-143.
- KIMYAI S, MOHAMMADI N, NAVIMIPOUR EJ, RIKHTEGARAN S. (2010) Comparison of the effect of three mechanical surface treatments on the repair bond strength of a laboratory composite. *Photomedicine and Laser Surgery*, 28, S-25-S-30.
- KIRMALI Ö. (2014) Diş hekimliğinde dental seramikler. *Cumhuriyet Dental Journal*, 17, 316-324.
- KORKMAZ C. (2014) TAM SERAMİKLERİN DİŞHEKİMLİĞİNDEKİ YERİ. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 24, 136-140.
- KUBINEK R, ZAPLETALOVA Z, VUJTEK M, NOVOTNÝ R, KOLAROVA H, CHMELICKOVA H. (2007) Examination of dentin surface using AFM and SEM. *Modern Research and Educational Topics in Microscopy*, 593-598.
- KUMBULOGLU O, LASSILA L, USER A, TOKSAVUL S, VALLITTU P. (2005) Shear bond strength of composite resin cements to lithium disilicate ceramics. *Journal of Oral Rehabilitation*, 32, 128-133.
- KUPIEC KA, WUERTZ KM, BARKMEIER WW, WILWERDING TM. (1996) Evaluation of porcelain surface treatments and agents for composite-to-porcelain repair. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 76, 119-124.
- KURSOGLU P, MOTRO PFK, YURDAGUVEN H. (2013) Shear bond strength of resin cement to an acid etched and a laser irradiated ceramic surface. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 5, 98-103.

- KURSOGLU P, YURDAGUVEN H, KAZAZOGLU E, CALIKKOCAOGLU S, GURSOY T. (2006) Effect of Er, Cr: YSGG laser on ceramic surface. *Balkan Journal of Stomatology*, 10, 103-109.
- KURTULMUS-YILMAZ S, CENGİZ E, ONGUN S, KARAKAYA I. (2018) The Effect of Surface Treatments on the Mechanical and Optical Behaviors of CAD/CAM Restorative Materials. *Journal of Prosthodontics*, 28, 496-503.
- KÜMBÜLOĞLU ÖVÜL G, TOMURCUK. (2003) Porselen restorasyonların tamirinde kullanılan farklı tamir materyallerinin çeşitli yüzey preparasyonları uygulanarak; kopma, bağlama, kırılma dirençlerinin invitro ve invivo olarak karşılaştırmalı değerlendirilmesi.
- LAUVAHUTANON S, SHIOZAWA M, TAKAHASHI H, IWASAKI N, OKI M, FINGER WJ, ARKSORNNUKIT M. (2017) Discoloration of various CAD/CAM blocks after immersion in coffee. *Restorative Dentistry & Endodontics*, 42, 9-18.
- LISE D, VAN ENDE A, DE MUNCK J, VIEIRA L, BARATIERI L, VAN MEERBEEK B. (2017a) Microtensile bond strength of composite cement to novel CAD/CAM materials as a function of surface treatment and aging. *Operative Dentistry*, 42, 73-81.
- LISE DP, VAN ENDE A, DE MUNCK J, SUZUKI TYU, VIEIRA LCC, VAN MEERBEEK B. (2017b) Biomechanical behavior of endodontically treated premolars using different preparation designs and CAD/CAM materials. *Journal of Dentistry*, 59, 54-61.
- LIU P-R. (2005) A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compendium*, 26, 507-513.
- LIU P-R, ESSIG ME. (2008) Panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 29, 482, 484, 486-488.
- LLENA C, LOZANO E, AMENGUAL J, FORNER L. (2011) Reliability of two color selection devices in matching and measuring tooth color. *The journal of Contemporary Dental Practice*, 12, 19-23.
- LOOMANS B, MESKO M, MORAES R, RUBEN J, BRONKHORST E, PEREIRA-CENCI T, HUYSMANS M. (2017) Effect of different surface treatment techniques on the repair strength of indirect composites. *Journal of Dentistry*, 59, 18-25.
- LUIZ BK, AMBONI RD, PRATES LHM, BERTOLINO JR, PIRES AT. (2007) Influence of drinks on resin composite: Evaluation of degree of cure and color change parameters. *Polymer Testing*, 26, 438-444.
- LUNG CYK, MATINLINNA JP. (2012) Aspects of silane coupling agents and surface conditioning in dentistry: an overview. *Dental Materials*, 28, 467-477.
- LUQUE-MARTINEZ IV, PERDIGÃO J, MUÑOZ MA, SEZINANDO A, REIS A, LOGUERCIO AD. (2014) Effects of solvent evaporation time on immediate adhesive properties of universal adhesives to dentin. *Dental Materials*, 30, 1126-1135.
- LÜTHY H, FILSER F, LOEFFEL O, SCHUMACHER M, GAUCKLER LJ, HAMMERLE CH. (2005) Strength and reliability of four-unit all-ceramic posterior bridges. *Dental Materials*, 21, 930-937.
- MACDOUGALL DB. (2010) Colour measurement of food: principles and practice. *Colour Measurement*, Elsevier, 312-342.
- MALACARNE J, CARVALHO RM, MARIO F, SVIZERO N, PASHLEY DH, TAY FR, YIU CK, DE OLIVEIRA CARRILHO MR. (2006) Water sorption/solubility of dental adhesive resins. *Dental Materials*, 22, 973-980.
- MALONEY WJ, MALONEY MP. (2009) Pierre Fauchard: the father of modern dentistry. *Journal of the Massachusetts Dental Society*, 58, 28-29.
- MARGEAS RC. (2002) Salvaging a porcelain-fused-to-metal bridge with intraoral ceramic repair. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 23, 952.
- MARTÍNEZ-GOMIS J, BIZAR J, ANGLADA JM, SAMSÓ J, PERAIRE M. (2003) Comparative evaluation of four finishing systems on one ceramic surface. *International Journal of Prosthodontics*, 16, 74.
- MATINLINNA J. (2004) Silane chemistry aspects in some conventional and novel dental biomaterials Turun Yliopisto.
- MATINLINNA J, LASSILA L, VALLITTU P. (2006) The effect of a novel silane blend system on resin bond strength to silica-coated Ti substrate. *Journal of Dentistry*, 34, 436-443.
- MCCABE JF, WALLS AW. (2013) *Applied dental materials* John Wiley & Sons.
- MCCAULEY CJ. (2000) *Shop reference for students and apprentices* Industrial Press Inc.
- MCDONOUGH WG, ANTONUCCI JM, HE J, SHIMADA Y, CHIANG MY, SCHUMACHER GE, SCHULTHEISZ CR. (2002) A microshear test to measure bond strengths of dentin-polymer interfaces. *Biomaterials*, 23, 3603-3608.
- MCLEAN JW, HUBBARD JR, KEDGE MI. (1979) *The science and art of dental ceramics: the nature of dental ceramics and their clinical use*. Quintessence Publishing, 1, 143-146.

- MIRONOV VL. (2004) Fundamentals of scanning probe microscopy. The Russian Academy of Sciences.
- MIRZAEI M, YASINI E, TAVAKOLI A, CHINIFORUSH N. (2015) Effect of different powers of Er, Cr: YSGG laser treatment on surface morphology of microhybride composite resin: scanning electron microscope (SEM) evaluation. *Journal of Lasers in Medical Sciences*, 6, 62-66.
- MITRA SB, WU D, HOLMES BN. (2003) An application of nanotechnology in advanced dental materials. *The Journal of the American Dental Association*, 134, 1382-1390.
- MIYAZAKI T, HOTTA Y, KUNII J, KURIYAMA S, TAMAKI Y. (2009) A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental Materials Journal*, 28, 44-56.
- MOGHADAM B. (1994) Intraoral repair of fractured porcelain using porcelain laminate veneer. *Practical Periodontics and Aesthetic Dentistry: PPAD*, 6, 65.
- MÖRMANN W. (1989) Chairside computer aided direct ceramic inlays. *Quintessence International*, 20, 329-339.
- MÖRMANN WH. (2004) The origin of the Cerec method: a personal review of the first 5 years. *International Journal of Computerized Dentistry*, 7, 11-24.
- MUELLER J, YANG F, NEUMANN K, KIELBASSA AM. (2011) Surface tridimensional topography analysis of materials and finishing procedures after resinous infiltration of subsurface bovine enamel lesions. *Quintessence International*, 42, 135-147.
- MURILLO-GÓMEZ F, RUEGGERBERG FA, DE GOES MF. (2017) Short-and long-term bond strength between resin cement and glass-ceramic using a silane-containing universal adhesive. *Operative Dentistry*, 42, 514-525.
- MÜHLEMANN S, BERNINI JM, SENER B, HÄMMERLE CH, ÖZCAN M. (2018) Effect of Aging on Stained Monolithic Resin-Ceramic CAD/CAM Materials: Quantitative and Qualitative Analysis of Surface Roughness. *Journal of Prosthodontics*, 28, 563-571.
- NICHOLSON JW. (2007) The chemistry of medical and dental materials Royal Society of Chemistry.
- NISHIGAWA G, MARUO Y, IRIE M, MAEDA N, YOSHIHARA K, NAGAOKA N, MATSUMOTO T, MINAGI S. (2016) Various effects of sandblasting of dental restorative materials. *PloS One*, 11, e0147077.
- NOHL FSA, STEELE JG, WASSELL RW. (2002) Crowns and other extra coronal restorations: Aesthetic Control. *British Dental Journal*, 192, 443-450.
- NOTHNAGLE P, CHAMBERS W, DAVIDSON M. (2009) Introduction to stereomicroscopy. Nikon MicroscopyU.
- NURAY Ç, ÖZKURT DZ, KAZAZOĞLU E. (2006a) AĞIZ İÇİ PORSELEN TAMİR SİSTEMLERİ. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 2006, 34-40.
- NURAY Ç, ÖZKURT DZ, KAZAZOĞLU E. (2006b) AĞIZ İÇİ PORSELEN TAMİR SİSTEMLERİ. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 2006.
- O'BRIEN WJ. (2002) Dental materials and their selection Quintessence Publishing Co, Inc.
- OGUNYINKA A, PALIN W, SHORTALL A, MARQUIS P. (2007) Photoinitiation chemistry affects light transmission and degree of conversion of curing experimental dental resin composites. *Dental Materials*, 23, 807-813.
- OMAR H, ATTA O, EL-MOWAFY O, KHAN SA. (2010) Effect of CAD–CAM porcelain veneers thickness on their cemented color. *Journal of Dentistry*, 38, e95-e99.
- OYAGÜE RC, MONTICELLI F, TOLEDANO M, OSORIO E, FERRARI M, OSORIO R. (2009) Effect of water aging on microtensile bond strength of dual-cured resin cements to pre-treated sintered zirconium-oxide ceramics. *Dental Materials*, 25, 392-399.
- ÖRTORP A, KIHLM ML, CARLSSON GE. (2009) A 3-year retrospective and clinical follow-up study of zirconia single crowns performed in a private practice. *Journal of Dentistry*, 37, 731-736.
- ÖZARSLAN MM, ÜSTÜN Ö, BUYUKKAPLAN US, BARUTCIGIL Ç, TÜRKER N, BARUTCIGIL K. (2018) Assessment the Bond Strength of Ceramic Brackets to CAD/CAM Nanoceramic Composite and Interpenetrating Network Composite after Different Surface Treatments. *BioMed Research International*, 2018.
- ÖZCAN M. (2002) The use of chairside silica coating for different dental applications: a clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 87, 469-472.
- ÖZCAN M. (2003) Evaluation of alternative intra-oral repair techniques for fractured ceramic-fused-to-metal restorations. *Journal of Oral Rehabilitation*, 30, 194-203.
- ÖZCAN M, NIEDERMEIER W. (2002) Clinical study on the reasons for and location of failures of metal-ceramic restorations and survival of repairs. *International Journal of Prosthodontics*, 15, 299-302.

- ÖZCAN M, VALLITTU PK. (2003) Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dental Materials*, 19, 725-731.
- ÖZCAN M, VALANDRO LF, AMARAL R, LEITE F, BOTTINO MA. (2009) Bond strength durability of a resin composite on a reinforced ceramic using various repair systems. *Dental Materials*, 25, 1477-1483.
- PALMER D, BARCO M, BILLY E. (1992) Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 67, 325-327.
- PAMEIJER CH, LOUW NP, FISCHER D. (1996) Repairing fractured porcelain: how surface preparation affects shear force resistance. *The Journal of the American Dental Association*, 127, 203-209.
- PARADELLA TC, BOTTINO MA. (2012) Scanning Electron Microscopy in modern dentistry research. *Brazilian Dental Science*, 15, 43-48.
- PARAVINA R, POWERS JM. (2004) *Esthetic Color Training in Dentistry*.
- PARK J-H, LEE Y-K, LIM B-S. (2006) Influence of illuminants on the color distribution of shade guides. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 96, 402-411.
- PASHLEY DH, SANO H, CIUCCHI B, YOSHIYAMA M, CARVALHO RM. (1995) Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. *Dental Materials*, 11, 117-125.
- PASHLEY DH, CARVALHO RM, SANO H, NAKAJIMA M, YOSHIYAMA M, SHONO Y, FERNANDES CA, TAY F. (1999) The microtensile bond test: A review. *Journal of Adhesive Dentistry*, 1, 299-309.
- PATCAS R, ZINELIS S, ELIADES G, ELIADES T. (2015) Surface and interfacial analysis of sandblasted and acid-etched enamel for bonding orthodontic adhesives. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 147, S64-S75.
- PAUL S, PETER A, PIETROBON N, HÄMMERLE C. (2002) Visual and spectrophotometric shade analysis of human teeth. *Journal of Dental Research*, 81, 578-582.
- PAUL SJ, PETER A, RODONI L, PIETROBON N. (2004) Conventional visual vs spectrophotometric shade taking for porcelain-fused-to-metal crowns: a clinical comparison. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 92, 577.
- PERDIGÃO J, SWIFT JR EJ. (2015) Universal adhesives. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 27, 331-334.
- PEREIRA P, OKUDA M, SANO H, YOSHIKAWA T, BURROW M, TAGAMI J. (1999) Effect of intrinsic wetness and regional difference on dentin bond strength. *Dental Materials*, 15, 46-53.
- PEUTZFELDT A. (1997) Resin composites in dentistry: the monomer systems. *European Journal of Oral Sciences*, 105, 97-116.
- PHRUKKANON S, BURROW MF, TYAS MJ. (1998) The influence of cross-sectional shape and surface area on the microtensile bond test. *Dental Materials*, 14, 212-221.
- POITEVIN A, DE MUNCK J, VAN LANDUYT K, COUTINHO E, PEUMANS M, LAMBRECHTSE P, VAN MEERBEEK B. (2008) Critical analysis of the influence of different parameters on the microtensile bond strength of adhesives to dentin. *Journal of Adhesive Dentistry*, 10, 7-16.
- POLLINGTON S, FABIANELLI A, VAN NOORT R. (2010) Microtensile bond strength of a resin cement to a novel fluorcanasite glass-ceramic following different surface treatments. *Dental Materials*, 26, 864-872.
- POWERS JM, PARAVINA R. (2004) *Esthetic color training in dentistry* Elsevier Mosby.
- PURK JH, DUSEVICH V, GLAROS A, SPENCER P, EICK JD. (2004) In vivo versus in vitro microtensile bond strength of axial versus gingival cavity preparation walls in Class II resin-based composite restorations. *The Journal of the American Dental Association*, 135, 185-193.
- QUEK S, YAP A, ROSA V, TAN K, TEOH K. (2018) Effect of staining beverages on color and translucency of CAD/CAM composites. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 30, e9-e17.
- RAGAIN J. (2016) A Review of Color Science in Dentistry: Colorimetry and Color Space. *Journal of Dentistry, Oral Disorders & Therapy*, 4, 2372-0972.
- RAIGRODSKI AJ. (2004) Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 92, 557-562.
- RAPOSO LHA, NEIVA NA, SILVA GRD, CARLO HL, MOTA ASD, PRADO CJD, SOARES CJ. (2009) Ceramic restoration repair: report of two cases. *Journal of Applied Oral Science*, 17, 140-144.
- REIS A, MOURA S, PELLIZZARO A, DAL-BIANCO K, ANDRADE A, GRANDE R, LOGUERCIO A. (2009) Durability of enamel bonding using one-step self-etch systems on ground and unground enamel. *Operative Dentistry*, 34, 181-191.

- REIS AF, GIANNINI M, LOVADINO JR, AMBROSANO GM. (2003) Effects of various finishing systems on the surface roughness and staining susceptibility of packable composite resins. *Dental Materials*, 19, 12-18.
- RITTER AV. (2017) *Sturdevant's Art & Science of Operative Dentistry-E-Book* Elsevier Health Sciences.
- RODRIGUEZ JM, CURTIS RV, BARTLETT DW. (2009) Surface roughness of impression materials and dental stones scanned by non-contacting laser profilometry. *Dental Materials*, 25, 500-505.
- ROETERS JJ. (2000) A simple method to protect patient and environment when using sandblasting for intraoral repair. *Journal of Adhesive Dentistry*, 2, 235-238.
- ROSENBLUM MA, SCHULMAN A. (1997) A review of all-ceramic restorations. *The Journal of the American Dental Association*, 128, 297-307.
- ROSENSTIEL L, LAND MF, FUJIMOTO J. (2006) Restoration of the endodontically treated tooth. *Contemporary Fixed Prosthodontics*, 4, 336-378.
- ROSENSTIEL SF, LAND MF, FUJIMOTO J. (2015) *Contemporary Fixed Prosthodontics-E-Book* Elsevier Health Sciences.
- RUSSELL M, GULFRAZ M, MOSS B. (2000) In vivo measurement of colour changes in natural teeth. *Journal of Oral Rehabilitation*, 27, 786-792.
- SABA DA, SALAMA RA, HARIDY R. (2017) Effect of different beverages on the color stability and microhardness of CAD/CAM hybrid versus feldspathic ceramic blocks: An in-vitro study. *Future Dental Journal*, 3, 61-66.
- SAGHIRI MA, ASGAR K, LOTFI M, KARAMIFAR K, SAGHIRI AM, NEELAKANTAN P, GUTMANN JL, SHEIBANINIA A. (2012) Back-scattered and secondary electron images of scanning electron microscopy in dentistry: a new method for surface analysis. *Acta Odontologica Scandinavica*, 70, 603-609.
- SAKAGUCHI RL, POWERS JM. (2012) *Craig's Restorative Dental Materials-E-Book* Elsevier Health Sciences.
- SAMRA APB, PEREIRA SK, DELGADO LC, BORGES CP. (2008) Color stability evaluation of aesthetic restorative materials. *Brazilian Oral Research*, 22, 205-210.
- SANO H, SHONO T, SONODA H, TAKATSU T, CIUCCHI B, CARVALHO R, PASHLEY DH. (1994) Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength—evaluation of a micro-tensile bond test. *Dental Materials*, 10, 236-240.
- SCHILKE R, LISSON JA, BAUß O, GEURTSSEN W. (2000) Comparison of the number and diameter of dentinal tubules in human and bovine dentine by scanning electron microscopic investigation. *Archives of Oral Biology*, 45, 355-361.
- SCHMAGE P, NERGIZ I, HERRMANN W, ÖZCAN M. (2003) Influence of various surface-conditioning methods on the bond strength of metal brackets to ceramic surfaces. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 123, 540-546.
- SCHMITT VL, PUPPIN-RONTANI RM, NAUFEL FS, NAHSAN FPS, ALEXANDRE COELHO SINHORETI M, BASEGGIO W. (2011) Effect of the polishing procedures on color stability and surface roughness of composite resins. *International Scholarly Research Network Dentistry*, 2011.
- SCHÜRMAN MG, OLMS C. (2018) Shade Stability of Polymer-Infiltrated and Resin Nano Ceramics. *The Open Dentistry Journal*, 12, 791-800.
- SHEN C, OH W-S, WILLIAMS JR. (2004) Effect of post-silanization drying on the bond strength of composite to ceramic. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 91, 453-458.
- SHENOY A, SHENOY N. (2010) Dental ceramics: An update. *Journal of Conservative Dentistry: JCD*, 13, 195-203.
- SHONO Y, TERASHITAL M, PASHLEY EL, BREWER PD, PASHLEY DH. (1997) Effects of cross-sectional area on resin-enamel tensile bond strength. *Dental Materials*, 13, 290-296.
- SHONO Y, OGAWA T, TERASHITA M, CARVALHO R, PASHLEY E, PASHLEY DH. (1999) Regional measurement of resin-dentin bonding as an array. *Journal of Dental Research*, 78, 699-705.
- SIKRI VK. (2010) Color: Implications in dentistry. *Journal of Conservative Dentistry: JCD*, 13, 249-255.
- SIRIN KARAARSLAN E, OZSEVIK AS, CEBE MA, GURSEL SURMELIOGLU HD, TOSUN S, YILDIZ E. (2016) Bond strength of repaired composite resins: surface treatments, adhesive systems, and composite type. *Journal of Adhesion Science and Technology*, 30, 520-533.
- SIRISHA K, RAMBABU T, RAVISHANKAR Y, RAVIKUMAR P. (2014) Validity of bond strength tests: A critical review-Part II. *Journal of Conservative Dentistry: JCD*, 17, 420-426.

- SOUZA MOD, LEITUNE VCB, RODRIGUES SB, SAMUEL SMW, COLLARES FM. (2017) One-year aging effects on microtensile bond strengths of composite and repairs with different surface treatments. *Brazilian Oral Research*, 31, e4.
- STAMATACOS-MERCER C, HOTTEL TL. (2005) The validity of reported tensile bond strength utilizing non-standardized specimen surface areas. An analysis of in vitro studies. *American Journal Dentistry*, 18, 105-108.
- STANDARDIZATION IOF. (1994) Dental Materials-Guidance on Testing of Adhesion to Tooth Structure International Organization for Standardization.
- STAWARCZYK B, KRAWCZUK A, ILIE N. (2015) Tensile bond strength of resin composite repair in vitro using different surface preparation conditionings to an aged CAD/CAM resin nanoceramic. *Clinical Oral Investigations*, 19, 299-308.
- SUBAŞI MG, İNAN Ö. (2012) Evaluation of the topographical surface changes and roughness of zirconia after different surface treatments. *Lasers in Medical Science*, 27, 735-742.
- SUBAŞI MG, ALP G. (2017) Repair bond strengths of non-aged and aged resin nanoceramics. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 9, 364-370.
- SULIEMAN M. (2005) An overview of the use of lasers in general dental practice: 1. Laser physics and tissue interactions. *Dental Update*, 32, 228-236.
- SUNGURTEKIN E, BANI M, ÖZTAŞ N. (2009) Mine pürüzlendirme yöntemleri. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 26, 189-194.
- TEIXEIRA EC, THOMPSON JL, PIASCIK JR, THOMPSON JY. (2005) In vitro toothbrush-dentifrice abrasion of two restorative composites. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 17, 172-181.
- THOLT B, MIRANDA-JÚNIOR W, PRIOLI R, THOMPSON J, ODA M. (2006) Surface roughness in ceramics with different finishing techniques using atomic force microscope and profilometer. *Operative Dentistry*, 31, 442-449.
- THOMPSON JY, STONER BR, PIASCIK JR, SMITH R. (2011) Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: where are we now? *Dental Materials*, 27, 71-82.
- TIAN T, TSOI JK-H, MATINLINNA JP, BURROW MF. (2014) Aspects of bonding between resin luting cements and glass ceramic materials. *Dental Materials*, 30, e147-e162.
- TINASTEPE N, TURKES E, KAZAZOĞLU E. (2018) Comparative approach to analyse the effects of different surface treatments on CAD/CAM resin nanoceramics-resin composite repair bond strength. *Biotechnology & Biotechnological Equipment*, 32, 142-149.
- TOPCU FT, SAHINKESEN G, YAMANEL K, ERDEMİR U, OKTAY EA, ERSAHAN S. (2009) Influence of different drinks on the colour stability of dental resin composites. *European Journal of Dentistry*, 3, 50-56.
- TUTAL Z, YAMANER İDŞ, TUNCER EB. (2015) DENTAL SERAMİKLERİN TARİHSEL GELİŞİMİ. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 25, 157-166.
- TÜRK T, SARAÇ D, SARAÇ YŞ, ELEKDAĞ-TÜRK S. (2006) Effects of surface conditioning on bond strength of metal brackets to all-ceramic surfaces. *The European Journal of Orthodontics*, 28, 450-456.
- TÜRKÜN LŞ, TÜRKÜN M. (2004) Effect of bleaching and repolishing procedures on coffee and tea stain removal from three anterior composite veneering materials. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 16, 290-301.
- ULUDAG B, USUMEZ A, SAHİN V, ESER K, ERCOBAN E. (2007) The effect of ceramic thickness and number of firings on the color of ceramic systems: an in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 97, 25-31.
- ÜSTÜN Ö, BÜYÜKHATİPOĞLU İK, SEÇİLMİŞ A. (2018) Shear bond strength of repair systems to new CAD/CAM restorative materials. *Journal of Prosthodontics*, 27, 748-754.
- VALANDRO LF, DELLA BONA A, BOTTINO MA, NEISSER MP. (2005) The effect of ceramic surface treatment on bonding to densely sintered alumina ceramic. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 93, 253-259.
- VAN AS G. (2004) Erbium lasers in dentistry. *Dental Clinics*, 48, 1017-1059.
- VAN NOORT R. (2013) Introduction to Dental Materials4: Introduction to Dental Materials Elsevier Health Sciences.
- VAN OOIJ W, ZHU D, STACY M, SETH A, MUGADA T, GANDHI J, PUOMI P. (2005) Corrosion protection properties of organofunctional silanes—an overview. *Tsinghua Science & Technology*, 10, 639-664.
- VANDEWALLE KS, ROBERTS HW, MINIOTIS N, SWIFT JR EJ. (2006) QUARTZ-TUNGSTEN-HALOGEN AND LIGHT-EMITTING DIODE CURING LIGHTS. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 18, 161-167.

- VISUTTIWATTANAKORN P, SUPUTTAMONGKOL K, ANGKOONSIT D, KAEWTHONG S, CHAROONANAN P. (2017) Microtensile bond strength of repaired indirect resin composite. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 9, 38-44.
- WAHSH M, GHALLAB O. (2015) Influence of different surface treatments on microshear bond strength of repair resin composite to two CAD/CAM esthetic restorative materials. *Tanta Dental Journal*, 12, 178-184.
- WALSH L. (2003) The current status of laser applications in dentistry. *Australian Dental Journal*, 48, 146-155.
- WANG R, LU C, AROLA D, ZHANG D. (2013) Plastic damage induced fracture behaviors of dental ceramic layer structures subjected to monotonic load. *Journal of Prosthodontics*, 22, 456-464.
- WEE AG, MONAGHAN P, JOHNSTON WM. (2002) Variation in color between intended matched shade and fabricated shade of dental porcelain. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 87, 657-666.
- WENDLER M, BELLI R, PANZER R, SKIBBE D, PETSCHERT A, LOHBAUER U. (2016) Repair bond strength of aged resin composite after different surface and bonding treatments. *Materials*, 9, 547.
- WESTLAND S. (2003) Review of the CIE system of colorimetry and its use in dentistry. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 15, S5-S12.
- WILDGOOSE DG, JOHNSON A, WINSTANLEY RB. (2004a) Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: a historical literature review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 91, 136-143.
- WILDGOOSE DG, JOHNSON A, WINSTANLEY RB. (2004b) Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 91, 136-143.
- WITKOWSKI S. (2005) CAM in dental technology. *Quintessence Dent Technol*, 28, 169-184.
- WOLF D, POWERS J, O'KEEFE K. (1992) Bond strength of composite to porcelain treated with new porcelain repair agents. *Dental Materials*, 8, 158-161.
- XIE C, HAN Y, ZHAO X, WANG Z, HE H. (2010) Microtensile bond strength of one-and two-step self-etching adhesives on sclerotic dentin: the effects of thermocycling. *Operative dentistry*, 35, 547-555.
- YAMANEL K. (2018) Farklı İçeceklerin Diş Rengindeki Restoratif Materyallerin Renk Stabiliteleri Üzerine Etkisi. *SdÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü Dergisi*, 9, 26-31.
- YANAGIDA H, MATSUMURA H, ATSUTA M. (2001) Bonding of prosthetic composite material to Ti-6Al-7Nb alloy with eight metal conditioners and a surface modification technique. *American Journal of Dentistry*, 14, 291-294.
- YANG B, LUDWIG K, ADELUNG R, KERN M. (2006) Micro-tensile bond strength of three luting resins to human regional dentin. *Dental Materials*, 22, 45-56.
- YAVUZ T, DILBER E, KARA HB, TUNCDEMIR AR, OZTURK AN. (2013) Effects of different surface treatments on shear bond strength in two different ceramic systems. *Lasers in Medical Science*, 28, 1233-1239.
- YAVUZYILMAZ H, TURHAN B, BAVBEK B, KURT E. (2005) Tam porselen sistemleri II. Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 22, 49-60.
- YEO I-S, YANG J-H, LEE J-B. (2003) In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 90, 459-464.
- YESIL ZD, KARAOGLANOGLU S, AKGÜL N, OZDABAK N, ILDAY NO. (2007) Effect of different surfaces and surface applications on bonding strength of porcelain repair material. *New York State Dental Journal*, 73, 28-32.
- YOSHIHARA K, NAGAOKA N, SONODA A, MARUO Y, MAKITA Y, OKIHARA T, IRIE M, YOSHIDA Y, VAN MEERBEEK B. (2016) Effectiveness and stability of silane coupling agent incorporated in 'universal' adhesives. *Dental Materials*, 32, 1218-1225.
- YOSHIKAWA T, SANO H, BURROW M, TAGAMI J, PASHLEY DH. (1999) Effects of dentin depth and cavity configuration on bond strength. *Journal of Dental Research*, 78, 898-905.
- ZAWTA C. (2001) Fixed partial dentures with an all-ceramic system: A case report. *Quintessence International*, 32, 351-359.
- ZENTHÖFER A, CABRERA T, CORCODEL N, RAMMELSBERG P, HASSEL AJ. (2014) Comparison of the Easyshade Compact and Advance in vitro and in vivo. *Clinical Oral Investigations*, 18, 1473-1479.

6 ÖZGEÇMİŞ

01.01.1991 Kırşehir doğumludur. 2005 yılında Kırşehir Vali Mithat Saylam İlköğretim Okulu'ndan mezun oldu. Lise eğitimini 2005-2009 yılları arasında Kırşehir Anadolu Öğretmen Lisesi'nde aldı. 2009 yılında girdiği Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nden 2014 yılında mezun oldu. 2015 yılı DUS sınavında Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda uzmanlık eğitimine başladı ve halen devam etmektedir. Orta derecede İngilizce bilmektedir.

