

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KIRIKKALE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**SERAMİK REZİN KOMPOZİT CAD/CAM BLOKLARIN BAĞLANMA
DAYANIMI VE YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ ÜZERİNE FARKLI YÜZEY
İŞLEMLERİNİN ETKİLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

Zülfikar DEMİRTAĞ

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ**

DANIŞMAN

Yrd. Doç. Dr. Ahmet Kürşad ÇULHAOĞLU

2015 – KIRIKKALE

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KIRIKKALE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**SERAMİK REZİN KOMPOZİT CAD/CAM BLOKLARIN BAĞLANMA
DAYANIMI VE YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ ÜZERİNE FARKLI YÜZEY
İŞLEMLERİNİN ETKİLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

Zülfikar DEMİRTAĞ

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ**

DANIŞMAN

Yrd. Doç. Dr. Ahmet Kürşad ÇULHAOĞLU

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

Proje No: 2014-20

2015 – KIRIKKALE

Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Protetik Diş Tedavisi Uzmanlık Eğitimi çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma aşağıdaki jüri üyeleri tarafından Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 27/10/2015


İmza

Prof. Dr. Hakan TERZİOĞLU

Ankara Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi

Jüri Başkanı


İmza

Yrd. Doç. Dr. Ahmet Kürşat ÇULHAOĞLU

Kırıkkale Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi

Danışman


İmza

Prof. Dr. Saadet ATSÜ SAĞLAM

Kırıkkale Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi

Üye


İmza

Doç. Dr. İlgi BARAN

Kırıkkale Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi

Üye


İmza

Yrd. Doç. Dr. Erdal ÖZCAN

Kırıkkale Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi

Üye

İÇİNDEKİLER

Kabul ve Onay	II
İçindekiler	III
Önsöz	VI
Simgeler ve Kısaltmalar	VII
Şekiller	X
Çizelgeler	XII
ÖZET	1
SUMMARY	2
1 GİRİŞ.....	3
1.1 Dental Seramikler.....	4
1.2 Tam Seramikler	5
1.3 Tam Seramiklerin Sınıflandırılması	6
1.3.1 Tam Seramiklerin Mikro Yapılarına Göre Sınıflandırılması.....	6
1.3.2 Tam Seramiklerin Üretim Yöntemlerine Göre Sınıflandırılması.....	9
1.4 Seramik Resin Kompozitler	14
1.4.1 Vita Enamic.....	15
1.4.2 Lava Ultimate.....	16
1.5 Tam Seramiğe Uygulanan Yüzey İşlemleri	17
1.5.1 Asitle Pürüzlendirme.....	17
1.5.2 Kumlama.....	18
1.5.3 Silan Uygulama.....	18
1.5.4 Silika Kaplama	20
1.5.5 Plazma Uygulama	20
1.5.6 Frezle Pürüzlendirme	21
1.5.7 Lazerle Pürüzlendirme	21
1.5.8 Kombine Uygulamalar	25
1.6 Resin Simanlar	26
1.6.1 Kimyasal Olarak Polimerize Olan Resin Simanlar.....	27
1.6.2 Işık ile Polimerize Olan Resin Simanlar:.....	28
1.6.3 Hem Kimyasal hem de Işık ile Polimerize Olan Resin Simanlar:	29

1.7	Bağlanma Dayanımı ve Değerlendirme Yöntemleri	29
1.7.1	Yapay Yaşlandırma Yöntemleri.....	29
1.7.2	Mekanik Test Yöntemleri	31
1.7.3	Yüzey Analiz Yöntemleri	34
1.8	Amaç	36
1.9	Hipotez	36
2	GEREÇ VE YÖNTEM	37
2.1	Seramik Rezin Kompozit Blokların Kesilmesi	38
2.2	Örneklerin Kalıba Alınması	39
2.3	Seramik Rezin Kompozitlere Uygulanan Yüzey İşlemleri	41
2.3.1	Kontrol Grubu	41
2.3.2	Silan Grubu	41
2.3.3	Kumlama Grubu.....	41
2.3.4	Kumlama + Silan Grubu	42
2.3.5	Asit Grubu.....	42
2.3.6	Asit + Silan Grubu	43
2.3.7	Lazer Grubu	43
2.3.8	Lazer + Silan Grubu	44
2.4	Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçülmesi	44
2.5	Rezin Simanın Seramik Rezin Kompozit Yüzeyle Uygulanması.....	45
2.6	Yapay Yaşlandırma İşlemleri.....	47
2.7	Makaslama Testinin Uygulanması	47
2.8	Yüzey Analizlerinin Uygulanması	49
2.8.1	Üç Boyutlu Profilometre Analizi	49
2.8.2	Kırılma Analizi.....	49
2.8.3	SEM Analizi.....	50
2.9	İstatistiksel Değerlendirme.....	51
3	BULGULAR	52
3.1	Yüzey Pürüzlülük Bulguları.....	52
3.2	Üç Boyutlu Profilometre Analizi Bulguları	55
3.3	SEM Analizi Bulguları.....	58
3.4	Bağlanma Dayanımı Bulguları.....	61

3.5	Kırılma Analizi Bulguları.....	65
3.6	Korelasyon Analizi Bulguları.....	74
4	TARTIŞMA VE SONUÇ.....	75
5	KAYNAKLAR.....	97
6	ÖZGEÇMİŞ.....	119

ÖNSÖZ

Zor günlerimde sevgi ve desteği ile her zaman yanımda olan sevgili eşim Yasemin'e ve biricik oğlum Umut'a,

Her zaman sevgi ve desteklerini yanımda hissettiğim, bu günlere gelmemde büyük emekleri olan anneme, babama ve kardeşlerime,

Uzmanlık tezi süresince bilgi ve tecrübesiyle bana yol gösterip zamanını ve desteğini esirgemeyen, saygınlığını örnek aldığım danışman hocam Yrd. Doç. Dr. Ahmet Kürşat ÇULHAOĞLU'na,

Uzmanlık öğrenimim süresince her koşulda göstermiş olduğu büyük desteğini her zaman minnetle anacağım Prof. Dr. Saadet ATSÜ SAĞLAM'a,

Uzmanlık öğrenimim sırasında emekleri geçen Kırıkkale Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerine,

Uzmanlık eğitimim süresince destekleri için çalışma arkadaşlarıma ve dostlarıma,

İstatistik analizleri için yardımcı olan Yrd. Doç. Dr. Mehmet Mustafa HAMİDİ ve Doç. Dr. Sevgi YURT ÖNCEL'e

Zımparalama, kumlama ve üniversal test cihazlarını kullanmam için izin veren Yrd. Doç. Dr. Yusuf Ziya AKPINAR ve öğretim üyesi arkadaşlarıma,

Termal döngü ve stereomikroskop cihazlarını kullanmam için izin veren Prof. Dr. Çoruh Türksel DÜLGERGİL ve Prof. Dr. Ertuğrul ERCAN'a,

Uzmanlık tezimin hazırlanması için gereken kalıbı ve kumlama aparatını hazırlayan Arma Dental firmasının CEO'su Mekki Kutlu'ya, SDI SBS Rig aparatını gönderen SDI firmasının araştırma ve geliştirme direktörü Joshua Cheetham'a ve özverili çalışanlarına,

İçtenlikle Teşekkür ederim.

SİMGELER VE KISALTMALAR

3D	: Üç boyutlu
AFM	: Atomik kuvvet mikroskobu (Atomic Force Microscope)
Al ₂ O ₃	: Alümina, Alüminyum oksit
ANOVA	: Varyans analizi (Analysis of variance)
Bis-GMA	: Bisfenol A diglisidil metakrilat
°C	: Santigrat derece
CAD/CAM	: Bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim
cm	: Santimetre
cm ²	: Santimetrekare
cm ³	: Santimetreküp
CO ₂	: Karbondioksit
dk	: Dakika
Er;Cr:YSGG	: Erbiyum, Chromium: Yttrium Scandium Gallium Garnet
Er; YAG	: Erbium: Yttrium Aluminium Garnet
Fs	: femtosaniye
g	: gram
Ga-Al-As	: Gallium-Aluminium-Arsenide
Ga-As	: Gallium-Arsenide
GPa	: Gigapaskal

He-Ne	: Helium-Neon
HF	: Hidroflorik Asit
Ho:YAG	: Holmium: Yttrium Aluminium Garnet
ISO	: Uluslararası Standardizasyon Örgütü (International Organization or Standardization)
Hz	:Hertz
LED	: Işık yayan diyot (Light Emitting Diode)
mg	: Miligram
MgAl ₂ O ₄	: Magnezyum alüminyum oksit, Spinel
mj	: Milijoule
mm	: Milimetre
mm ²	: Milimetrekare
Maks	: Maksimum
Min	: Minimum
MPa	: Megapascal
MPa ^{1/2}	: Megapascal kök metre
MDP	: 10-Metakriloiloksidodesil dihidrojen fosfat
MPS	: 3-Metakriloksipropil-trimetoksisilan
MW	: Megawatt
mW	: Miliwatt
µm	: Mikrometre
N	: Newton

n	: Örnek sayısı
Nd:YAG	: Neodymium: Yttrium Aluminium Garnet
Nm	: Nanometre
Ort	: Ortalama
p	: Anlamlılık düzeyi
Ra	: Ortalama yüzey pürüzlülüğü
SBS	: Makaslama bağlanma dayanımı (Shear Bond Strength)
SEM	: Taramalı elektron mikroskobu
SiC	: Silikon karbid
SiO ₂	: Silika, Silisyum dioksit
sn	: Saniye
SS	: Standart Sapma
TEGDMA	: Trietilen glikol dimetakrilat
UDMA	: Üretan dimetakrilat
ZrO ₂	: Zirkonya, Zirkonyum dioksit

ŞEKİLLER

Şekil 2.1 Metkon hassas kesme cihazı	38
Şekil 2.2 Ultrasonik temizleme cihazı	39
Şekil 2.3 Örneklerin hazırlanmasında kullanılan kalıp	39
Şekil 2.4 Zımparalama cihazı.....	40
Şekil 2.5 Kumlama cihazı	42
Şekil 2.6 Kumlama aparatı.....	42
Şekil 2.7 Femtosaniye lazer cihazı.....	43
Şekil 2.8 Femtosaniye lazerde kullanılan pürüzlendirme deseni	44
Şekil 2.9 Profilometre cihazı.....	45
Şekil 2.10 Dual cure rezin siman: Panavia F 2.0 complete kit	45
Şekil 2.11 Hazırlanan örneklerin görüntüleri.....	46
Şekil 2.12 Yapay yaşlandırma için kullanılan cihazlar	47
Şekil 2.13 Üniversal test cihazı.....	48
Şekil 2.14 Üniversal test cihazına yerleştirilen örneklerin görüntüsü.....	48
Şekil 2.15 Üç boyutlu profilometre cihazı	49
Şekil 2.16 Stereomikroskop cihazı.....	50
Şekil 2.17 SEM cihazı.....	50
Şekil 3.1 Vita Enamic materyaline ait yüzey işlem gruplarının yüzey pürüzlülük değerlerini gösteren saplı kutu grafiği.....	53
Şekil 3.2 Lava Ultimate materyaline ait yüzey işlem gruplarının yüzey pürüzlülük değerlerini gösteren saplı kutu grafiği.....	53
Şekil 3.3 Vita Enamic yüzeyine ait 3D profilometre görüntüleri	56
Şekil 3.4 Lava Ultimate yüzeyine ait 3D profilometre görüntüleri	57
Şekil 3.5 Vita Enamic yüzeyine ait SEM görüntüleri	59
Şekil 3.6 Lava Ultimate yüzeyine ait SEM görüntüleri	60
Şekil 3.7 Vita Enamic materyaline ait yüzey işlemi gruplarının bağlanma dayanımı değerlerini gösteren saplı kutu grafiği.....	63

Şekil 3.8 Lava Ultimate materyaline ait yüzey işlemleri gruplarının bağlanma dayanımı değerlerini gösteren saplı kutu grafiği.....	63
Şekil 3.9 Vita Enamic materyaline ait kırılma türlerinin gruplara göre dağılımı	66
Şekil 3.10 Vita Enamic materyaline ait kontrol grubunun adeziv kırılma türü	66
Şekil 3.11 Vita Enamic materyaline ait silan grubunun kırılma türleri	67
Şekil 3.12 Vita Enamic materyaline ait kumlama grubunun kırılma türleri	67
Şekil 3.13 Vita Enamic materyaline ait kumlama+silan grubunun kırılma türleri ..	67
Şekil 3.14 Vita Enamic materyaline ait asit grubunun kırılma türleri	68
Şekil 3.15 Vita Enamic materyaline ait asit+silan grubunun kırılma türleri	68
Şekil 3.16 Vita Enamic materyaline ait lazer grubunun kırılma türleri	69
Şekil 3.17 Vita Enamic materyaline ait lazer+silan grubunun kırılma türleri	69
Şekil 3.18 Lava Ultimate materyaline ait kırılma türlerinin gruplara göre dağılımı	70
Şekil 3.19 Lava Ultimate materyaline ait kontrol grubunun adeziv kırılma türü	70
Şekil 3.20 Lava Ultimate materyaline ait silan grubunun adeziv kırılma türü	71
Şekil 3.21 Lava Ultimate materyaline ait kumlama grubunun kırılma türleri	71
Şekil 3.22 Lava Ultimate materyaline ait kumlama+silan grubunun adeziv kırılma türü	71
Şekil 3.23 Lava Ultimate materyaline ait asit grubunun kırılma türleri	72
Şekil 3.24 Lava Ultimate materyaline ait asit+silan grubunun adeziv kırılma türü.	72
Şekil 3.25 Lava Ultimate materyaline ait lazer grubunun karışık kırılma türleri	72
Şekil 3.26 Lava Ultimate materyaline ait lazer grubunun kırılma türleri	73

ÇİZELGELER

Çizelge 1.1 Vita Enamic materyalinde bulunan seramik fazın kimyasal kompozisyonu	15
Çizelge 1.2 Vita Enamic materyalinde bulunan polimer fazın kimyasal kompozisyonu	16
Çizelge 1.3 Vita Enamic materyalinin fiziksel ve mekaniksel özellikleri	16
Çizelge 1.4 Lava Ultimate materyaline ait fiziksel ve mekaniksel özellikleri.....	16
Çizelge 1.5 Lazer sistemlerinin sınıflandırılması.....	22
Çizelge 2.1 Çalışmada kullanılan materyallerin kimyasal kompozisyonu, üretici firması ve seri numaraları.....	37
Çizelge 2.2 Çalışmada kullanılan materyal ve yüzey işlemi grupları ve örnek sayıları.....	40
Çizelge 3.1 Vita Enamic materyaline ait yüzey işlemi gruplarının yüzey pürüzlülük değerlerini gösteren tanımlayıcı istatistik ve sonuçları.....	52
Çizelge 3.2 Lava Ultimate materyaline ait yüzey işlemi gruplarının yüzey pürüzlülük değerlerini gösteren tanımlayıcı istatistik ve sonuçları.....	53
Çizelge 3.3 Yüzey işlemine göre materyallerin yüzey pürüzlülük değerlerini gösteren tanımlayıcı istatistik ve sonuçları	54
Çizelge 3.4 Yüzey işlemi uygulanmış Vita Enamic yüzeylerindeki tepe yükseklikleri ve çukur derinlikleri	56
Çizelge 3.5 Yüzey işlemi uygulanmış Lava Ultimate yüzeylerindeki tepe yükseklikleri ve çukur derinlikleri	57
Çizelge 3.6 Vita Enamic materyaline ait yüzey işlemi gruplarının bağlanma dayanımı değerlerini (MPa) gösteren tanımlayıcı istatistik ve sonuçları.....	62
Çizelge 3.7 Lava Ultimate materyaline ait yüzey işlemi gruplarının bağlanma dayanımı değerlerini (MPa) gösteren tanımlayıcı istatistik ve sonuçları.....	62
Çizelge 3.8 Yüzey işlemi gruplarına göre her iki materyalin bağlanma dayanımı değerlerini gösteren tanımlayıcı istatistik ve sonuçları	64

Çizelge 3.9 Vita Enamic materyaline ait yüzey işlemleri gruplarının kırılma analizi bulguları	65
Çizelge 3.10 Lava Ultimate materyaline ait yüzey işlemleri gruplarının kırılma analizi bulguları	65
Çizelge 3.11 Grupların yüzey pürüzlülük değerleri ile bağlanma dayanımı değerleri arasındaki ilişkiyi gösteren tanımlayıcı istatistik ve sonuçları.....	74

ÖZET

Seramik Rezin Kompozit CAD/CAM Blokların Bağlanma Dayanımı ve Yüzey Pürüzlülüğü Üzerine Farklı Yüzey İşlemlerinin Etkilerinin Değerlendirilmesi

Bu çalışmanın amacı farklı yüzey işlemlerinin seramik rezin kompozitlerin yüzey pürüzlülüğü ve bağlanma dayanımı üzerindeki etkilerinin araştırılmasıdır. Vita Enamic ve Lava Ultimate materyaline (n=124) ait 248 adet örnek öncelikle kontrol, kumlama, asit ve lazer gruplarına (n=31) ayrılmıştır. Örneklerin yüzey pürüzlülükleri ölçüldükten sonra her gruptan birer örnek 3D profilometre ve SEM analizleri için kullanılmıştır. Daha sonra her bir yüzey işlemi grubu (n=30) ortalama pürüzlülük değerleri benzer olacak şekilde tekrar 2 alt gruba ayrılarak kontrol, silan, kumlama, kumlama + silan, asit, asit + silan, lazer, lazer + silan grupları (n=15) oluşturulmuştur. Rezin siman (Panavia F 2.0), özel bir test aparatı (SDI SBS Rig) kullanılarak seramik rezin kompozit yüzeylerine uygulanmıştır. Elde edilen örnekler suda bekletme (24 saat) ve termal döngü (2000 devir, 5-55 °C) işlemleri uygulandıktan sonra makaslama bağlanma dayanımı testi uygulanmış ve kırılma türleri değerlendirilmiştir. Yüzey pürüzlülük değerleri one-way ANOVA ve post-hoc tamhane, bağlanma dayanımı değerleri Kruskal-Wallis, Mann Whitney U ve bağımsız örneklem t-testi, yüzey pürüzlülük-bağlanma dayanımı değerleri arasındaki korelasyon ise Spearman testi ile değerlendirilmiştir (p<0.05). Her bir materyale ait yüzey işlemi grupları, kontrol gruplarından daha pürüzlü yüzey yapısı oluşturmuş (p=0,000) ve yüzey işlemi grupları arasında anlamlı farklılık bulunmuştur (p=0,000). Yüzey işlemlerinden sonra silan uygulaması Vita Enamic materyalinin bağlanma dayanımını anlamlı derecede artırırken (p=0,000), Lava Ultimate materyalinde lazerle pürüzlendirme hariç arttırmamıştır (p=0,140). Her iki materyal için de lazer + silan grupları en yüksek bağlanma dayanımını sağlamış ve yüzey işlemi grupları arasında anlamlı farklılık bulunmuştur (p=0,000). Vita Enamic materyalinin kumlama grubu için negatif, asit grubu için pozitif korelasyon gözlenirken, diğer gruplarda anlamlı bir korelasyon gözlenmemiştir.

Anahtar Sözcükler:

Makaslama bağlanma dayanımı, rezin siman, seramik rezin kompozit, yüzey işlemi, yüzey pürüzlülüğü

SUMMARY

Evaluation of the Effects of Different Surface Treatments on the Surface Roughness and Bond Strength of Ceramic Resin Composite CAD/CAM Blocks

The aim of this study is to investigate the effects of different surface treatments on surface roughness and bond strength of the ceramic resin composites. 248 samples prepared with Vita Enamic and Lava Ultimate (n=124) were classified firstly as Control, Sandblasting, Acid etching and Laser irradiation groups (n=31). After the measurement of surface roughness, a sample from each group were used for 3D profilometry and SEM analysis. Then, each surface treatment group (n = 30) was divided into two subgroups including the Control, Silane, Sandblasting, Sandblasting+Silane, Acid, Acid+Silane, Laser and Laser+Silane groups (n = 15) considering to have similar mean roughness value. Resin cement (Panavia F 2.0) was applied to surface of the samples using SDI SBS rig. After water storage (24 hours) and termal cycling (2000 cycles, 5-55 °C), the shear bond strength test was performed and then failure modes were evaluated. Surface roughness data was analyzed by one-way ANOVA and post-hoc tamhane. Bond strength data was analyzed by Kruskal-Wallis, Mann Whitney U and independent samples t-test. The relationship between surface roughness and shear bond strength values were determined by Spearman's correlation analysis ($p < 0.05$). The surface treatment groups of each material had higher surface roughness values than control groups ($p = 0,000$) and significant diferences was found among surface treatment groups for both materials ($p = 0,000$). After surface treatments, Silane application improved bond strength significantly in Vita Enamic while did not increase in Lava Ultimate except laser irradiation. For both materials, Laser+silane groups provided highest bond strenght and significant difference was found among surface treatment groups ($p = 0,000$). While it was observed that the correlation was negative for sandblasting group and positive for acid etching group of Vita Enamic material, no significant correlation was observed in the other groups.

Keywords:

Ceramic resin composites, resin cement, shear bond strength, surface roughness, surface treatment

1 GİRİŞ

Üstün mekanik ve estetik özelliklere sahip olan dental seramiklerin karşıt doğal diş aşınması ve kırılabilirlik gibi olumsuz özellikleri kompozit rezinlere olan ilgiyi arttırmıştır. Bununla beraber kompozit rezinlerin polimerizasyon büzülmesi, zayıf aşınma direnci ve düşük mekanik dayanıklılık gibi yapısal sorunları bulunmaktadır. Bu durum seramik ve kompozit rezinlerin olumlu özelliklerini bir arada sunan materyal arayışlarını gündeme getirmiştir (Coldea ve ark. 2013, Dirxen ve ark. 2013).

Son yıllarda piyasaya sunulan Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) ve Lava Ultimate (3M ESPE, Seefeld, Almanya) seramik ve kompozit rezinlerin olumlu özelliklerini birleştiren çift fazlı yapıları sayesinde mükemmel işlenebilirlik, üstün kenar uyumu ve yüksek kırılma direnci gibi avantajlar sağlamaktadır (Spitznagel ve ark. 2014). 2012 yılında piyasaya sunulan Lava Ultimate; yüksek ısıyla polimerize edilmiş rezin matrisi içinde gömülü nanoseramik doldurucu partiküller içermektedir. Kompozit ya da seramik olmayıp her iki materyalin karışımı olduğu bildirilen Lava Ultimate, üreticisi tarafından rezin nano seramik olarak sınıflandırılmıştır (Lava Ultimate 2011). 2013 yılında piyasaya sunulan Vita Enamic ise, alüminyum oksitten zengin ince yapılu feldspatik matrisi içine Üretan dimetakrilat (UDMA) ve trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) polimerlerinin infiltre edilmesinden oluşmuştur ve üreticisi tarafından dünyanın ilk hibrid seramiği olarak tanıtılmıştır (Enamic 2012). Vita Enamic ve Lava ultimate her ne kadar üreticileri tarafından rezin nano seramik ve hibrit seramik olarak tanıtılsa da her iki materyal de seramik rezin kompozitler olarak sınıflandırılmaktadır (Spitznagel ve ark. 2014).

Geleneksel simanlardan daha üstün bağlanma dayanımı, çözünürlük direnci ve estetik özellikler sunan rezin simanlar ile tam seramikler arasındaki adeziv bağlanma uzun süreli klinik başarının en önemli anahtarı olarak görülmektedir. Bu nedenle rezin simanlar ile seramikler arasındaki bağlanma dayanımını arttırmak için seramiklerin yüzeylerine farklı yüzey işlemleri uygulanmaktadır. Literatürde cam ve

polikristalin seramiklerin adeziv bağlanma davranışları ile ilgili çok sayıda çalışma bulunmasına rağmen, seramik rezin kompozitlere uygulanmış yüzey işlemleri ve sağladıkları bağlanma dayanımları ile ilgili sınırlı sayıda çalışma bulunmaktadır. Bu nedenle, bu çalışmada farklı yüzey koşulları altındaki seramik rezin kompozitlerin yüzey pürüzlülükleri ve rezin siman ile sağladıkları bağlanma dayanımları değerlendirilecektir.

1.1 Dental Seramikler

Seramik sözcüğü Yunanca keramos sözcüğünden köken almış olup topraktaki killerin pişirilmesinden oluştuğu için ‘yanmış toprak’anlamına gelmektedir. Seramikler metalik ya da yarı metalik oksitlerden oluşan ametalik yapıdaki inorganik malzemeler olup çok geniş bir kavramı ifade etmektedir. Dental seramikler ise daha karakteristik bir yapıyı ifade etmektedir (Touati ve ark. 1999).

Dental seramiklerin yapısında bulunan her bir silikon atomu dört oksijen atomuyla bağlanarak Silisyum tetrahedrat (SiO_4)’ı oluşturmaktadır. Bu yapıdaki oksijen atomları matriks görevi görerek metalik veya yarı metalik elementlerin tutunmasını sağlamaktadır. Silikon ve oksijen atomlarını bir arada tutan bağlar kovalent ve iyonik karakterde olup serbest elektron içermemektedir. Ancak bu kararlı yapıya eklenen sodyum ve potasyum gibi alkali metal oksitler oksijen atomuyla elektron alış verişi yaparak dental seramiklerin yapısal olarak düzenlenebilmelerini sağlamaktadır (Anusavice ve ark. 2012a).

Dental seramikler yapısal olarak feldspar, quartz ve kaolinden oluşmaktadır;

- Feldspar: Seramiğin ana yapısını oluşturmaktadır ve genel olarak % 70-90 oranında bulunmaktadır. Potasyum alüminosilikat ($\text{K}_2\text{O}-\text{Al}_2\text{O}_3-6\text{SiO}_2$) ve sodyum alüminosilikat ($\text{Na}_2\text{O}-\text{Al}_2\text{O}_3-6\text{SiO}_2$) karışımından oluşan kristal yapılu opak bir maddedir. Eridiği zaman translüsensiyi sağlayan cam fazın oluşmasını sağladığı gibi quartz ve kaolin için matriks görevi de görmektedir.
- Quartz (Silika, SiO_2): Matriks içinde doldurucu görevi görmektedir ve seramik içerisinde % 11-18 oranında bulunmaktadır. Fırınlama sırasında

seramiğin stabilitesini sağladığı gibi fırınlama sonrasında olası büzölmeleri de engellemektedir.

- Kaolin (Çin Kili, $Al_2O_3 \cdot 2SiO_2 \cdot 2H_2O$): Seramik içerisinde % 1-10 oranında bulunmaktadır. Yapışkan özelliğı feldspar ve quartzı bir arada tutarak modelasyonu kolaylaştırmaktadır. Ayrıca opasiteyi ve ısıya direnci de arttırmaktadır (Zaimoğlu ve ark. 1993, Shillingburg ve Witsett 1997).

1.2 Tam Seramikler

Dental seramiklerle metal alt yapının birlikte kullanıldığı metal-seramik sistemler yüksek dayanıklılık ve üstün kenar uyumları ile sabit bölümlü protezlerde altın standart olmuşlardır. Bununla beraber, bu sistemlerde metal alt yapıya bağılı olarak bağlanma başarısızlığı, estetik sorunlar, alerji ve korozyon riski yaşanmaktadır. Bu durum araştırmacıları metal altyapıya gereksinim duyulmayan yüksek estetik ve biyouyumluluğa sahip yeni dental materyaller aramaya yönlendirmiştir (O'Brien 2002a).

1967 yılında McLean ve Hughes feldspatik seramikleri güçlendirme çalışmalarına başlayarak içeriğindeki alüminyum oksit (Al_2O_3) oranını %50'ye çıkarmışlardır. Bu durum feldspatik seramiklerin 60 megapaskal (MPa) olan bükölme direncini 131 MPa'a çıkartarak alümina seramiklerin gelişimini sağlamıştır (McLean ve Hughes 1965, Tinschert ve ark. 2000).

1972 yılında Southan ve Jorgensen hem Al_2O_3 oranını %70'e çıkarmışlar hem de seramiğin ıslanabilirliğini zorlaştıran platin folyo yerine ısıya dayanıklı refraktör day kullanmışlardır. Böylece 155 MPa bükölme direncine sahip, daha dayanıklı Hi-Ceram alümina seramikler üretilmiştir (Wall ve Cipra 1992, Rizkalla ve Jones 2004).

1985 yılında Michael Sadoun pöröz alümina esaslı alt yapıya cam infiltre ederek 630 MPa bükölme dirence sahip In-Ceram alümina seramikleri üretmiştir. Bu seramiklerde interpenetre olmuş halde bulunan iki faz, mekanik ve fiziksel özelliklerde belirgin artışa yol açmıştır (McLean 2001, Horvitz ve ark. 2002).

Seramiklerin güçlendirilmesinde kullanılan Al_2O_3 'ün zaman içinde bazı yapısal sorunlara neden olması magnezyum alüminyum oksit (Spinel, $MgAl_2O_4$), zirkonyum dioksit (ZrO_2) gibi kristallerin kullanımını gündeme getirmiştir. Bunun dışında metal-seramik sistemler kadar dayanıklı tam seramik elde etme isteği içeriksel gelişmelerle sınırlı kalmayarak presleme, slip cast ve CAD/CAM gibi üretimsel gelişmelerle devam etmektedir. Özellikle alüminyum oksit ve zirkonyum oksit kristallerinin yoğun sinterlenmesinden elde edilen polikristalin seramikler metal-seramik sistemlere yakın mekanik dayanıklılık sergilemektedir (Denry ve Holloway 2010, Kelly ve Benetti 2011).

1.3 Tam Seramiklerin Sınıflandırılması

Dental seramikler yapım tekniklerine, içeriklerine, kullanım alanlarına ve fırınlama ısılarına göre farklı şekillerde sınıflandırılabilir. Giordano ve McLaren (2010), bu sınıflandırmaların literatürde karışıklığa neden olduğunu savunarak tam seramikleri mikro yapılarına ve üretim yöntemlerine göre yeniden sınıflandırmıştır.

1.3.1 Tam Seramiklerin Mikro Yapılarına Göre Sınıflandırılması

Seramikler mikro yapısındaki cam-kristal kompozisyonuna göre sınırsız değişkenlik göstermesine rağmen temel olarak 4 gruba ayrılmaktadır.

- Doldurucu içermeyen cam seramikler
- Doldurucu içeren cam seramikler
- Cam doldurucu içeren kristalin seramikler
- Polikristalin seramikler (Giordano ve McLaren 2010).

1.3.1.1 Doldurucu İçermeyen Cam Seramikler

Feldsparlardan modifiye edilen amorf yapılı sentetik alüminosilikat camlardır. Mekanik özellikleri düşük olduğu için sadece veneer materyali olarak kullanılmışlardır (Giordano ve McLaren 2010).

1.3.1.2 Doldurucu İçeren Cam Seramikler

Cam kompozisyonu amorf camlara benzemektedir. Yapısında genellikle lösit (KAlSi_2O_6), lityum disilikat ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$), floroapatit ($\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3$) gibi doldurucu kristaller içermektedir. Cam matriksin içine kristal ilave edildiği için çift fazlı seramikler de denilmektedir.

Lösit, alüminosilikat camlardaki potasyum oksitinin (K_2O) artırılmasından meydana gelirken lityum disilikat, aynı cama lityum oksitinin (Li_2O) ilave edilmesinden meydana gelmektedir. Lösitin çatlak yayılımını engelleme, dayanıklılığı artırma, termal ekspansiyon katsayısını değiştirebilme gibi avantajları bulunmaktadır. Lityum disilikat ise hem kristal yapısı hem de düşük kırılma indeksiyle lösitten daha üstün estetik ve mekanik özellikler sağlamaktadır.

Doldurucu içeren cam seramikler düşük lösit içerikli (feldspatik), yüksek lösit içerikli ve lityum disilikat içerikli cam seramikler olmak üzere üç gruba ayrılmaktadırlar.

Düşük lösit içerikli cam seramiklere Alpha, Vita VM7, VITABLOCS TriLuxe, TriLuxe forte, RealLife, Mark I ve II (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya); yüksek lösit içerikli cam seramiklere IPS Empress, ProCAD, Empress CAD (Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn), Ceramco II, Ceramco III, Finesse ALL Ceramic (Dentsply/Ceramco, New York, ABD), Vita VMK-95 ve Vita Omega 900; lityum disilikat içerikli seramiklere ise IPS Empress II, IPS e.max Press, IPS e.maxCAD örnek olarak verilebilmektedir (Kelly 2004, Conrad ve ark. 2007, Li ve ark. 2014).

Düşük lösit içerikli cam seramikler metal alt yapıli restorasyonlarda, yüksek lösit ve lityum disilikat içerikli cam seramikler ise tam seramik restorasyonlarda yaygın olarak kullanılmaktadır (Giordano ve McLaren 2010, Shen 2013).

1.3.1.3 Cam Doldurucu İçeren Kristalin Seramikler

Pöröz alümina esaslı alt yapıya slip-cast tekniğiyle cam infiltre ederek metal-seramik sistemlere alternatif yüksek dayanıklılıkta seramikler üretilmektedir. Bu seramikler içten dış yüzeye doğru, kesintisiz uzanan iç içe geçmiş en az iki fazdan oluşmaktadır. Bu nedenle interpenetre fazlı seramikler olarak da adlandırılmaktadırlar. İnterpenetre fazlı seramiklerin tek fazlı seramiklerden çok daha üstün mekanik ve fiziksel özelliklere sahip olması çatlak yayılımını engelleyen hasar tolerans mekanizmasından kaynaklanmaktadır (Horvitz ve ark. 2002, Giordano ve McLaren 2010).

Yapısında alüminyum oksit, magnezyum alüminyum oksit (spinel) ve/veya zirkonyum oksit kristalleri içeren bu seramikler In-Ceram Alümina, In-Ceram Spinel ve In-Ceram Zirkonya (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) olarak üç gruba ayrılmaktadır. Ayrıca In-Ceram Alümina'ya benzer özellikleri bulunan Turkom-Cera (Turkom-Ceramic, Kuala Lumpur, Malezya) ve Vitro-Ceram (Angelus, Londrina, Brezilya) da bu grup içerisinde değerlendirilmektedir (Della Bona ve ark. 2008).

1.3.1.4 Polikristalin Seramikler

Yoğun, cam faz içermeyen polikristalin yapılardır. Alüminyum oksit veya zirkonyum oksit gibi kristallerin doğrudan sinterlenmesi sonucu oluşurlar. Üstün mekanik özelliklerine rağmen opak doğaları kullanımlarını alt yapı olarak sınırlandırmıştır (Kelly ve Benetti 2011).

Polikristalin yapıdaki alümina esaslı ilk seramik olan Procera AllCeram (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç) % 99.8 Al₂O₃ içermektedir ve 600 MPa bükülme direncine sahiptir. Benzer yapıda bir seramik olan Vita InCeram AL (Vita

Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) ise % 100 Al_2O_3 içermektedir ve 488 MPa bükülme direncine sahiptir (Oden ve Rowcliffe 1996, Borba ve ark. 2011).

Zirkonya esaslı polikristalin seramikler 900-1100 MPa bükülme dirençleriyle alümina esaslı polikristalin seramiklerden iki kat daha dayanıklıdır. Zirkonya monoklinik (M), tetragonal (T) ve kübik (C) formda bulunabilen polimorfik bir seramiktir. Saf zirkonya oda sıcaklığından 1170°C'ye kadar monoklinik fazdadır ve bu fazda stabil kalır. Bu sıcaklığın üzerinden 2370°C'ye kadar tetragonal fazda, 2370°C ile 2680°C arasında ise kübik fazdadır. Zirkonya fırınlama ısısında tetragonal fazda, oda sıcaklığında ise monoklinik fazda bulunmaktadır. Fırınlamanın ardından soğuma sırasında tetragonal-monoklinik (T-M) faz dönüşümü meydana gelmektedir. Bu dönüşümle birlikte yüksek internal streslere neden olabilecek % 1-5'lik hacim artışı oluşmaktadır. Bu durum kontrol altına alınmadığı takdirde saf zirkonyada stres oluşumuna bağlı çatlaklar oluşmaktadır. Bu nedenle zirkonyanın oda sıcaklığında tetragonal fazda kalmasını sağlamak için içeriğine kalsiyum oksit (CaO), magnezyum oksit (magnezya, MgO) seryum dioksit (CeO_2) ve yitrium oksit (Y_2O_3) gibi stabilize edici oksitler ilave edilmiştir (Piconi ve Maccauro 1999).

Oda sıcaklığında tetragonal fazda tutulan yarı kararlı zirkonya, çatlama gibi mekanik uyarılara tepki olarak tekrar monoklinik faza geçebilmektedir. Bu dönüşümün hacimsel genişlemeye neden olması çatlak etrafındaki kompresif stresi arttırmaktadır. Çatlağın daha fazla ilerlemesini engelleyen bu mekanizmaya dönüşüm sertleşmesi denilmektedir (Piconi ve Maccauro 1999). Her ne kadar bu dönüşüm hasarlara karşı bir tolerans mekanizması sağlasa da faz bütünlüğünü bozarak düşük ısılarda bozulma fenomenine duyarlılığı arttırmaktadır. Bu nedenle aslında istenmeyen bir durumdur ve dikkat edilmelidir (Silva ve ark. 2010).

1.3.2 Tam Seramiklerin Üretim Yöntemlerine Göre Sınıflandırılması

Üretim yöntemi ile klinik başarı arasında büyük ilişki olmasından dolayı önemli bir sınıflandırma yöntemidir. Aynı kimyasal ve mikro yapısal özelliklere sahip seramiklerin üretim yöntemlerindeki farklılıklar, seramiklerin nihai özelliklerini ve

linik performanslarını olumlu ya da olumsuz yönde değiştirebilmektedir (Chen ve ark. 1999, Aboushelib ve ark. 2012, Anadioti 2013, Alkadi 2014). Basit ve kullanışlı olan bu sınıflandırmaya göre diş hekimliğinde kullanılan seramikler 3 gruba ayrılmaktadır.

1. Toz/Likit karışımından üretilen seramikler
2. Preslenebilir seramikler
3. CAD/CAM ile hazırlanan seramikler (Giordano ve McLaren 2010).

1.3.2.1 Toz/Likit Karışımından Üretilen Seramikler

- **Geleneksel Yöntem:** Veneer materyali olarak alt yapılar üzerinde ya da tek başına anterior restorasyonlarda kullanılmaktadır. Cam veya cam-kristal karışımından oluşan seramik tozu, üretici firmalar tarafından sağlanan özel bir likit ile karıştırılmaktadır. Kondenzasyon sırasında açığa çıkan hava ve su, elle ya da vibrasyonla uzaklaştırılmalıdır. Üretim sırasında vakumlu fırınların kullanılması hem artan havayı uzaklaştırmakta hem de seramiğin estetiğini ve yoğunluğunu geliştirmektedir. Restorasyonların elle şekillendirilmesi sıklıkla hava boşluğuna neden olmaktadır. Bu nedenle dental seramistin deneyimi, fırınlama süreci ve çevre koşulları yöntemin başarısını etkilemektedir (Giordano ve McLaren 2010).
- **Slip-Cast Yöntemi:** Bu yöntem yaklaşık 200 yıldır bilinmesine rağmen diş hekimliğinde ilk defa 1986 yılında Michael Sadoun tarafından kullanılmıştır (Sadoun 1988, McLean 2001). Seramik tozlarının ya da kristallerinin suda homojen dağılmış süspansiyonlarına slip adı verilmektedir. Slip içindeki suyun kapiller basınç ile alçı day içine geçmesi ve alümina, spinel ve zirkonya gibi kristallerin day üstünde yoğunlaşmasına slip-cast yöntemi denilmektedir. Slip uygulandıktan sonra sinterleme işlemine geçilir. Sinterleme, bir yapının yoğunluğunu arttıracak ya da yüzey alanını azaltacak şekilde partiküller arası bağlanmayı sağlayan bir ısıtma işlemidir. Sinterleme sonrasında tebeşir kıvamında pöröz bir yapının oluşması oldukça kırılğan

süngerimsi bir yapıya neden olmaktadır. Bu yapının dayanıklılığını arttırmak için hazırlanan lantanyum camın ($\text{La}_2\text{O}_3\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-B}_2\text{O}_3\text{-SiO}_2$) alt yapı üzerine tatbik edilmesine cam infiltrasyonu denilmektedir. Fırınlama sırasında eriyen camın partiküller arasındaki boşlukları doldurması sayesinde oldukça yoğun ve yüksek dayanıklılıkta seramikler elde edilmektedir (Probster ve Diehl 1992, Suarez ve ark. 2004).

1.3.2.2 Preslenebilir Seramikler

Kayıp mum tekniğiyle oluşturulmuş restorasyon boşluğuna lösit ya da lityum disilikat içerikli cam seramik ingotlarının ısı ve basınç altında preslenmesinden elde edilmektedir (Denry ve Holloway 2010). Bu sistemde restorasyonlar iki şekilde bitirilebilmektedir;

- Yüzey Boyaması: Restorasyon glaze aşamasında isteğe göre boyanmaktadır.
- Tabakalama Tekniği: Presleme sonrası elde edilen restorasyon aşındırılarak veneer porseleni uygulanmaktadır (Wall ve Cipra 1992).

IPS Empress, IPS Empress 2, IPS e.max Press, Finesse All Ceramic yaygın olarak kullanılan preslenebilir seramiklerdir.

1.3.2.3 CAD/CAM ile Hazırlanan Seramikler

Önceden hazırlanan seramik blokların bilgisayar destekli freze yardımı ile aşındırılması esasına dayanmaktadır. Bu yöntemde kullanılan bloklar, seramik tozlarını bir arada tutan bir yapıştırıcıyla seramik tozlarının karıştırılıp, kalıplara preslenmesinden elde edilmektedir. Daha sonra hem yapıştırıcıyı uzaklaştırmak hem de yoğun bir yapı elde etmek için hazırlanan bloklar fırında sinterlenmektedir (Giordano ve McLaren 2010).

1.3.2.3.1 Cam Seramikler

- **Cam/Kristal İçerikli CAD/CAM Seramikler:** İnce kristal yapılı gözeneksiz bir seramik elde etmek için ince grenli seramik tozları kullanılarak elde edilmişlerdir. VITABLOCS TriLuxe, TriLuxe forte, RealLife ve Mark II feldspatik seramik yapısındaki ilk seramiklerdir. İnce, onley ve kron restorasyonlarında kullanılmaktadırlar. Bu seramiklerde restorasyonun renk uyumu yüzey boyama ve tabakalama tekniğiyle sağlanmaktadır (Conrad ve ark. 2007, Li ve ark. 2014, Vitablocs 2014).
- **Cam/Lösit İçerikli CAD/CAM Seramikler:** Empress CAD ve ProCAD lösitle güçlendirilmiş ilk blok seramiklerdir. ProCAD, ısıyla preslenen IPS Empress'e benzemektedir. Empress CAD ise ProCAD'in güncel bir versiyonu olup, 1-5 µm partikül boyutuna sahip %45 lösit içermektedir. Bu bloklar feldspatik seramiklere benzemekle beraber yapısındaki daha küçük yapıli lösit partikülleri sayesinde daha iyi mekanik ve fiziksel özellikler sağlamaktadırlar (Giordano ve McLaren 2010, Li ve ark. 2014).
- **Lityum Disilikat İçerikli CAD/CAM Seramikler:** IPS e.max CAD, IPS e.max Press'in blok formu olarak 2006 yılında piyasaya sunulmuştur. % 70 Lityum disilikat içeren IPS e.max CAD, 360 Mpa'lık bükülme direnciyle Empress CAD ve ProCAD'ten daha yüksek mekanik dayanıma sahiptir (Asai ve ark. 2010). Başlangıçta mavi renkli, yarı kristalize formda bulunan IPS e.max CAD'e aşındırma sonrası kristalizasyon işlemi uygulanmaktadır. Kristalizasyonun birinci aşamasında lityum meta silikat kristalleri oluşurken, ikinci aşamasında bloğun maviden dış rengine dönmesini sağlayan lityum disilikat kristalleri oluşmaktadır. Bu durum aşındırma süresini ve aşındırma sırasında gelişecek çatlak riskini azaltmaktadır. IPS e.max CAD'in iki translusensi formu bulunmaktadır. Düşük translusensent formu altyapı olarak kullanılırken yüksek translusensent formu tam kron restorasyonlarında kullanılmaktadır (IPS e.max 2009, Culp ve McLaren 2010).

1.3.2.3.2 İnterpenetre Fazlı Seramikler

In-Ceram Alümina, In-Ceram Spinel, In-Ceram Zirkonya ve Turkom-Cera'nın CAD/CAM sistemleri için hazırlanmış blok formları da bulunmaktadır. In-Ceram blokları CEREC sistemi, Turkom-Cera blokları ise Turkom-Cera 19 sistemi ile aşındırılmaktadır. İnterpenetre fazlı seramikler alt yapı olarak kullanılmakta ve iki aşamada hazırlanmaktadır. Birinci aşama optik ölçülerin CAD (bilgisayar destekli tasarım) bölümünde tasarlanması sonrası CAM (bilgisayar destekli üretim) bölümünde üretilmesi ve sinterlenmesidir. İkinci aşama ise üretilen altyapıya cam infiltrasyonunun gerçekleştirilmesi ve tekrar ısıl işlem uygulanmasıdır (Chai ve ark. 2000).

1.3.2.3.3 Polikristalin Seramikler

Bu seramikler sadece CAD/CAM sistemleri ile kullanılmaktadırlar. Yoğun ve düzenli dizilime sahip alüminyum oksit ya da zirkonyum oksit kristallerinden oluşmaktadırlar. Bu nedenle daha düzensiz ve düşük yoğunluklu yapıya sahip cam seramiklerden daha üstün mekanik özellikleri bulunmaktadır.

- **Alümina esaslı polikristalin seramikler:** Procera AllCeram'da seramik blok, metal day üzerine yüksek basınçla alüminyum oksit tozu kondanse edilerek hazırlanmaktadır. Vita In-Ceram AL'de ise Procera AllCeram'dan farklı olarak yarı sinterlenmiş hazır bloklar kullanılmaktadır. Her iki seramik sisteminde de sinterleme sırasında büzülme meydana gelmektedir. Bu nedenle büzülme toleransını sağlamak için restorasyonlar normal boyutundan belirli bir ölçüde daha büyük hazırlanmaktadır. Daha sonra yoğun ve orijinal boyutunda restorasyon elde etmek için sinterleme işlemi uygulanmaktadır (Li ve ark. 2014).
- **Zirkonya esaslı polikristalin seramikler:**

Tam Sinterlenmiş Bloklar: LAVA (3M/ESPE, St. Paul, MN, ABD), Cercon (CERCON, Dentsply, New York, PA, ABD), e.Max ZirCAD (Ivoclar-

Vivadent, Schaan, Lihtenştayn), Procera Zirconia (Nobel Biocare, Goteborg, İsveç) ve Vita YZ (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) yüksek ısı ve basıncın uygulandığı HIP (Sıcak İzostatik Basınç) tekniği ile üretildikleri için sinterlenmesi tamamlanmış yoğun bloklardır ve doğrudan asıl boyutunda şekillendirilirler. Yarı sinterlenmiş bloklara kıyasen % 20 daha dayanıklı olup mükemmel marjinal uyuma sahiptirler. Bununla birlikte, bu bloklarda aşındırma işlemi daha uzun sürmekte ve maliyetli olmaktadır (Al-Amleh ve ark. 2010).

Yarı Sinterlenmiş Bloklar: DCS-President, DC Zirkon (Smartfit Austenal, Chicago, ABD) sadece preslenerek uygulan Non-HIP (Soğuk İzostatik Basınç) tekniği ile üretildikleri için tebeşirimsi kıvamda pöröz bloklardır. Aşındırma işleminin sinterlemeden önce yapılması seramik yüzeyindeki stres düzeyini azaltmaktadır. Bu durum aşındırma sırasında meydana gelebilecek tetragonal-monoklinik faz dönüşümünü engelleyerek, yüzeyde oluşacak serbest monoklinik fazı azaltacaktır. En önemli dezavantajı sinterleme sırasında % 25 büzülme meydana geleceği için asıl boyutundan daha büyük hazırlanması ve bu nedenle restorasyonlarda uyumsuzluğa neden olabilmesidir (Al-Amleh ve ark. 2010).

1.4 Seramik Rezin Kompozitler

Seramikler üstün mekanik ve estetik özelliklerle birlikte karşıt diş aşınması ve kırılabilirlik gibi olumsuz özelliklere sahiptirler. Kompozitler ise bu olumsuzlukları azaltmakla beraber polimerizasyon büzülmesi, zayıf aşınma direnci ve düşük mekanik özelliklere neden olmaktadır (He ve Swain 2011). Bu durum her iki materyalin olumlu özelliklerinin birleştirildiği restoratif materyalleri gündeme getirmiştir. Restoratif materyallerden beklenen özellikler seramik kadar estetik, kompozit kadar dentine benzer ve malzemenin hem kendisinde hem de karşıt dişte fazla aşınma göstermeden dayanıklı olmasıdır (Dirxen ve ark. 2013).

Yakın zamanda piyasaya sunulan Lava Ultimate ve Vita Enamic materyalleri hem seramik hem de rezin kompozit içeren çift fazlı yapıları sayesinde seramik ve kompozitlerin olumlu özelliklerini birleştirmektedirler. Bu nedenle literatürde seramik rezin kompozitler olarak sınıflandırılan bu materyaller mükemmel işlenebilirlik, üstün kenar uyumu ve yüksek kırılma direnci gibi gelişmiş özellikler sunmaktadırlar (Spitznagel ve ark. 2014).

Seramik rezin kompozitler implant üstü kron ve diş restorasyonlarında (kron, onley, inley, veneer) kullanılabilirken parafonksiyonel alışkanlıklar ve köprü restorasyonlarında kullanılmamaktadırlar (Lava Ultimate 2011, Enamic 2012).

1.4.1 Vita Enamic

2013 yılında piyasaya sunulan dünyanın ilk hibrit seramiğidir. Birbiriyle iç içe geçmiş üç boyutlu geometri sergilediği için yeni nesil interpenetre fazlı seramikler olarak da adlandırılmaktadır (Coldea ve ark. 2013). Alüminyum oksitten zengin ince yapılı feldspatik bir seramiğe polimer infiltre edilerek üretilmektedir. Materyalde ağırlıkça % 86 inorganik seramik faz ve % 14 organik polimer faz bulunmaktadır. Baskın olan pöröz seramiğe polimer infiltre edilerek çift fazlı, ağsı bir yapı oluşturulmaktadır. Bu yapı direnç ve elastisite arasında eşsiz bir denge sağlarken çiğneme kuvvetlerini yüksek oranda absorbe etmektedir (Enamic 2012).

Çizelge 1.1 Vita Enamic materyalinde bulunan seramik fazın kimyasal kompozisyonu

Oksitler	Ağırlıkça Yüzdesi
Silikon Dioksit (SiO ₂)	% 56-64
Alüminyum Oksit (Al ₂ O ₃)	% 20-23
Sodyum Oksit (Na ₂ O)	% 6-9
Potasyum Oksit (K ₂ O)	% 6-8
Boron Trioksit (B ₂ O ₃)	% 0.5-2
Zirkonyum Dioksit (ZrO ₂)	% <1
Kalsiyum Oksit (CaO)	% 0.3-0.6
Titanyum Dioksit (TiO ₂)	% 0.0-0.1

Çizelge 1.2 Vita Enamic materyalinde bulunan polimer fazın kimyasal kompozisyonu

Organik Komponentler	Ağırlıkça Yüzdesi
TEGDMA	% 33
UDMA	% 66
Bağlama Ajanı ve Başlatıcı	% ≤ 2

Çizelge 1.3 Vita Enamic materyalinin fiziksel ve mekaniksel özellikleri

Yoğunluk	2.1 g/cm ³
Bükülme Direnci	150-160 MPa
Elastisite Modülü	30 GPa
Weibull Modülü	20
Sertlik	2.5 GPa
Kırılma Direnci	1.5 MPa m ^{1/2}

1.4.2 Lava Ultimate

2012 yılında piyasaya sunulan dünyanın ilk rezin nano seramiğidir. Yüksek seviyede çapraz bağlı rezin matriks içine nanoseramik partikülleri gömülerek üretilmiştir. Kompozit ya da seramik olmayıp her iki materyalin karışımı olduğu bildirilen Lava Ultimate ağırlıkça % 80 nanoseramik, % 20 rezin matriks içermektedir. Nanoseramik faz silika (20 nm) ve zirkonya (4-11 nm) partikülleri ile kümelenmiş halde bulunan zirkonya-silika partikül ağının (0.6–1.0 µm) karışımından oluşmaktadır. Bu partiküllerin polimer matrikse kimyasal olarak bağlanması için bir silan ajanı kullanılmaktadır. Resin matriks ise ışıkla ya da kimyasal olarak polimerize olan kompozitlerden farklı nitelikte bir kimyasal kompozisyona sahiptir (Lava Ultimate 2011).

Çizelge 1.4 Lava Ultimate materyaline ait fiziksel ve mekaniksel özellikleri

Bükülme Direnci	204 MPa
Bükülme Modülü	12.8 MPa
Elastisite Modülü	12.77 GPa
Kırılma Direnci	2.02 MPa m ^{1/2}
Sıkışma Direnci	383 MPa

1.5 Tam Seramiklere Uygulanan Yüzey İşlemleri

Adeziv dış hekimliğinde yapıştırıcı siman ile restoratif materyal arasında kurulan kimyasal bağlanmanın uzun ömürlü ve güvenilir olması çok önemlidir (Hooshmand ve ark. 2002). Başarılı bir bağlanma için mikromekanik tutuculuk, dış faktörlere karşı kararlılık ve yüzeyin ıslanabilirliği vazgeçilmez şartlardır (Ozcan ve ark. 1998, Blatz ve ark. 2003, Özcan 2003). Bu durum restoratif materyalin sahip olması gereken kritik yüzey enerjisi kavramını öne çıkarmaktadır. Bir yapıştırıcı simanın restoratif materyal yüzeyini daha fazla ıslatılabilmesi için restoratif materyal yüzeyinde enerji artışına ihtiyaç duyulmaktadır. Restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğünü arttırarak ve/veya kompozisyonunu değiştirerek yüzey enerjisini arttıran kimyasal ve fiziko-kimyasal uygulamalara yüzey işlemi denilmektedir (VanNoort 2002). Bu işlemler asitle pürüzlendirme, kumlama, silan uygulama, silika kaplama, plazma uygulama, frezle pürüzlendirme, lazerle pürüzlendirme ve kombine uygulamaları kapsamaktadır.

1.5.1 Asitle Pürüzlendirme

Asitle pürüzlendirme işlemi seramik yapısı ve kompozisyonuna bağlı olarak farklı etkinlik sağlamaktadır ve genellikle cam seramiklerde uygulanmaktadır. Fosforik asit seramik yüzeyinde yetersiz pürüzlendirme yaparken hidroflorik asit yeterli pürüzlendirme yapmakla kalmayıp mikro çatlakları da yok etmektedir. Bu sayede % 5-10 arası değişen konsantrasyonları ile hidroflorik asit cam seramiklerin pürüzlendirilmesinde standart haline gelmiştir (Della Bona ve Anusavice 2002). Diğer taraftan hidroflorik asitin yumuşak dokuyla temas ettiğinde toksik olması ve hızlı buharlaşması inhalasyonunu kolaylaştırmaktadır. Bu durum bazı araştırmacıları amonyum biflorid ve asidüle fosfat florid gibi asitlere yönlendirmiştir. Buna karşılık bu asitler hidrofilik asit kadar yüzey pürüzlülüğü ve bağlanma dayanımı sergilememiştir (Della Bona ve Anusavice 2002, Brentel ve ark. 2007, Ozcan ve ark. 2012).

1.5.2 Kumlama

Kumlama işlemi asitle pürüzlendirme işleminin yetersiz kaldığı yoğun kristal içerikli seramiklerde yüzeyi temizliği ve mikromekanik tutuculuk sağlamaktadır (Borges ve ark. 2003, Ersu ve ark. 2009, Saker ve ark. 2013). Kumlama işleminde kullanılan Al_2O_3 tozunun partikül büyüklüğü 25-250 mikrometre (μm) arasında değişmektedir. Partikül büyüklüğü bağlanma dayanımını doğrudan etkilemediği gibi seramik yüzeyinde madde kaybına neden olarak restorasyonların uyumunu da bozmaktadır (Kern ve Thompson 1994, Spohr ve ark. 2003). Bu nedenle kumlama işleminde partikül büyüklüğü, kumlama süresi, kumlama basıncı ve kumlama mesafesine dikkat edilmelidir. Kumlama işlemi seramik türüne göre değişmekle beraber yaklaşık 10 saniye (sn) sürmektedir, genellikle 2-3 bar basınç altında 50 ya da 110 μm 'lik alüminyum oksit tozlarının 10 milimetre (mm) mesafeden püskürtülmesiyle uygulanmaktadır (Soares ve ark. 2005).

1.5.3 Silan Uygulama

Silan uygulaması seramik rezin kompozit, cam seramik ve silika kaplı polikristalin seramiklerin yüzeyine sıklıkla yapılarak, birbirine benzemeyen organik ve inorganik yapıdaki iki farklı materyalin kimyasal olarak bağlanması sağlanmaktadır. Ayrıca uygulandığı yüzeyde temas açısını azaltarak ıslanabilirliği de arttırmaktadır (Lung ve Matinlinna 2012).

Silanlar hidrofobik yapılı ajanlardır ve bağlanabilmek için asit katalizörlüğünde hidrofilik yapılı silanole (Si-OH) hidrolize olmalıdırlar. Silanolde bulunan hidroksil grupları (-OH) seramik yüzeyindeki hidroksil grupları (-OH) ile etkileşime girerek hidrojen bağı, kendi aralarında etkileşime girerek de kovalent bağ oluşturmaktadır. Seramik yüzeyinde hidrofobik yapılı, üç boyutlu siloksan ağ meydana getiren bu tepkimelere silanizasyon denilmektedir (Matinlinna ve Vallittu 2007a).

Başarılı bir bağlanma dayanımı için silan tabakasının kalınlığı 10-50 µm olmalıdır. Silan tabakasının kalın olması koheziv başarısızlığa neden olmaktadır. Bu nedenle yüzeyde ince silan tabakası oluşturulmalıdır ya da silanın kalınlığını azaltmak için kuru sıcak hava uygulanmalıdır (Matinlinna ve Vallittu 2007b, Kern 2009). Bununla birlikte silanın yoğunluğu, tepkime süresi ve saklama koşulları da silan uygulamasının başarısını etkilemektedir (Matinlinna ve Vallittu 2007a). Silanların yarı hidrolize durumda tek şişede saklanması raf ömrünü kısaltırken hidrolize edilmeden aktivatörüyle ayrı şişelerde saklanması raf ömrünü uzatmaktadır (Alex 2008). Cam seramiklere uygulanan 3-Metakriloksipropil-trimetoksisilan (MPS) ile zirkonya ve metal alaşımlara uygulanan 10-Metakriloiloksidodesil dihidrojen fosfat (MDP) diş hekimliğinde sıklıkla kullanılan silanlardır (Yoshida ve ark. 2006).

Silanlar içerdikleri reaktif grup sayılarına göre ikiye ayrılmaktadırlar;

- Fonksiyonel (geleneksel) silanlar: Yapısında iki farklı grup içermektedirler. Hidrolize olabilen fonksiyonel grubu inorganik yüzeydeki hidroksil grupları ile tepkimeye girerken organik fonksiyonel grubu rezinin organik matriksi ile tepkimeye girmektedir. Bu çift yönlü fonksiyon organik ve inorganik materyallerin bağlanmasını sağlamaktadır (Matinlinna 2004).
- Nonfonksiyonel silanlar: Yapısında sadece reaktif alkoksi (-OR) grubu vardır. Alkoksi grubu hidrolize olduktan sonra yüzeyle çapraz bağlanma yapmaktadır. Bu nedenle çapraz bağlı silanlar olarak da adlandırılmaktadır (Lung ve Matinlinna 2012). Bu silanlar fonksiyonel silanlarla birlikte kullanıldıkları takdirde bağlanma ara yüzeyindeki kimyasal ve hidrolitik stabiliteyi geliştirdikleri için endüstride yaygın olarak kullanılmaktadırlar (Kurata ve Yamazaki 1993, Matinlinna ve ark. 2007, Matinlinna ve ark. 2008).

1.5.4 Silika Kaplama

Polikristalin seramiklerde uygulanan silika kaplama işlemi pirokimyasal ve tribokimyasal yöntem olmak üzere ikiye ayrılmaktadır.

- **Pirokimyasal Yöntem:** Bu yöntemde materyal yüzeyi kumlandıktan sonra özel bir aleve tabi tutulmaktadır. Buradaki alevın içerisinde püskürtülen tetraetoksisilan, pirokimyasal reaksiyonla ayrıştıktan sonra materyal yüzeyinde 0.1-1 µm kalınlığında silika tabakası oluşturmaktadır. Silicoater Classical, Silicoater MD, Siloc (Heraeus-Kulzer, Wehrheim, Almanya) ve SilanoPen (Bredent GmbH, Senden, Almanya) pirokimyasal silika kaplama sistemleri olarak dental laboratuvarlarda yaygın olarak kullanılmaktadır (Matinlinna ve Vallittu 2007a, Kurt ve ark. 2013).
- **Tribokimyasal Yöntem:** Silika kaplı alüminyum oksit partiküllerinin yüksek basınç altında materyal yüzeyine püskürtülmesiyle yüzeyde silika tabakası oluşturulmaktadır. Bu işlem sırasında silika kaplı partiküllerin yüzeye hızla çarpması yüzeyin lokal sıcaklığını 1200 santigrat dereceye (°C) çıkartarak kısmen eriyen yüzeyde silika partiküllerinin gömülmesini sağlamaktadır (Gbureck ve ark. 2003). Rocatec Soft ve Rocatec Plus (3M ESPE, Seefeld, Almanya) dental laboratuvarlarda, Co-Jet (3M ESPE, Seefeld, Almanya) ise ağız içinde yaygın olarak kullanılmaktadır (Spitznagel ve ark. 2014).

1.5.5 Plazma Uygulama

Kısmen iyonize olmuş gazın içinde yer alan iyon, elektron, atom ve nötral parçacıklara plazma denilmekte ve maddenin dördüncü hali olarak kabul edilmektedir. Plazmadan yüksek yoğunlukta iyonlaşan ve uyarılan parçacıklar seramik, titanyum, kompozit gibi restoratif materyallerin yüzey özelliklerini değiştirebilmektedir. Bu değişim materyalin yüzey enerjisini, ıslanabilirliğini ve adezyonunu arttırmaktadır (Chu ve ark. 2002). Yüzey işlemi, sterilizasyon ve ağartma gibi alanlarda kullanılabilen plazma, etkili ve ekonomik bir yöntem

olmasına rağmen diş hekimliğinde yeterince farkındalık oluşturamamıştır (Cha ve Park 2014).

1.5.6 Frezle Pürüzlendirme

Frezle pürüzlendirme, yüzeyde mikro mekanik tutuculuk sağlamadığı için bağlanma dayanımını arttırma da tek başına yeterli bir işlem değildir. Ayrıca cam seramiklerde çatlamalara da neden olmaktadır (Schmage ve ark. 2003). Bu nedenle sadece polikristalin seramiklerde, kumlamanın yapılamadığı durumlarda kullanılmaktadır (Awliya ve ark. 1998, Dérand ve Dérand 1999).

1.5.7 Lazerle Pürüzlendirme

Lazer 'Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation' cümlesinin baş harflerinden oluşan bir kelime olup 'radyasyonun uyarılmış emisyonu ile ışığın güçlendirilmesi' anlamına gelmektedir (Nagaraj 2012).

Lazer sistemleri ile ilgili bilinmesi gereken bazı parametreler;

- Dalga Boyu: Ardışık dalgaların yatay eksen üzerinde oluşturduğu eş noktaları arasındaki mesafedir. Bu tanımlama lazer ışığının hedef dokudaki dağılım ve etki mekanizmasının anlaşılması açısından önemli olup diş hekimliğindeki lazer sistemlerinde mikron (10^{-6} m) ya da nanometre (10^{-9} m) ile ifade edilmektedir.
- Frekans: Birim saniyede meydana gelen atım sayısıdır ve hertz ile ifade edilmektedir. Dalga boyu ile ters orantılıdır.
- Enerji: İş yapabilme yeteneğidir ve joule veya milijoule ile ifade edilmektedir.
- Enerji Yoğunluğu: Birim alanda bulunan enerji miktarıdır (J/cm^2).
- Güç: Zaman içinde tamamlanan işin ölçüsüdür ve watt ile ifade edilmektedir. 1 watt 1 saniyede üretilen 1 joule enerjiye denk gelmektedir.

- Güç Yoğunluğu: Birim alanda bulunan güç miktarıdır (W/cm^2).
- Atım Süresi (Atım Genişliği): Bir lazer atımının zaman içindeki yayılma süresini tanımlamaktadır. Bu süre milisaniye (ms), mikrosaniye (μs), nanosaniye (ns), pikosaniye (ps), femtosaniye (fs) gibi saniye birimleri ile ifade edilmektedir ve lazer sisteminin hızı hakkında bilgi vermektedir.
- Atım Gücü: Her bir atımın sahip olduğu güç miktarıdır (atım gücü= ortalama güç/frekans sayısı).
- Atım enerjisi: Her bir atımın sahip olduğu enerji miktarıdır.
- Anlık Atım Gücü (Tepe Gücü): Birim zamanda meydana gelen güç miktarıdır (tepe gücü = atım enerjisi / atım süresi) (Moritz ve Beer 2006).

1970’li yıllarda dış hekimliğinde kullanımı onaylanan ilk lazer sistemleri Nd:YAG ve CO₂ lazerlerdir. Bilim ve teknolojiye gelişmelerle birlikte argon, diode, He-Ne, Ho:YAG, Er; YAG ve Er;Cr:YSGG lazer sistemleri de ortaya çıkmıştır (Nagaraj 2012). Lazer sistemleri aktif maddesine, dalga boyuna, hareket türüne ve enerjisine göre Çizelge 1.5’deki gibi sınıflandırılmaktadır (Miserendino ve Pick 1995, Karu 1998).

Çizelge 1.5 Lazer sistemlerinin sınıflandırılması

Aktif Maddesine Göre	<ul style="list-style-type: none"> • Katı lazerler: Nd:YAG, ER:YAG, Ho:YAG, Er,Cr:YSGG, Titanyum safir • Gaz lazerler: CO₂, Argon, He Ne, Excimer • Sıvı lazerler • Yarı iletken lazerler: Diode • Kimyasal lazerler
Dalga Boyuna Göre	<ul style="list-style-type: none"> • Mor ötesi ışınlar (≤ 400 nm) : Excimer • Görünür ışınlar (400-700nm) : Argon , • Kızılötesi ışınlar (≥ 700 nm) : Nd:YAG, Ho:YAG, Er,Cr:YSGG, Er:YAG, CO₂
Hareket Türüne Göre	<ul style="list-style-type: none"> • Devamlı ışın verenler • Dalgalı olarak ışın verenler • Pulsasyonlu (atımlı) ışın verenler
Enerjisine Göre	<ul style="list-style-type: none"> • Soft Lazer: He-Ne, Ga-As, Ga-Al-As • Mid Lazer: Diode • Hard Lazer: Argon, CO₂, Nd:YAG, Er:YAG, Excimer, Ho:YAG

Lazer enerjisi materyal yüzeyiyle etkileşime girdiğinde fototermal etki oluşturmaktadır. Fototermal etkinin lazer enerjisini ısı enerjisine dönüştürmesi ve materyal yüzeyinde erime meydana getirmesi sonucu yüzey pürüzlülüğü ve mikromekanik tutuculuk sağlanmaktadır (Spohr ve ark. 2008, Osorio ve ark. 2010). Bu gelişme lazerin kullanım endikasyonlarına ve yüzey işlemlerine yeni bir alan açarak ‐lazerle pürüzlendirme‐ işlemini ortaya çıkarmıştır. Bununla beraber lazerle pürüzlendirme işleminde görülen mikro mekanik tutuculuk modeli farklı karakteristik olaylar içermektedir;

1. Lazer enerjisi yüzeyde mikro patlamalara neden olmaktadır. Bu patlamalar yüzeyden partikül kopararak krater ve gözenek tarzında mikro boşluklar oluşturmaktadır.
2. Yüzeyin en üst tabakasındaki eriyik kristaller birleştikten sonra tekrar katılaşmaktadır (rekristalizasyon).
3. Eriyik sıvılar etrafa sıçrayarak küresel şekilli damlacıklar oluşturmaktadır (Silveira ve ark. 2005).

Diş hekimliğinde kullanılan seramiklerin lazerle pürüzlendirilmesi oldukça yeni bir yöntemdir. Nd:YAG, Er:YAG ve CO₂ lazer kullanılarak yapılmış pürüzlendirme işlemleri bazı sınırlamalarla beraber ümit verici sonuçlar vermektedir (Spohr ve ark. 2008, Ersu ve ark. 2009, Subasi ve Inan 2012a). Bununla birlikte, bu lazerlerin uzun atım sürelerine bağlı olarak temas ettiği nokta dışında ısı oluşturmaları, seramik yüzeyinde çatlaklara ve gereksiz hacim kayıplarına neden olmaktadır (Yucel ve ark. 2012). Bu durum son zamanlarda, çok kısa atım süresine sahip femtosaniye lazerleri ön plana çıkarmaktadır. Titanyum safir (femtosaniye) lazer çok kısa sürede yüksek enerjili atımlar oluşturarak, ısı yayılımı olmaksızın pürüzlendirme yapmaktadır. Bu nedenle diğer lazer sistemlerinden daha homojen ve düzenli yüzey topoğrafyası sağlamaktadır (Fiedler ve ark. 2013).

Lazerle pürüzlendirme işleminde kullanılan bazı lazer sistemleri;

- **Nd:YAG Lazer:** Aktif ortamı yitriyum-alüminyum-garnet katı kristali içermektedir. 1064 nm dalga boyuna sahip mikrosaniye atımlı bir lazerdir (Coluzzi 2004). Yumuşak doku uygulamalarında kullanışlı olmalarına rağmen diş sert dokuları ve restoratif materyallerdeki etkinlikleri sınırlıdır. Bununla beraber çini mürekkebi ve grafit tozu gibi koyu renkli maddeler emilimini arttırarak sert dokular üzerindeki etkinliğini nispeten arttırmaktadır (Kutsch 1993, Jennett ve ark. 1994).
- **Erbiyum Lazerler:** Özellikleri benzer, dalga boyları farklı mikrosaniye atımlı lazerlerdir. Er:Cr:YSGG lazer (2780 nm) aktif ortamında erbiyum ve krom ile kaplanmış yitriyum-skandiyum-galyum-garnet katı kristali içermektedir. Er:YAG lazer ise (2940 nm) aktif ortamında erbiyum ile kaplanmış yitriyum-alüminyum-garnet katı kristali içermektedir. Her iki lazer sistemi de dalga boyları sayesinde su ve/veya hidroksiapatit içeren yumuşak ve/veya sert dokular tarafından iyi absorbe edilmektedir (Matsuyama ve ark. 2003, Coluzzi 2004). Bu nedenle su içermeyen restoratif materyallerdeki etkinlikleri sınırlıdır (Subasi ve Inan 2012a).
- **CO₂ Lazer:** 10600 nm dalga boyuna sahip, aktif ortamı gaz içeren bir lazerdir (Coluzzi 2004). Bu dalga boyu diş sert dokusu ve seramik yüzeyi tarafından çok iyi absorbe edilmektedir. Düşük enerjili uzun atım süreleri diş sert dokusu ve seramik yüzeyinde karbonizasyon ve çatlaklara neden olmaktadır. Bununla beraber, kısa atım süreli jenerasyonları yüzey pürüzlülüğü ve dayanıklılığı arttırmaktadır (Pogrel ve ark. 1993, Featherstone JDB 1996).
- **Titanyum Safir (Femtosaniye) Lazer:** Aktif ortamı titanyum:safir katı kristali içermektedir. Ayarlanabilir dalga boyu 810 nm civarında maksimum verimlilik sunmaktadır. Safir içindeki titanyum iyonları uyarılmak için neodmiyum, iterbiyum veya kromyum lazer gibi uyarı kaynaklarına ihtiyaç duymaktadır. Titanyum safir lazer, mod kilitleme yöntemiyle kazanç elde ederek ultra hızlı, femtosaniye (10^{-15} saniye, saniyenin katrilyonda biri) süreli atımlar üretmektedir (Subrat Biswala 1999). Bu lazerler kullandıkları aktif ortamdaki ziyade atım süreleri ile öne çıkmış ve literatürde daha çok

femtosaniye lazerler olarak tanınmışlardır. Bu lazerler kısa etkileşim süresine sahip oldukları için materyaldeki ısı yayılımını sınırlandırmakta ve böylece yüzey üzerindeki ısınmayı ve enerji kaybını azaltmaktadırlar. Bu özellik hem diğer lazer sistemlerinden çok daha yüksek enerji sağlamakta, hem de çevre dokuda minimal termal ve mekanik hasar oluşturmaktadır (Delgado-Ruiz ve ark. 2011, Fiedler ve ark. 2012). Bununla beraber, femtosaniye lazerler özel yazılımları sayesinde farklı şekil ve derinliklerde, tekrarlanabilir mikro boşluklar açabilmektedirler. Bu durum materyal özelliklerini değiştirmeksizin yüzey üzerinde hassas ve kontrollü bir pürüzlendirme sağlamakta ve tam seramiklerdeki kullanımlarını gittikçe arttırmaktadır (Delgado-Ruiz ve ark. 2011, Fiedler ve ark. 2013, Akpınar ve ark. 2015b, Akpınar ve ark. 2015c, Akpınar ve ark. 2015a).

1.5.8 Kombine Uygulamalar

Yüzey işlemlerini farklı kombinasyonlar halinde kullanmanın bağlanma dayanımını daha fazla arttırdığına dair çalışmalar bulunmaktadır.

Yüzey pürüzlendirme işlemleri kimyasal ve mekanik yöntemler olmak üzere ikiye ayrılmaktadır. Asitle pürüzlendirme ve silan uygulama kimyasal yöntemleri oluştururken, kumlama, silika kaplama, lazer ve frezle pürüzlendirme ise mekanik yöntemleri oluşturmaktadır. Plazma yönteminin ise etki mekanizması tam olarak açıklanamamaktadır. Seramik yüzeyinin kimyasal ve morfolojik özellikleri, seramikle rezin simanın bağlanmasında çok önemlidir. Bu özellikler kimyasal ve/veya mekanik yüzey işlemlerinde dikkate alınarak seramikle rezin siman arasında kimyasal ve/veya mikro mekanik bağlanma sağlanmaktadır (Derand ve ark. 2005, Tian ve ark. 2014).

Mikro mekanik bağlanmada kumlama ve/veya asitle pürüzlendirme, kimyasal bağlanmada ise silan yaygın olarak kullanılmaktadır (Filho ve ark. 2004). Asitle pürüzlendirme ve silan polikristalin seramiklerde tek başına etkili olamamaktadır. Kumlama ise cam seramiklerde hacim kaybı ve çatlamalara neden olmaktadır. Bu

nedenle bu işlemler birbirleriyle ya da diğer yüzey işlemleriyle kombine olarak da uygulanmaktadır (Kern ve Thompson 1994, Atsu ve ark. 2006).

Cam seramiklerde kumlama sonrası asitleme ve silan, polikristalin seramiklerde ise kumlama sonrası silika kaplama ve silan yaygın olarak kullanılan kombine uygulamalardır (Amaral ve ark. 2006, Yucel ve ark. 2012).

1.6 Rezin Simanlar

Rezin simanlar, restoratif kompozitlere benzemekle beraber daha düşük yoğunlukta doldurucu partikül içermektedir ve bileşen olarak organik faz, inorganik faz ve ara fazdan oluşmaktadır (Özcan ve ark. 2012).

- **Organik Faz:** Yaygın olarak bisfenol A diglisidil metakrilat (Bis-GMA) ve üretan dimetakrilat (UDMA) gibi aromatik ve/veya alifatik dimetakrilat monomerleri içermektedir. Bu monomerler polimerizasyon büzülmesi düşük, yüksek çapraz bağ içeren, güçlü ve rijit polimer yapı sağlamaktadır. Yüksek molekül ağırlıklı, visköz yapıları karıştırma ve manipülasyon zorluğuna neden olduğu için trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) gibi düşük molekül ağırlıklı dimetakrilat monomerleriyle birlikte kullanılmaktadır. Bununla beraber, organik faz içerisinde yer alan düşük viskoziteli monomerler arttıkça polimerizasyon büzülmesi ve marjinal sızıntı da artmaktadır (Anusavice ve ark. 2012b).
- **İnorganik Faz:** Silika, borosilikat, lityum alüminyum silikat, baryum ve stronsiyum gibi doldurucu partiküllerden oluşmaktadır. Son zamanlarda silika kaplı zirkonya ve nanosilika partikülleri de faz içerisine dahil edilmiştir (Xu 1999). İnorganik fazda bulunan doldurucu partikül türü ve miktarı rezin simanın fiziksel ve mekaniksel özelliklerini belirlemektedir. Doldurucu partiküller termal ekspansiyon katsayısı ve polimerizasyon büzülmesini azaltırken opasite ve optik özellikleri arttırmaktadır. Bu gelişme yüksek doldurucu içeren rezin siman üretimini amaç haline getirmektedir (Labella ve ark. 1999, García ve ark. 2006).

- **Ara Faz:** Silan kullanılarak organik fazdaki monomerlerle inorganik fazdaki doldurucu partiküller birbirine bağlanmaktadır. Bu faz rezin simanın fiziksel ve mekaniksel özelliklerini geliştirdiği gibi monomer salınımını da azaltmaktadır (Anusavice ve ark. 2012b).

1.6.1 Kimyasal Olarak Polimerize Olan Rezin Simanlar

Polimerizasyonu başlatan benzoil peroksit ile polimerizasyonu hızlandıran tersiyer amin ayrı patlarda bulunmaktadır. Patlar karıştırıldığında tersiyer amin benzoil peroksitle tepkimeye girerek ilave tipi polimerizasyonu başlatmaktadır. Bu simanlar genellikle metal ya da polikristalin seramik alt yapılarında kullanılmaktadır (O'Brien 2002b).

Avantajları:

- Uygulama kolaylığı
- Hidrolitik stabilite
- Kontrol edilebilir çalışma süresi (karıştırma öncesi)
- Homojen polimerizasyon
- Düşük marjinal stres

Dezavantajları:

- Pörözite
- Renk Bozukluğu (amin renklenmesi)
- Kontrol edilemeyen çalışma süresi (karıştırma sonrası)
- Oksijene bağlı polimerizasyon inhibisyonu
- Karıştırma zorluğu (Anusavice ve ark. 2012b).

1.6.2 Işık ile Polimerize Olan Rezin Simanlar:

Işık geçirmeyen tek tüp içinde saklanmaktadır. Yapısında ışığa duyarlı molekül olarak kamforokinon, hızlandırıcı olarak da alifatik amin bulunmaktadır. Kamforokinon uygun dalga boyunda uyarıldıktan sonra amin türevi hızlandırıcılarla etkileşime girerek ilave tipi polimerizasyonu başlatmaktadır. Işık kaynağı olarak LED, tungsten halojen ampul, plazma ark ve argon lazer kullanılmaktadır. Plazma ark ve argon lazer yüksek yoğunlukları ile hızlı polimerizasyon sağlamaktadır. Bununla beraber, bu lazerler dar spektrumlu oldukları için geniş spektrumlu tungsten halojen ampuller kadar yaygın kullanılmamaktadır (O'Brien 2002b).

Avantajları:

- Karıştırma gerektirmemesi
- Düşük pörözite ve lekelenme
- Geniş renk seçeneği
- Renk stabilitesi
- Kontrol edilebilir çalışma süresi
- Düşük polimerizasyon büzülmesi

Dezavantajları:

- Sınırlı polimerizasyon derinliği (maksimum 2 mm)
- Yüksek marjinal stres
- Özel ışık kaynağı gerektirmesi
- Işığın ulaşamadığı alanlarda eksik polimerizasyon
- Işık kaynağına bağlı pulpal ağrı (Anusavice ve ark. 2012b).

1.6.3 Hem Kimyasal hem de Işık ile Polimerize Olan Rezin Simanlar:

Işıkla polimerize olan rezin simanlar ışık kaynağına ve polimerizasyon derinliğine bağlı olarak ışığın ulaşmadığı alanlarda eksik polimerizasyona neden olmaktadır. Polimerizasyon sorununun üstesinden gelmek için hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan (dual-cure) rezin simanlar geliştirilmiştir. Bu simanlarda polimerizasyonu başlatan benzoil peroksit ile polimerizasyonu hızlandıran aromatik tersiyer amin ışıkla polimerize olan iki ayrı pat içinde bulunmaktadır. Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olmaları, kontrollü çalışma süresi ve yüksek polimerizasyon derinliği sunmaktadır. Bununla beraber, kimyasal polimerizasyon tepkimeleri eksik polimerizasyonu tamamlasa da ışıkla polimerize edilmediği durumlarda yeterli mekanik dayanıma ulaşmamaktadır. Ayrıca kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlar kadar olmasa da pörözite ve amin renklenmesine de neden olmaktadır (Anusavice ve ark. 2012b).

1.7 Bağlanma Dayanımı ve Değerlendirme Yöntemleri

1.7.1 Yapay Yaşlandırma Yöntemleri

Restoratif materyaller en iyi klinik çalışmalarla değerlendirilmektedir. Operatör değişikliği, materyal farklılığı, hasta şikayetleri, geri dönüş problemleri, yüksek maliyet ve uzun takip süresi klinik çalışmaların rutin kullanımını engellemektedir (Nikaido ve ark. 2002, Koyuturk ve ark. 2008). Bu nedenle, klinik çalışmalardaki ağız koşulları, statik ve/veya dinamik yapay yaşlandırma yöntemlerini içeren in vitro çalışmalarla taklit edilmektedir (Khoroushi ve Mansoori 2012).

1.7.1.1 Suda Bekletme

En yaygın kullanılan yapay yaşlandırma yöntemidir. Suda bekletme işlemi 24 saat, 7 gün ya da 30 gün, 37 °C'deki suda gerçekleştirilmektedir. Çalışmalarda genellikle 24 saat bekletme süresi yeterli görülmektedir. Kısa bekletme süresi dahi, hidrolitik bozulmayı hızlandırarak bağlanma dayanımını zayıflatmaktadır (De Munck ve ark. 2003). Bu yöntemde bekletme solüsyonu olarak genellikle su kullanılmaktadır. Bazı durumlarda klinik şartları yakından taklit etmek için yapay tükrük ya da esteraz enzimi de kullanılmaktadır (De Munck ve ark. 2005).

1.7.1.2 Termal Döngü

Yaygın kullanılan yöntemlerden birisidir. Ağız koşullarını taklit etmek için restoratif materyaller, tekrarlayan periyotlar ile soğuk ve sıcak su banyolarına maruz bırakılmaktadırlar (Bektas ve ark. 2012).

Termal döngü sırasında yaşlandırma 2 şekilde oluşmaktadır:

1. Hidrolitik bozulma marjinal sızıntıya neden olarak zayıf polimerize oligomerler ve artık ürünler oluşturmaktadır (Miyazaki ve ark. 1998, Hashimoto ve ark. 2000).
2. Restoratif materyaller, diş dokusundan daha yüksek termal büzülme/genleşme katsayıları ile ara yüzeyde daha fazla strese neden olmaktadır (Gale ve Darvell 1999).

ISO TS 11405 standartlarına göre, termal döngü protokolü 5/55 °C sıcaklıklarındaki banyolarda 500 kez yapılmaktadır. Uzun dönem bağlanma etkinliğini değerlendirmek için farklı döngü sayıları da uygulanmaktadır. Bununla beraber Gale ve Darwell, 1 yıllık klinik kullanımı taklit etmek için 10.000 termal döngü sayısını yeterli görmektedir (Gale ve Darvell 1999, De Munck ve ark. 2005).

1.7.1.3 Mekanik Yükleme

Diğer yöntemlere göre daha az kullanılmaktadır. Bu yöntemde klinik koşulları daha iyi taklit etmek için restoratif materyal yüzeyine çiğneme simülatörleri ile mekanik kuvvet uygulanmaktadır. Bazı araştırmacılar çiğneme simülatörlerinin bağlanma ara yüzeyinde belirsiz bir etki oluşturduğunu ve bu nedenle termal döngü cihazı ile birlikte kullanılması gerektiğini savunmaktadırlar (Nikaido ve ark. 2002, Bedran-de-Castro ve ark. 2004). Bu yöntemde güvenilir ve kıyaslanabilir sonuçlar elde etmek için döngü sayısı, kuvvet yönü ve kuvvet değeri gibi parametrelerin bağlanma ara yüzeyindeki etkinliğini belirleyecek yeni çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır (Amaral ve ark. 2007, Tian ve ark. 2014).

1.7.2 Mekanik Test Yöntemleri

Klinik testler restoratif materyaller üzerinde aynı anda farklı stresler oluşturduğu için bağlanma başarısızlığı değerlendirmelerini zorlaştırmaktadır. Laboratuvar testleri ise diğer değişkenler sabitken belirli bir parametreyi hızlı ve kolayca değerlendirmemizi sağlayarak altın standart olmuşlardır (Sirisha ve ark. 2014a).

1.7.2.1 Makro Test Yöntemleri

Üç mm²'den daha büyük bağlanma alanına sahiptirler. Az bir donanım ile kolayca hazırlandıkları için makaslama ve çekme testi olarak sıklıkla kullanılmaktadırlar (Braga ve ark. 2010).

1.7.2.1.1 Makaslama Testi

Adeziv ya da rezin siman ile bağlanmış materyallerin makaslama kuvveti ile kırılması esasına dayanmaktadır. Bağlanma prosedürü sonrası hiçbir ek hazırlık gerektirmemeleri çok kolay ve hızlı uygulanmalarını sağlamaktadır. Test protokolünü standardize etmek için Ultradent jig (Ultradent, Salt Lake City, UT, ABD) ve SDI rig (SDI, Bayswater, Victoria, Avustralya) gibi özel aparatlar kullanılmaktadır. Test sırasında bağlanma alanı sınırlarına ve makaslama kuvvetinin adeziv-diş ara yüzeyindense adeziv-kompozit ara yüzeyine yakın olmasına dikkat edilmelidir. Makaslama kuvveti tel ilmek, çentikli ve bıçak sırtı keskinlerle uygulanmaktadır (Van Meerbeek ve ark. 2010).

1.7.2.1.2 Çekme Testi

Kuvvet örneklerin her iki tarafından çekerek uygulanmaktadır. Örnekler yapıştırıcı, klemp gibi aletlerle aktif olarak tutulmaktadır ya da hiçbir alet kullanmadan pasif olarak kavranmaktadır. Bu test sırasında makaslama testinden daha homojen stres uygulandığı için elde edilen sonuçlar daha güvenilir bulunmaktadır. Genellikle seramik ve metal gibi sert materyaller ile siman arasındaki bağlanma dayanımını değerlendirmek için kullanılmaktadır (Braga ve ark. 2010, Sirisha ve ark. 2014a).

1.7.2.2 Mikro Test Yöntemleri

Lokal diş yapısı üzerindeki bağlanma dayanımını değerlendirme arzusu araştırmacıları, mikro makaslama ve çekme testi gibi mikro yöntemlere yönlendirmiştir. Bu yöntemler üç mm² den küçük bağlanma alanları ile daha yüksek bağlanma dayanımı ve adeziv kırılma oranı sergilemektedirler (Sirisha ve ark. 2014b).

1.7.2.2.1 Mikro makaslama testi

Tek bir materyalden, stres oluşturmaksızın çok sayıda örnek elde edilmektedir. Mikro makaslama testi özellikle cam iyonomer ve mine gibi kırılğan materyallerde uygulanmaktadır (Van Meerbeek ve ark. 2010). Makaslama kuvveti eğilmeye bağlı çekme kuvveti oluşturarak makro makaslama testinden daha düzensiz stres dağılımına neden olmaktadır. Bu nedenle çalışmalarda fazla tercih edilmemektedir (Placido ve ark. 2007, Braga ve ark. 2010).

1.7.2.2.2 Mikro çekme testi

Bilimsel olarak en yaygın kabul gören test yöntemidir (Salz ve Bock 2010). Bağlanma prosedürü sonrası teknik hassasiyet içeren örnek hazırlıkları yapılmaktadır. Test sırasında bazı avantaj ve dezavantajlara sahip trimlenmiş ya da trimlenmemiş örnekler kullanılmaktadır (Van Meerbeek ve ark. 2010). Trimlenmemiş örnekler hızlı ve kolay hazırlanmaktadır. Trimlenmiş örnekler ise kum saati, çubuk ve halter şekilli invaziv örnek geometrileri ile daha homojen stres dağılımı sağlamaktadır. Trimleme işlemi doğru yapılmadığı takdirde ara yüzey defektlerine yol açarak, erken başarısızlığa ya da düşük bağlanma dayanımına neden olmaktadır (Sadek ve ark. 2006). Bu nedenle, test protokolünü standardize etmek için Micro Specimen Former (University of Iowa, Iowa City, IA, ABD) gibi yarı otomatik trimleme cihazları kullanılmaktadır (Poitevin ve ark. 2007).

Avantajları:

- Daha fazla adeziv, daha az koheziv başarısızlık görülmesi,
- Yüksek bağlanma dayanımı,
- Bağlanma dayanımının bölgesel olarak ölçülebilmesi,
- Ortalama ve değişkenlerin tek bir dişten hesaplanabilmesi,
- Düzensiz yüzeylerin ve çok küçük alanların değerlendirilebilmesi,
- SEM analizinin kolay olması.

Dezavantajları:

- Teknik olarak zor olması ve yoğun çaba gerektirmesi,
- 5 MPa'ın altındaki bağlanma dayanımını zor ölçmesi,
- Özel donanım gerektirmesi,
- Örnek ebatlarına bağlı olarak hızla dehidrate olması.

1.7.3 Yüzey Analiz Yöntemleri

1.7.3.1 Profilometre Analizi

Bu analiz için genellikle nicel bilgi sağlayan kontakt profilometreler ya da hem nicel hem de nitel bilgi sağlayan optik profilometreler tercih edilmektedir (Kakaboura ve ark. 2007).

Kontakt profilometreler yüzeydeki tepe ile vadi arasındaki mesafeyi doğrudan ölçmekte ve yaygın olarak kullanılmaktadır. Cihaz üzerinde yüzey boyunca hareket eden bir sensör bulunmaktadır. Bu sensör (elmas tarayıcı uç) x ve y eksenini doğrultusunda hareket ederken z eksenindeki yüzey düzensizliklerini kaydederek iki boyutlu mikrometrik ölçüm sağlamaktadır (Chappard ve ark. 2003). Bununla birlikte, elmas tarayıcının karmaşık yapılardaki dar ve derin pürüzlülükleri algılamakta zorlanması, yüzeye zarar vermesi ve düşük çözünürlüğe sahip olması yapısal sorunlara neden olmaktadır (Joniot ve ark. 2006).

Optik profilometreler ise temas eden tarayıcı bir uç olmaksızın lazerle tarama yapmaktadır. Lazer ışını x, y ve z ekseninden bilgileri toplayarak üç boyutlu görüntü ve nanometrik bir ölçüm sağlamaktadır. Optik profilometre, kontakt profilometreye göre daha doğal ve gerçekçi yüzey topoğrafyası sunmakla beraber pahalı bir sistem olduğu için daha nadir kullanılmaktadır (Chappard ve ark. 2003, Kakaboura ve ark. 2007).

Son zamanlarda yaygınlaşmakta olan olan üç boyutlu (3D) kontakt profilometreler; taramalı prob mikroskobu ile geleneksel kontakt profilometreyi

yapısında kusursuz bir şekilde bütünleştirmektedir. Bu profilometreler yazılım uygulamaları ve yüksek çözünürlüklü tarama kapasiteleri ile optik profilometrelere alternatif olmaktadır. Ayrıca çok düşük kuvvet uygulayan gelişmiş iğnesi, iki farklı tarama modunda, güvenilir ve tekrarlanabilir ölçümler sağlamaktadır. Çalışma prensibi olarak AFM (atomik kuvvet mikroskobu)'ye benzemektedirler. Bununla birlikte, eşsiz performansları atomik kuvvet mikroskobundan daha büyük tarama alanı ve daha yönlü çalışma kapasitesi sunmaktadır (Nanomap-LS , Akpınar ve ark. 2015a, Unal ve ark. 2015).

Yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmede kullanılan bazı önemli parametreler bulunmaktadır;

- R_a : Ölçülen tüm yüzey pürüzlülüklerinin aritmetik ortalama yüksekliği olup yüzey pürüzlülüklerinin merkezi çizgiden mutlak sapması olarak tanımlanmaktadır.
- R_q : Yüzey yükseklik dağılımının standart sapmasını gösteren önemli bir parametre olup istatistiksel değerlendirmeler de R_a 'dan daha anlamlı bir parametredir.
- R_p : Merkezi çizgi ile en yüksek tepe arasındaki mesafedir.
- R_v : Merkezi çizgi ile en derin vadi arasındaki mesafedir.
- R_{max} : En yüksek tepe ile en derin vadi arasındaki vertikal mesafedir.
- R_z : Birbirini izleyen beş en yüksek tepe ile beş en derin vadinin ortalamaları arasındaki yükseklik farklılığıdır (Gadelmawla ve ark. 2002).

1.7.3.2 Taramalı Elektron Mikroskobu Analizi (SEM)

Mercekler tarafından çok küçük bir alana odaklanan elektron demetinin örnek yüzeyini taraması esasına dayanmaktadır. Tarama sırasında yüzeye gönderilen yüksek enerjili elektronlar yüzeye etkileştikten sonra düşük enerjili sekonder elektronlara dönüşmektedir. Sekonder elektronlar bir dedektör tarafından noktasal olarak toplanarak yükselticiye aktarılmaktadır. Yükseltici, dedektörden gelen akıma göre her bir noktanın parlaklığını ayarladıktan sonra sinyaller oluşturmaktadır.

Yüzey üzerindeki her bir noktadan sağlanan bu sinyaller ekrandaki ilgili noktaya taşınarak ekran üzerinde görüntüye dönüştürülmektedir (Peter J. Goodhew 2001).

SEM analizi yüzey bileşenleri ve yüzey yapısı hakkında yüksek çözünürlükte nitel bilgi sağlamaktadır. Bununla beraber, çalışma prensibi yüzey dokusunu üç boyutlu olarak görselleştiremediği için sınırlı yüzey topoğrafyası sunmaktadır (Kakaboura ve ark. 2007).

1.8 Amaç

Cam ve polikristalin seramiklerin bağlanma protokolleri ile ilgili yeterince çalışma bulunmasına rağmen seramik rezin kompozitlerin yüzey koşulları ve bağlanma davranışları ile ilgili yeterli bilimsel çalışma yoktur. Bu in vitro çalışmanın amacı seramik rezin kompozit CAD/CAM bloklara uygulanan yüzey işlemlerinin yüzey pürüzlülüğü ve bağlanma dayanımları üzerindeki etkilerini niceliksel ve niteliksel olarak değerlendirmektir.

1.9 Hipotez

Bu çalışmada test edilen boş hipotez (H_0): (1) seramik rezin kompozit CAD/CAM bloklara uygulanan farklı yüzey işlemlerinin yüzey pürüzlülüğünü etkilemeyeceği; (2) seramik rezin kompozit CAD/CAM bloklara uygulanan farklı yüzey işlemlerinin rezin simanın bağlanma dayanımını etkilemeyeceği; (3) silan uygulama işleminin bağlanma dayanımını etkilemeyeceğidir.

2 GEREÇ VE YÖNTEM

Bu araştırma Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Kırıkkale Üniversitesi Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Merkezi, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Selçuk Üniversitesi İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi, Fatih Üniversitesi BiyoNano Teknoloji Araştırma ve Geliştirme Merkezi, Abant İzzet Baysal Üniversitesi Araştırma ve Geliştirme Merkezi laboratuvarlarında gerçekleştirilmiştir.

Çalışmada kullanılan materyallerin kimyasal kompozisyonu, üretici firması ve seri numaraları Çizelge 2.1’de açıklanmıştır.

Çizelge 2.1 Çalışmada kullanılan materyallerin kimyasal kompozisyonu, üretici firması ve seri numaraları

Materyal	Kimyasal Kompozisyon	Üretici Firma	Seri No
Hibrit seramik (Vita Enamic)	% 86 Seramik (SiO ₂ (% 58-63), Al ₂ O ₃ (% 20-23), ZrO ₂ (% <1), diğer oksitler), % 14 Polimer (UDMA, TEGDMA)	Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya	51100
Rezin nano seramik (Lava Ultimate)	% 86 nano seramik (SiO ₂ , ZrO ₂), % 14 rezin	3M ESPE, Seefeld, Almanya	N606702
Dual cure rezin siman (Panavia F 2.0)	Pasta A: MDP, dimetakrilatlar, silanlanmış silika, kamforokinon, katalizör, başlatıcı	Kuraray Medical Inc, Okayama, Japonya	990076
	Pasta B: dimetakrilatlar, silanlanmış baryum cam, sodyum florid, katalizör, hızlandırıcı, pigmentler		980014
	OXYGUARD II: Gliserol, Polietilenglikol, katalizör, hızlandırıcı, boya maddesi		940024
Silan (Clearfil Ceramic Primer)	3-MPS, MDP, etanol	Kuraray Medical Inc, Okayama, Japonya	940008
Hidroflorik asit jeli (Vita Ceramics Etch)	% 5 Hidrofilik asit (% 2.5-10 sülfürik asit, % 2.5-10 hidrojen florid-, % 2.5- 10 etanol)	Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya	37160
Al ₂ O ₃ kum (Korox 50)	% 99.6 Al ₂ O ₃ (50µm)	BEGO, Bremen, Almanya	14361781112
Otopolimerizan şeffaf akrilik rezin (Vertex Orthoplast)	% >95 metilmetakrilat, % <5 etilenglikol dimetilakrilat	Vertex-Dental BV, Zeist, The Hollanda	XW281P11

2.1 Seramik Rezin Kompozit Blokların Kesilmesi

Bu araştırmada 12 x 14 x 18 mm ebatlarındaki Vita Enamic (EM-14) ve 14 x 14 x 18 mm ebatlarındaki Lava Ultimate (14L) bloklarından 5 x 5 x 2 mm ebatlarında seramik rezin kompozit örnekler elde edilmiştir.

Seramik rezin kompozit bloklar Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakóltesi Protetik Diş Tedavisi Araştırma Laboratuvarında bulunan hassas kesme cihazında (Micracut 201; Metkon, Bursa, Türkiye) soğutma sıvısı (Micracool soğutma sıvısı; Metkon, Bursa, Türkiye) ve 0.46 mm kalınlığında elmas disk kullanılarak 3000 devir/dk dönme hızında, 500 mikron/sn yaklaşma hızıyla kesilmiştir (şekil 2.1).



şekil 2.1 Metkon hassas kesme cihazı

Kesim işlemi sonrasında 5 x 5 x 2 mm ebatlarında 248 adet kare şekilli örnek elde edilmiştir. Kesilen örnekler akan su altında çalışan zımparalama cihazında (Minitech 233; Presi, Grenoble, France) 240 grit'lik silikon karbit (SiC) adeziv aşındırıcı diskler (Presi, Grenoble, France) kullanılarak zımparalanmıştır. Daha sonra hazırlanan tüm örnekler distile su içeren, 50 Hz'lik titreşime sahip ultrasonik temizleyicide (Eurosonic Energy, Euronda, Vicenza, Italy) 5 dk bekletilerek temizlenmiştir (şekil 2.2).



Şekil 2.2 Ultrasonik temizleme cihazı

2.2 Örneklerin Kalıba Alınması

Hazırlanan örneklerin akrilik kalıplara gömülmesi için 16 mm çapında 25 mm yüksekliğinde 15 adet silindirik boşluk içeren kestamit kalıp kullanılmıştır (Şekil 2.3). Seramik rezin kompozit örnekler bu boşlukların merkezine yerleştirildikten sonra üretici talimatları doğrultusunda hazırlanmış otopolimerizan şeffaf akrilik rezinle doldurulmuştur.



Şekil 2.3 Örneklerin hazırlanmasında kullanılan kalıp

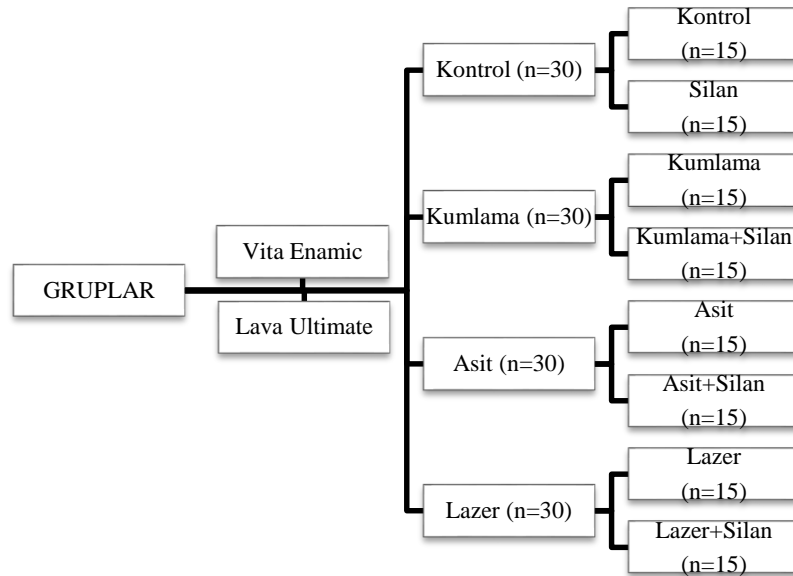
Örnekler kalıptan çıkarıldıktan sonra yüzey işlemleri öncesi pürüzsüz yüzey elde etmek için her bir örneğin açıkta kalan yüzeyi 500 devir/dk dönme hızına sahip zımparalama cihazında (Şekil 2.4) sırasıyla 240-800-1200 grit SiC içeren adeziv aşındırıcı diskler kullanılarak 1 dk boyunca akan su altında düzleştirilmiştir.



Şekil 2.4 Zımparalama cihazı

Çalışmamızda Vita Enamic ve Lava Ultimate materyalleri kullanılarak 248 adet standardizasyonu sağlanmış örnek hazırlanmıştır. Materyal grupları öncelikle kontrol, kuşlama, asit ve lazer grubu olmak üzere, 4 alt gruba (n=31) ayrılmış ve her bir gruba ilgili yüzey işlemi uygulanmıştır. Yüzey pürüzlülükleri ölçüldükten sonra her gruptan ortalama pürüzlülük değerine en yakın birer örnek seçilerek yüzey analizleri için ayrılmıştır. Daha sonra her bir yüzey işlemi grubu (n=30), ortalama pürüzlülük değerleri benzer olacak şekilde tekrar 2 alt gruba ayrılmıştır. Bu aşamada bir gruba silan uygulanmış, diğer gruba ek bir işlem uygulanmamıştır. Böylece kontrol, silan, kuşlama, kuşlama + silan, asit, asit + silan, lazer, lazer + silan olmak üzere 8 yüzey işlemi grubu oluşturulmuştur. Kullanılan materyaller, yüzey işlemi grupları ve örnek sayıları Çizelge 2.2’de verilmiştir.

Çizelge 2.2 Çalışmada kullanılan materyal ve yüzey işlemi grupları ve örnek sayıları



2.3 Seramik Rezin Kompozitlere Uygulanan Yüzey İşlemleri

2.3.1 Kontrol Grubu

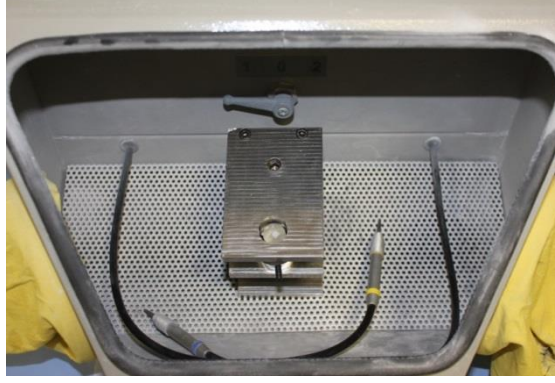
Bu gruptaki örneklerin yüzeyine hiçbir yüzey işlemi uygulanmamıştır.

2.3.2 Silan Grubu

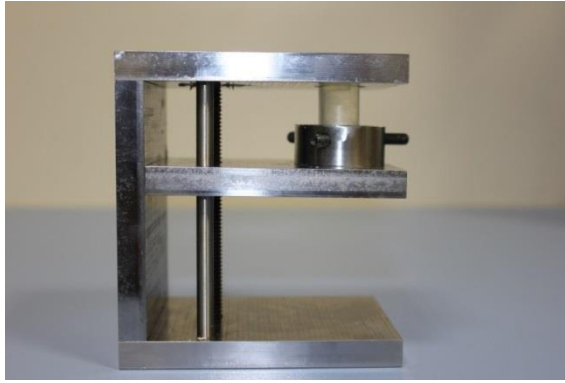
Bu gruptaki örneklerde, silan ajanı olarak Panavia F 2.0 Complete Kit (Kuraray Medical Inc, Okayama, Japonya) içinde yer alan Clearfil Ceramic Primer kullanılmıştır. Silan ajanı örnek yüzeyine temiz bir fırça yardımıyla, tek tabaka uygulandıktan sonra 5 dk beklenilerek yağsız hava ile kurutulmuştur.

2.3.3 Kumlama Grubu

Bu grupta bulunan örnekler Abant İzzet Baysal Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma ve Geliştirme Laboratuvarında bulunan kumlama cihazı (BEGO Easyblast, Bremen, Almanya) ile hazırlanmıştır (Şekil 2.5). Örnek yüzeyi ile püskürtme ucu arasındaki mesafeyi koruyabilmek için özel olarak tasarlanmış tutucu bir aparat kullanılmıştır (Şekil 2.6). Örnek yüzeyleri 2 bar basınç altında, 50 µm'lik Al₂O₃ tozu kullanılarak 10 mm mesafeden 5 sn süreyle kumlanmıştır. Kumlama işlemi sırasında örnekler kumlama aparatına tek tek sabitlenmiş ve tüm yüzey taranacak şekilde farklı yönlerde püskürtme işlemi uygulanmıştır.



Şekil 2.5 Kumlama cihazı



Şekil 2.6 Kumlama aparatı

2.3.4 Kumlama + Silan Grubu

Bu gruptaki örneklere kumlama grubundaki işlemler uygulandıktan sonra silan grubundaki işlemler uygulanmıştır.

2.3.5 Asit Grubu

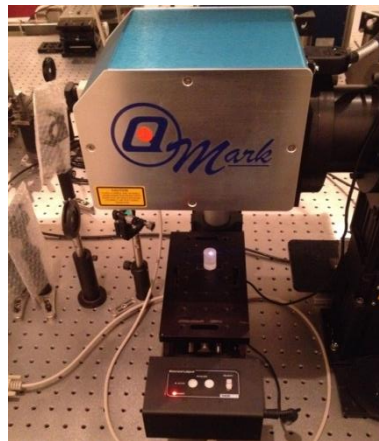
Bu gruptaki örnek yüzeylerine 60 sn boyunca % 5 hidroflorik asit jeli uygulanmıştır. Asitleme işlemi sonrasında örnek yüzeyleri 20 sn su spreyi ile yıkandıktan sonra 20 sn yağsız kuru hava ile kurutulmuştur.

2.3.6 Asit + Silan Grubu

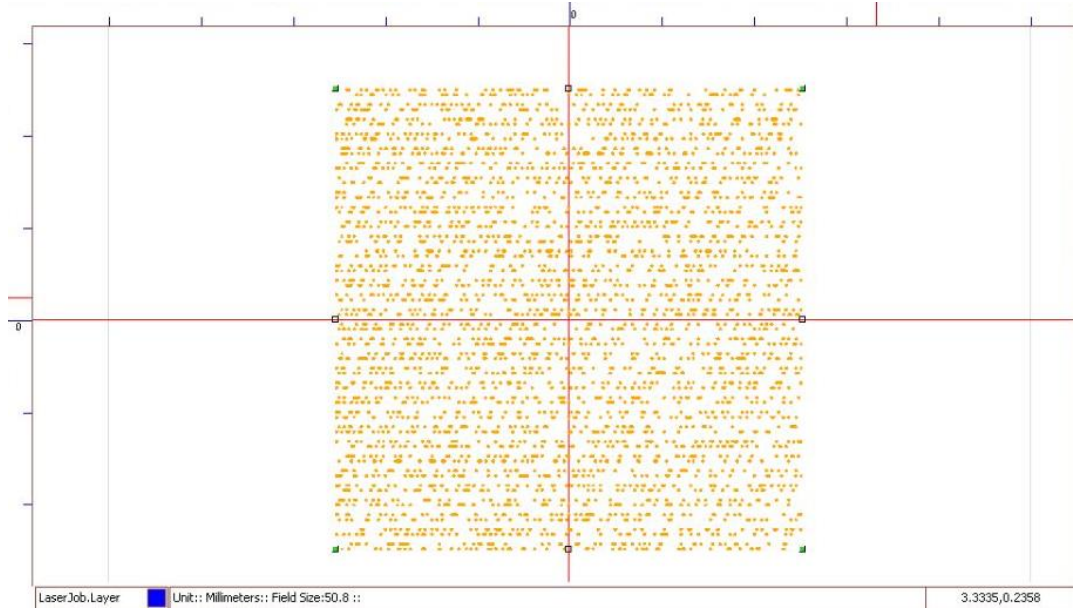
Bu gruptaki örneklere asit grubundaki işlemler uygulandıktan sonra silan grubundaki işlemler uygulanmıştır.

2.3.7 Lazer Grubu

Bu grubu oluşturan örnekler Selçuk Üniversitesi İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi Hızlı Lazer Sistemi Laboratuvarında bulunan Femtosaniye Lazer Sistemi (Quantronix Integra-C-3.5, NY, ABD) ile pürüzlendirilmiştir (Şekil 2.7). Femtosaniye lazerin parametreleri dalga boyu: 800 nm, ortalama güç: 300 mW, tekrarlama frekansı: 1 kHz, atım enerjisi: 0.3 mJ, atım süresi: 90 fs ve enerji yoğunluğu: 10.62 J/cm^2 olacak şekilde ayarlanmıştır. Daha sonra lazer atımları 11 cm odak uzunluğuna sahip f-theta lensten (Q-Mark, Quantronix, NY, ABD) geçirilerek örnek yüzeyine odaklanmıştır. Cihazın yüzey üzerine odaklanmış ışın demetinin çapı yaklaşık 60 μm olup işlem sırasında standart bir pürüzlendirme deseni (Şekil 2.8) kullanılarak her bir örnek yüzeyi yaklaşık 4 dk süreyle pürüzlendirilmiştir. Pürüzlendirme sırasında femtosaniye lazer dairesel atım türü kullanılmıştır.



Şekil 2.7 Femtosaniye lazer cihazı



Şekil 2.8 Femtosaniye lazerde kullanılan pürüzlendirme deseni

2.3.8 Lazer + Silan Grubu

Bu gruptaki örneklere lazer grubundaki işlemler uygulandıktan sonra silan grubundaki işlemler uygulanmıştır.

Yüzey işlemi uygulanan örnek yüzeylerinden artık maddeleri uzaklaştırmak için tüm örnekler distile su içeren 50 kHz'lik titreşime sahip ultrasonik temizleyicide 5 dk bekletilerek temizlenmiştir.

2.4 Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçülmesi

Örneklerin yüzey pürüzlülüğünün ölçülmesinde Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Araştırma Laboratuvarında bulunan profilometre cihazı (Perthometer M2, Mahr, Gottingen, Almanya) kullanılmıştır (Şekil 2.9). Cihazın parametreleri, ölçüm uzunluğu (L_l); 1.75 mm, cut off değeri (λ_c); 0.25, ölçüm sayısı (n); 5 olacak şekilde ayarlanmıştır. Her bir örnek yüzeyinin merkez ve periferini içeren 5 farklı bölgesinden elde edilen Ra değerlerinin (μm) ortalaması alınarak yüzey pürüzlülük değeri hesaplanmıştır. Ölçüm sırasında daha güvenilir

sonuçlar elde edebilmek için örnekler tutucu bir aparata sabitlenmiştir. Ayrıca 2.4 µm Ra değerine sahip bir referans blok kullanılarak her 10 limde bir cihazın kalibrasyonu yapılmıştır.



şekil 2.9 Profilometre cihazı

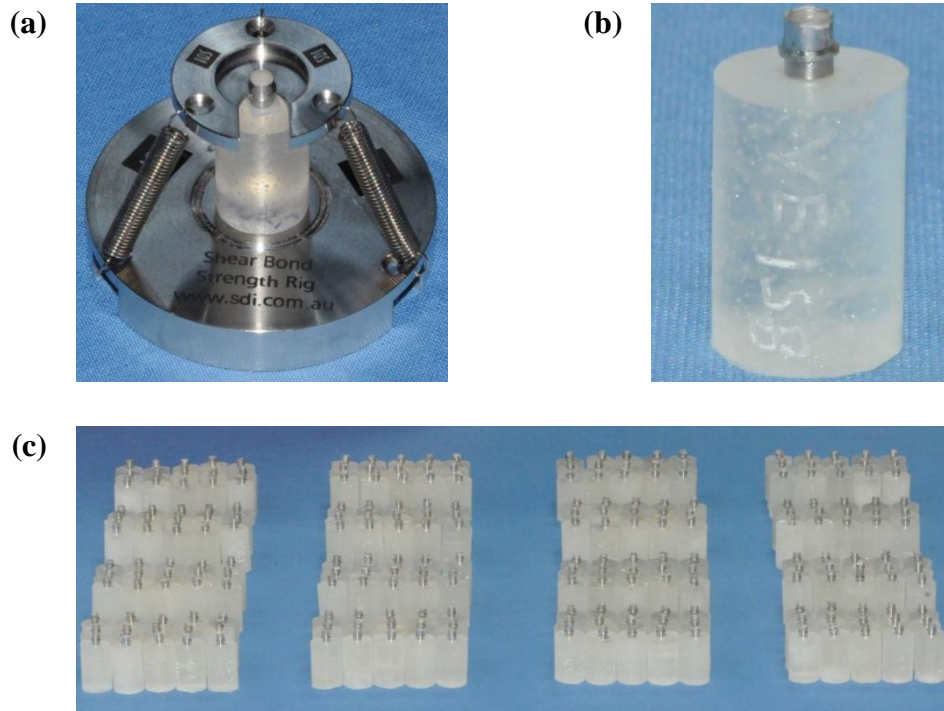
2.5 Rezin Simanın Seramik Rezin Kompozit Yüzeylere Uygulanması

Simantasyon işlemi için Panavia F 2.0 rezin siman (Kuraray, Osaka, Japonya) (şekil 2.10) ve 3,5 mm çapında, 5 mm yksekliginde paslanmaz çelikten yapılmış özel bir metal kalıba sahip, SDI SBS rig test aparatı (SDI Limited, Bayswater, Avustralya) kullanılmıştır. Örnekler SDI SBS rig üzerine yerleştirildikten sonra metal kalıplar  yay tarafından desteklenen sıkıştırma levhası yardımı ile örnek yüzeylerine standart bir pozisyonda tek tek sabitlenmiştir. Böylece metal kalıp içine yerleştirilen simanın ara yüzeyden taşması önlenerek her bir örnek yüzeyinin merkezinde standart bir bağlanma alanı sağlanmıştır.



şekil 2.10 Dual cure rezin siman: Panavia F 2.0 complete kit

Üretici talimatları doğrultusunda karıştırma kağıdı üzerine eşit miktarda konulan Panavia F 2.0 rezin simanın A ve B pastası plastik spatül yardımıyla 20 sn karıştırılmıştır. Daha sonra düşük viskoziteli rezin siman SDI SBS rig kullanılarak seramik yüzeyi üzerinde sabitlenmiş metal kalıp içine aplikatör ve ağız spatülü yardımıyla her biri 1 mm kalınlığında olacak şekilde 4 tabakada doldurulmuştur. Her bir tabakadan sonra 1200 mW/cm² ışık yoğunluğuna sahip polimerizasyon cihazı (Elipar S10, 3 M ESPE, Seefeld, Almanya) ile rezin siman 20 sn polimerize edilmiştir. Son tabakanın polimerize edilmesinden sonra açıkta kalan siman tabakası üzerine oksijen inhibisyon jeli uygulanarak 10 dk beklenmiştir. Süre sonunda örnekler su ile yıkanıp hava ile kurutulduktan sonra bağlantı ara yüzeyi dört taraftan 20'şer sn tekrar polimerize edilmiştir. Hazırlanan örneklerin simantasyon görüntüleri Şekil 2.11'de verilmiştir.

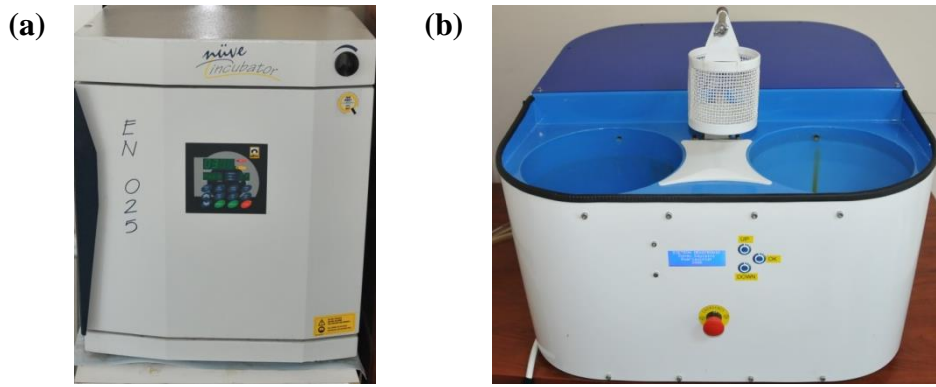


Şekil 2.11 Hazırlanan örneklerin görüntüleri: (a) Hazırlanan bir örneğin SDI SBS Rig test aparatındaki görüntüsü, (b) Test aparatından çıktıktan sonraki görüntüsü, (c) Tüm örneklerin simantasyon sonrası görüntüleri.

2.6 Yapay Yaşlandırma İşlemleri

Yapay yaşlandırma işlemleri Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde bulunan etüv (EN 025, Nüve, Konya, Türkiye) ve termal döngü (Esetron, Ankara, Türkiye) cihazları kullanılarak yapılmıştır (Şekil 2.12).

Yüzeyine SDI SBS rig yardımı ile Panavia F 2.0 rezin siman uygulanan tüm örnekler etüv cihazında 37 °C sıcaklıkta, distile su içinde 24 saat bekletilmiştir. Daha sonra etüv cihazından alınan örneklere termal döngü cihazında 2000 döngü yaptırılarak yapay yaşlandırma işlemleri tamamlanmıştır. Termal döngü işlemi sırasında 5 ± 2 °C ve 55 ± 2 °C sıcaklıklarında distile su içeren banyo tanklarında örneklerin bekleme süresi 30 sn, transfer süresi ise 5 sn olacak şekilde ayarlanmıştır.



Şekil 2.12 Yapay yaşlandırma için kullanılan cihazlar: (a) Etüv, (b) Termal Döngü.

2.7 Makaslama Testinin Uygulanması

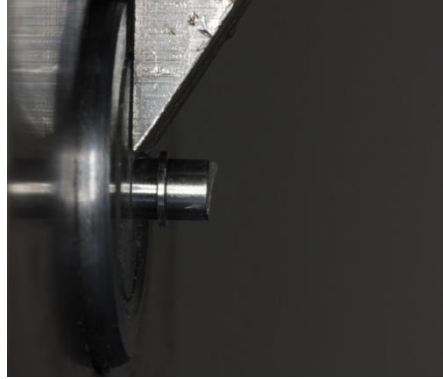
Suda bekletilen ve termal döngü işlemleri tamamlanmış örneklerin seramik rezin kompozit-rezin siman arasındaki bağlanma dayanımı Abant İzzet Baysal Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma ve Geliştirme Laboratuvarında bulunan üniversal test cihazında (Shimadzu AGS-X, Shimadzu Corp., Tokyo, Japonya), ISO TR 11405 kriterleri dikkate alınarak gerçekleştirilmiştir (Şekil 2.13). Seramik rezin kompozit-rezin siman ara yüzeyine paralel olarak yerleştirilen bıçak sırtı şeklindeki metal uç bağlanma ara yüzeyine 0.5 mm/dk hızla kuvvet uygulamıştır (Şekil 2.14). Resin simanın seramik yüzeyinden ayrıldığı andaki maksimum kuvvet değeri Newton (N)

biriminden elde edilmiştir. Daha sonra elde edilen kırılma kuvveti değerleri aşağıdaki formül yardımıyla Megapascal'a (MPa) çevrilmiş ve makaslama bağlanma dayanımı değerleri olarak kaydedilmiştir.

Makaslama Bağ Dayanımı (MPa)= Kırılma Yüğü (N)/Bağlanma Alanı (9,62 mm²)



Şekil 2.13 Üniversal Test Cihazı

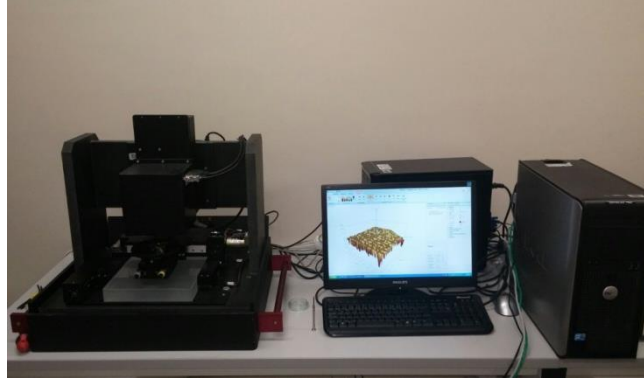


Şekil 2.14 Üniversal Test Cihazına Yerleştirilen Örneklerin Görüntüsü

2.8 YüzeY Analizlerinin Uygulanması

2.8.1 Üç Boyutlu Profilometre Analizi

Örneklerin yüzeY pürüzlülüğü ve morfolojisinin belirlenmesinde Fatih Üniversitesi BiyoNano Teknoloji Araştırma ve Geliştirme Merkezinde bulunan üç boyutlu kontakt profilometre cihazı (Nanomap500LS, AEP Technology, California, ABD) kullanılmıştır (Şekil 2.15). Cihazın parametreleri, dikey aralık; 500 µm, ölçüm uzunluğu; 2 mm, veri çözünürlüğü; 0.1 µm, iğne yük kuvveti; 12 mg, olacak şekilde ayarlanmıştır. Daha sonra kontrol, asit, kumlama ve lazer gruplarında yer alan, yüzeY pürüzlülük değeri ortalama yüzeY pürüzlülük değerine en yakın birer örnek düşük tarama hızında taranmıştır. Elde edilen görüntüler renkli bir ölçek ve grafik yardımı ile yorumlanmıştır.



Şekil 2.15 Üç Boyutlu Profilometre Cihazı

2.8.2 Kırılma Analizi

Makaslama testi sonrası kırılan yüzeYler X40'lık büyütme ayarlanmış stereomikroskopta (NZ.1902-P, Euromex, Arnhem, Hollanda) incelenmiştir (Şekil 2.16). Örneklerin bağlanma başarısızlığı türleri adeziv (seramik ve rezin simanın tam olarak ayrılması), koheziv (seramik rezin kompozitin kendi içinde ayrılması), koheziv (rezin simanın kendi içinde ayrılması), ve karışık (adeziv ve koheziv başarısızlığın birlikte görülmesi) olmak üzere 4 grupta sınıflandırılmıştır. Daha sonra

her bir grupta yer alan kırılma türleri farklı birer örnek stereomikroskop altında, X12'lik büyütmede görüntülenmiştir.



Şekil 2.16 Stereomikroskop Cihazı

2.8.3 SEM Analizi

Simantasyon öncesi yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek amacıyla kontrol, kumlama, asit ve lazer gruplarından birer örnek Kırıkkale Üniversitesi Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Laboratuvarları Elektron Mikroskobu Laboratuvarı bulunan SEM cihazı (JSM-5600 LV, JEOL, Tokyo, Japonya)'nda incelenmiştir (Şekil 2.17). Her bir örnek analiz öncesi altın kaplama cihazı (Polaron SC 500 sputter coater, VG Microtech, East Sussex, İngiltere) kullanarak 20 nm kalınlığında altın-palladyum ile kaplanmıştır. Emisyon gücü 20 kilovolt olan SEM cihazında, X250 ve X1000'lik büyütmelerde örneklerin yüzey pürüzlülüğü görüntüleri kaydedilmiştir.



Şekil 2.17 SEM Cihazı

2.9 İstatistiksel Değerlendirme

Bu çalışmadan elde edilen verilerin istatistiksel değerlendirmeleri anlamlılık düzeyi 0.05 ayarlanmış SPSS 20 (IBM SPSS Statistics 20, SPSS inc., IBM Corp., New York, ABD) istatistik paket programı kullanılarak yapılmıştır.

Yüzey pürüzlülüğü ölçümünden ve makaslama testinden elde edilen verileri değerlendirmede kullanılacak istatistik testlerine karar vermek için, öncelikle grup dağılımlarının normal olup olmadığını belirlememizi sağlayan Kolmogorov-Smirnov testi ($p > 0.05$; normal dağılım şartı) yapılmıştır.

Her bir materyal grubu içindeki yüzey işlemleri gruplarını yüzey pürüzlülük değerleri açısından karşılaştırmak için parametrik one-way ANOVA ile post-hoc tamhane testi kullanılmıştır. Materyal gruplarının yüzey işlemlerini dikkate almaksızın yüzey pürüzlülük değerlerini karşılaştırmak için non-parametrik Mann Whitney U testi, yüzey işlemlerine göre karşılaştırmak için bağımsız örneklem t-testi kullanılmıştır.

Her bir materyal grubu içindeki yüzey işlemleri gruplarını bağlanma dayanımı değerleri açısından çoklu olarak karşılaştırmak için non-parametrik Kruskal-Wallis testi, ikili olarak karşılaştırmak için ise Mann Whitney U ve bağımsız örneklem t-testi kullanılmıştır.

Grupların yüzey pürüzlülük değerleri ile makaslama bağlanma dayanımı değerleri arasında bir ilişki olup olmadığını değerlendirmek için ise Spearman korelasyon analizi uygulanmıştır.

3 BULGULAR

3.1 Yüzey Pürüzlülük Bulguları

Yüzey işlemleri sonrası örneklerin yüzey pürüzlülük değerleri (Ra), kontak profilometre cihazı ile mikrometre (μm) biriminde ölçülmüştür ve SPSS istatistik paket programına kaydedilmiştir.

Yüzey işlemleri grupları dikkate alınmaksızın materyallerin yüzey pürüzlülük değerleri karşılaştırıldığında, gruplarda normal dağılım gözlemlenmediği için non parametrik Mann Whitney U testi yapılmış ve materyaller arasında anlamlı farklılık bulunamamıştır ($p=0.344$).

Her bir materyale ait yüzey işlemleri grupları çoklu olarak karşılaştırıldığında, gruplarda normal dağılım gözlemlendiği için tek yönlü ANOVA testi yapılmıştır. Her iki materyalde de yüzey işlemleri grupları arasında anlamlı farklılık bulunmuştur (sırasıyla, $p=0,000$ ve $p=0,000$). Gruplar ikili olarak karşılaştırıldığında ise, grupların varyans dağılımı homojen bulunmadığı için (Levene istatistik testi, $p=0.000$) Tamhane post-hoc testi uygulanmıştır. Her iki materyalde de lazer grupları (D) en yüksek yüzey pürüzlülük değerlerini sergilemiş olup, bu grupları büyükten küçüğe doğru sırasıyla kumlama (B), asit (C) ve kontrol (A) grupları izlemiştir (Çizelge 3.1 ve Çizelge 3.2).

Çizelge 3.1 Vita Enamic materyaline ait yüzey işlemleri gruplarının yüzey pürüzlülük değerlerini gösteren tanımlayıcı istatistik ve sonuçları

Materyal	Yüzey İşlemi	n	Ort	SS	Min	Maks	p*	p**
Vita Enamic	Kontrol	30	0.071	0.020	0.033	0.120	0.000	A
	Kumlama	30	1.769	0.151	1.535	2.039		B
	Asit	30	0.651	0.050	0.545	0.751		C
	Lazer	30	6.879	0.711	5.616	8.218		D

* Tek yönlü ANOVA testi

** Post-hoc tamhane testi

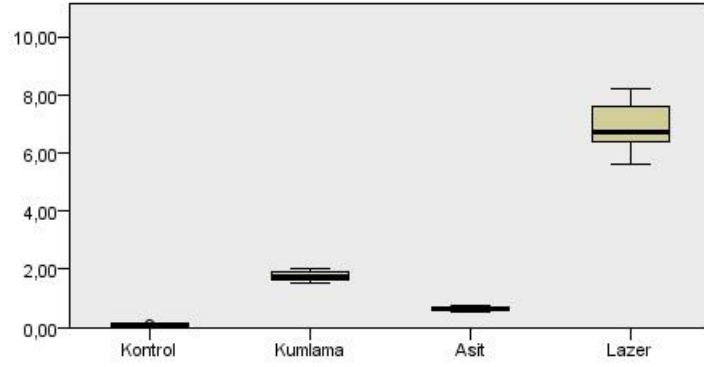
Çizelge 3.2 Lava Ultimate materyaline ait yüzey işlemi gruplarının yüzey pürüzlülük değerlerini gösteren tanımlayıcı istatistik ve sonuçları

Materyal	Yüzey İşlemi	n	Ort	SS	Min	Maks	p*	p**
Lava Ultimate	Kontrol	30	0,049	0,016	0,022	0,079	0,000	A
	Kumlama	30	2,002	0,186	1,700	2,378		B
	Asit	30	0,150	0,022	0,114	0,189		C
	Lazer	30	6,652	0,832	5,285	8,326		D

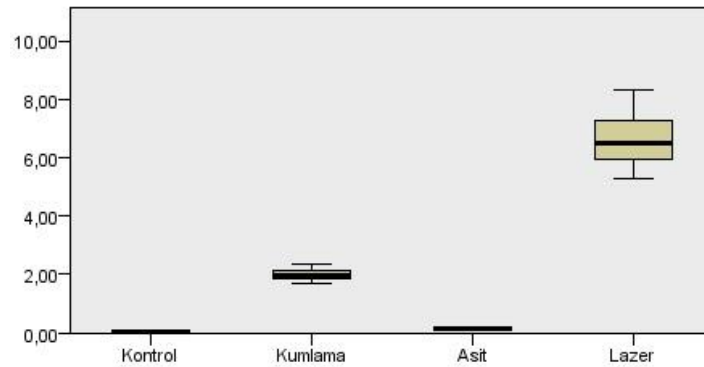
* Tek yönlü ANOVA testi

** Post-hoc tamhane testi

Her bir materyale ait yüzey işlemi gruplarının yüzey pürüzlülük değerlerini gösteren grafik Şekil 3.1 ve 3.2’de gösterilmiştir.



Şekil 3.1 Vita Enamic materyaline ait yüzey işlem gruplarının yüzey pürüzlülük değerlerini gösteren saplı kutu grafiği



Şekil 3.2 Lava Ultimate materyaline ait yüzey işlem gruplarının yüzey pürüzlülük değerlerini gösteren saplı kutu grafiği

Yüzey işlemleri gruplarına göre materyallerin yüzey pürüzlülük değerleri karşılaştırıldığında, gruplarda normal dağılım gözlemlendiği için parametrik bağımsız örneklem t-testi yapılmıştır (Çizelge 3.3). Vita Enamic materyaline ait kontrol ve asit grubu Lava Ultimate materyaline ait kontrol ve asit grubundan (sırasıyla, $p=0.000$ ve $p=0.000$), Lava Ultimate materyaline ait kumlama grubu ise Vita Enamic materyaline ait kumlama grubundan anlamlı derecede yüksek yüzey pürüzlülük değerleri sergilemiştir ($p=0.000$). Her iki materyale ait lazer grupları arasında ise anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir ($p=0.262$).

Çizelge 3.3 Yüzey işlemine göre materyallerin yüzey pürüzlülük değerlerini gösteren tanımlayıcı istatistik ve sonuçları

Yüzey İşlemi	Materyal	n	Ort	SS	Min	Maks	p
Kontrol	Vita Enamic	30	0.071	0.020	0.033	0.120	0.000
	Lava Ultimate	30	0.049	0.016	0.022	0.079	
Kumlama	Vita Enamic	30	1.769	0.151	1.535	2.039	0.000
	Lava Ultimate	30	2.002	0.186	1.700	2.378	
Asit	Vita Enamic	30	0.651	0.050	0.545	0.751	0.000
	Lava Ultimate	30	0.150	0.022	0.114	0.189	
Lazer	Vita Enamic	30	6.879	0.711	5.616	8.218	0.262
	Lava Ultimate	30	6.652	0.832	5.285	8.326	

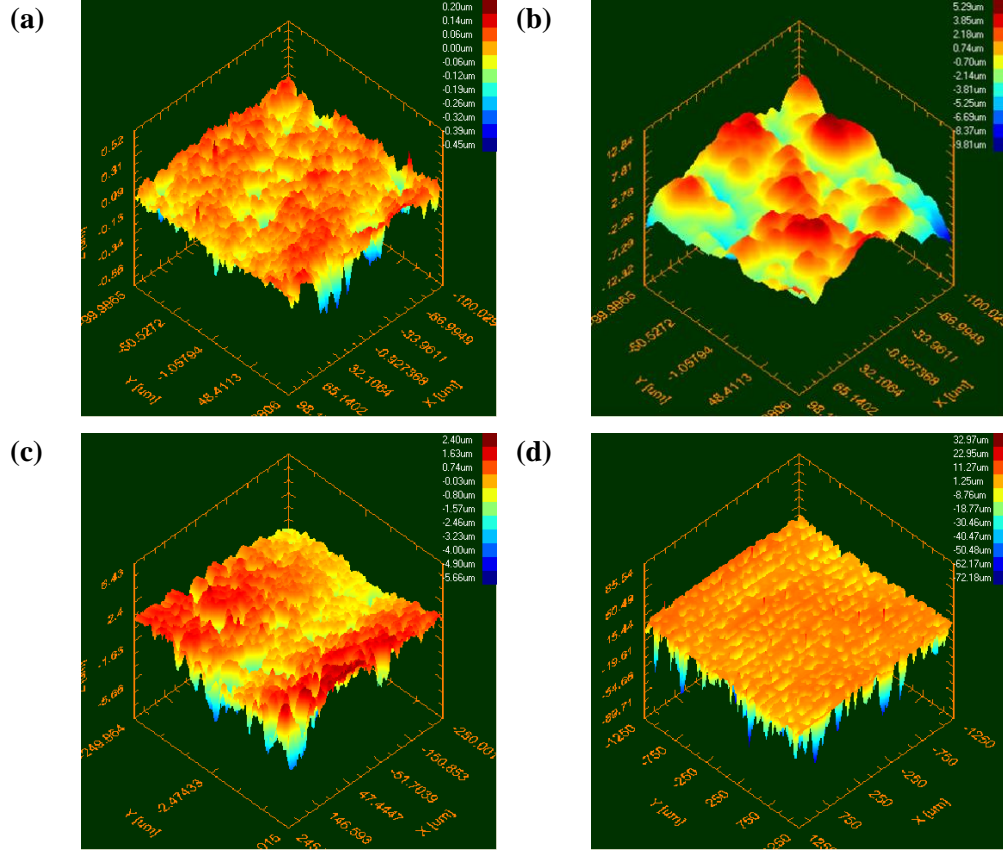
* Bağımsız örneklem t testi

3.2 Üç Boyutlu Profilometre Analizi Bulguları

Kontrol, asit, kuşlama ve lazer yüzey işlemleri gruplarından, yüzey pürüzlülük değeri ortalama yüzey pürüzlülük değeri en yakın birer örnek seçilmiştir. Daha sonra bu örneklerin yüzeyi üç boyutlu profilometre cihazı ile 200X200 µm'lik alanda (lazer grupları 2000X2000 µm) incelenerek her bir örneğin yüzey topoğrafyası çıkarılmıştır. Bu görüntülerde yer alan her bir renk farklı bir değeri ifade ederken renkli ölçekte yer alan negatif değerler çukur alanları, pozitif değerler ise tepeleri ifade etmektedir.

Vita Enamic materyaline ait yüzey işlemleri gruplarının 3D profilometre görüntüleri Şekil 3.3'te, tepe yüksekliği ve çukur derinlikleri ise Çizelge 3.4'te gösterilmiştir. Vita Enamic için kontrol grubu düzensiz tepe ve vadilere sahip düz bir yüzey yapısı sergilemiştir (Şekil 3.3a). Kuşlama grubu düzensiz ve geniş, tepe ve vadilere sahip pürüzlü yüzeyler oluşturmuştur (Şekil 3.3b). Asit grubu çok sayıda girinti-çıkıntı içeren yüzey topoğrafyası sergilemiştir (Şekil 3.3c). Lazer grubu ise düz tepeler ile derin paralel çukurlar içeren yüzey topoğrafyası oluşturmuştur (Şekil 3.3d).

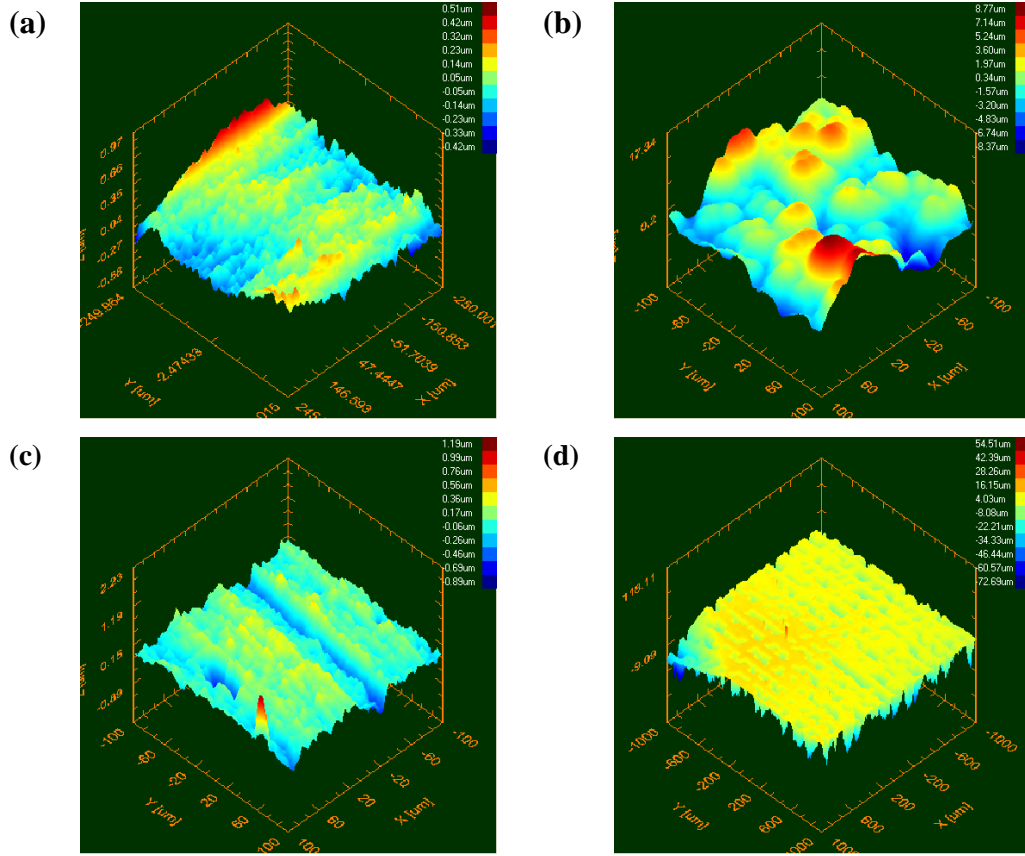
Lava Ultimate materyaline ait yüzey işlemleri gruplarının 3D profilometre görüntüleri Şekil 3.4'te, tepe yüksekliği ve çukur derinlikleri ise Çizelge 3.5'te gösterilmiştir. Lava Ultimate için kontrol grubu Vita Enamic materyalinden daha az pürüzlü ve düz bir yüzey yapısı sergilemiştir (Şekil 3.4a). Kuşlama grubu düzensiz ve geniş tepe ve vadilere sahip, Vita Enamic materyalinden daha pürüzlü yüzeyler oluşturmuştur (Şekil 3.4b). Asit grubu Vita Enamic materyalinden çok daha az girinti-çıkıntı içeren daha pürüzsüz bir yüzey topoğrafyası sergilemiştir (Şekil 3.4c) Lazer grubu Vita Enamic materyali ile benzer yüzey topoğrafyası oluşturmuştur (Şekil 3.4d).



Şekil 3.3 Vita Enamic yüzeyine ait 3D profilometre görüntüleri:
(a) kontrol, (b) kuşlama, (c) asit, (d) lazer.

Çizelge 3.4 Yüzey işleme uygulanmış Vita Enamic yüzeylerindeki tepe yükseklikleri ve çukur derinlikleri

Materyal	Tepe Yüksekliği (µm)		Çukur Derinliği (µm)		
	En Düşük	En Yüksek	En Düşük	En Yüksek	
Vita Enamic	Kontrol	0	0.2	0.06	0.45
	Kuşlama	0.74	5.29	0.70	9.81
	Asit	0.74	2.40	0.03	5.66
	Lazer	1.25	32.97	8.76	72.18



Şekil 3.4 Lava Ultimate yüzeyine ait 3D profilometre görüntüleri:
(a) kontrol, (b) kumlama, (c) asit, (d) lazer.

Çizelge 3.5 Yüzey işlemi uygulanmış Lava Ultimate yüzeylerindeki tepe yükseklikleri ve çukur derinlikleri

Materyal	Tepe Yüksekliği (μm)		Çukur Derinliği (μm)	
	En Düşük	En Yüksek	En Düşük	En Yüksek
Kontrol	0.05	0.51	0.05	0.42
Kumlama	0.34	8.77	1.57	8.37
Asit	0.17	1.19	0.06	0.89
Lazer	4.03	54.51	8.08	72.69

3.3 SEM Analizi Bulguları

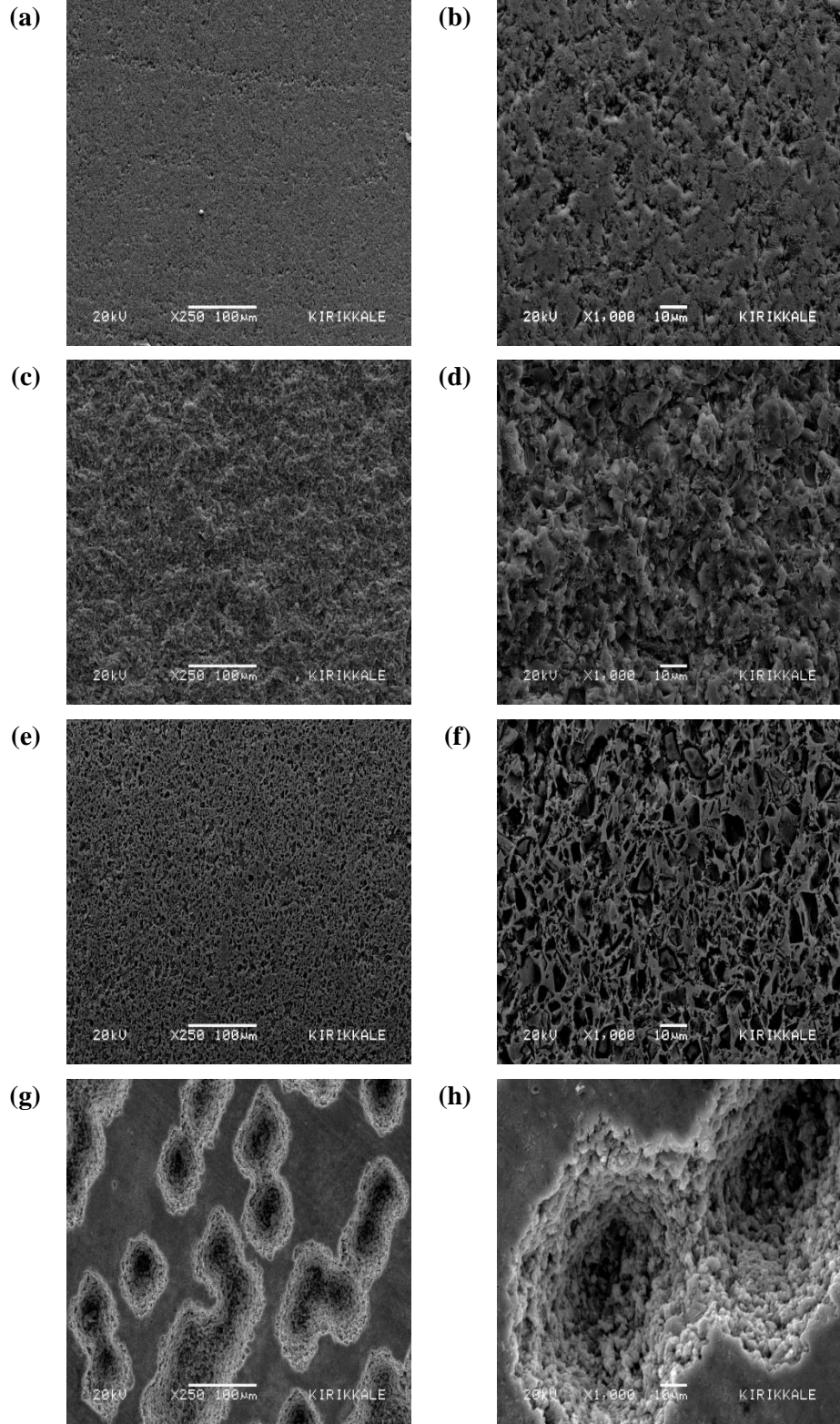
Yüzey analizi için her gruptan seçilen birer örnek üç boyutlu profilometre cihazında incelendikten sonra X250 ve X1000'lik büyütmelemlerde SEM cihazında tekrar incelenmiştir. SEM analizi sonucunda yüzey işlemleri uygulanan Vita Enamic ve Lava Ultimate materyallerinin yüzeylerinde mikro yapısal değişiklikler gözlemlenirken, herhangi bir kırık ya da çatlığa rastlanmamıştır.

Vita Enamic materyaline ait kontrol grubunda hiçbir yüzey işlemi uygulanmadığı için hafif mikro gözenekli, düz bir yüzey yapısı gözlemlenirken, polimer faz koyu gri alanlar, seramik faz ise açık gri alanlar olarak gözlenmiştir (Şekil 3.5a ve 3.5b). Lava Ultimate materyaline ait kontrol grubunda ise daha küçük mikro gözenekli, düz ve homojen bir yüzey yapısı gözlemlenmiştir (Şekil 3.6a ve 3.6b).

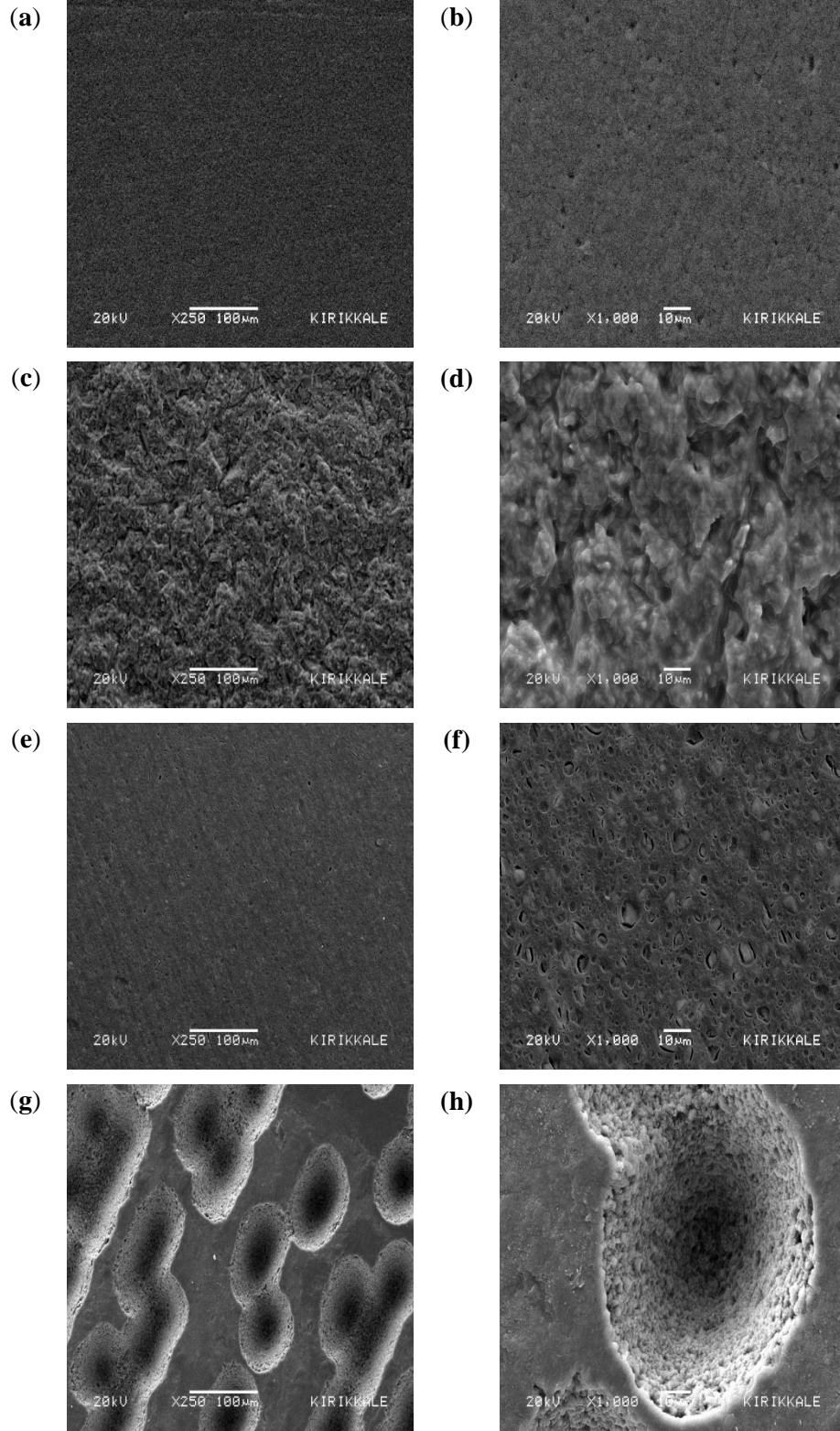
Vita Enamic materyaline ait kumlama grubunda yarı ve çukurlar içeren belirgin yükseklik ve alçaklıkta kraterimsi alanlar görülmüştür (Şekil 3.5c ve 3.5d). Lava Ultimate materyaline ait kumlama grubunda ise daha belirsiz kraterimsi alanlar gözlenmiştir (Şekil 3.6c ve 3.6d).

Vita Enamic materyaline ait asit grubunda düzensiz ve rasgele dağılmış çok sayıda boşluk ve mikro gözenek gözlenirken, hidroflorik asitin seramik fazı kısmen çözerek mikromekanik tutuculuğa uygun yüzey pürüzlülük morfolojisi sağladığı görülmüştür (Şekil 3.5e ve 3.5f). Lava Ultimate materyaline ait asit grubunda ise hidroflorik asit seramik fazı aşırı çözmeksizin düzensiz ve rasgele dağılmış daha küçük boşluk ve mikro gözenekler oluşturmuştur (Şekil 3.6e ve 3.6f).

Vita Enamic ve Lava Ultimate materyallerine ait lazer gruplarında, pürüzlendirme desenindeki morfolojiye uygun olarak dağılmış düz tepeler ve derin çukurlar görülmüştür. Bununla birlikte, Lava Ultimate materyaline ait lazer grubunda pürüzlendirilmiş alanların daha ince grenli partiküllerden oluştuğu gözlenmiştir (Şekil 3.5g ve 3.5h, Şekil 3.6g ve 3.6h).



Şekil 3.5 Vita Enamic yüzeyine ait SEM görüntüleri: **(a)** kontrol (X250), **(b)** kontrol (X1000), **(c)** kumlama (X250), **(d)** kumlama (X1000), **(e)** asit (X250), **(f)** asit (X1000), **(g)** lazer (X250), **(h)** lazer (X1000).



Şekil 3.6 Lava Ultimate yüzeyine ait SEM görüntüleri: **(a)** kontrol (X250), **(b)** kontrol (X1000), **(c)** kumlama (X250), **(d)** kumlama (X1000), **(e)** asit (X250), **(f)** asit (X1000), **(g)** lazer (X250), **(h)** lazer (X1000).

3.4 Bağlanma Dayanımı Bulguları

Rezin simanın farklı yüzey işlemleri uygulanmış materyal yüzeylerinden ayrıldığı andaki maksimum kuvvet değerleri makaslama testi kullanılarak Newton (N) biriminde ölçülmüştür. Daha sonra elde edilen kırılma kuvveti değerleri rezin simanın bağlanma alanı olan 9,62 mm²'ye bölünerek MPa birimine çevrilmiştir. Yapay yaşlandırma işlemleri sırasında bağlanma başarısızlığı gözlemlenen örneklerin makaslama bağlanma dayanımı değerleri 0 Mpa olarak kabul edilmiştir.

Yüzey işlemleri grupları dikkate alınmaksızın materyallerin bağlanma dayanımı değerleri karşılaştırıldığında, gruplarda normal dağılım gözlemlenmediği için non parametrik Mann Whitney U testi yapılmıştır. Vita Enamic materyaline ait bağlanma dayanımı değerleri Lava Ultimate materyalinden anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (p=0.000).

Her bir materyale ait silan uygulanmış ve uygulanmamış yüzey işlemleri gruplarının bağlanma dayanımı değerleri karşılaştırıldığında, gruplarda normal dağılım gözlemlenmediği için non parametrik Mann Whitney U testi yapılmıştır. Vita Enamic materyaline ait silan uygulanmış gruplar uygulanmamış gruplardan anlamlı derecede yüksek bulunmuş (p=0.000), Lava Ultimate için anlamlı farklılık gözlemlenmemiştir (p=0.140).

Her bir materyale ait yüzey işlemleri grupları çoklu olarak karşılaştırıldığında, gruplarda normal dağılım gözlemlenmediği için non-parametrik Kruskal-Wallis testi yapılmıştır. Her iki materyalde de yüzey işlemleri grupları arasında anlamlı farklılık bulunmuştur (sırasıyla, p=0.000 ve p=0.000). Gruplar ikili olarak karşılaştırıldığında ise, kontrol, silan ve lazer+silan gruplarında normal dağılım gözlemlenmediği için non-parametrik Mann Whitney U testi, diğer yüzey işlemleri gruplarında normal dağılım gözlemlendiği için bağımsız örneklem t testi yapılmıştır. Vita Enamic materyali için kontrol grubu hariç (p>0.05) belirli bir yüzey işleminin silan uygulanmış grubu, silan uygulanmamış grubundan anlamlı derecede yüksek bağlanma dayanımı değeri sergilemiştir (sırasıyla, p=0.000, p=0.000 ve p=0.000). Bununla beraber lazer+silan ve asit+silan grupları (D) kumlama+silan grubundan (C), kumlama+silan grubu ise kumlama, asit ve lazer gruplarından (B) anlamlı derecede yüksek bağlanma dayanımı

değeri sergilemiştir. Kontrol ve silan grupları (A) arasında ise anlamlı farklılık gözlemlenmemiştir (Çizelge 3.6).

Çizelge 3.6 Vita Enamic materyaline ait yüzey işlemlerinin bağlanma dayanımı değerlerini (MPa) gösteren tanımlayıcı istatistik ve sonuçları

Materyal	Yüzey İşlemi	n	Ort	SS	Min	Maks	P*	P**
Vita Enamic	Kontrol	15	0.086	0.024	0.000	0.651	0.000	A
	Silan	15	0.402	0.152	0.000	1.789		A
	Kumlama	15	11.249	4.742	3.242	18.430		B
	Kumlama+Silan	15	19.137	3.877	11.597	25.359		C
	Asit	15	10.480	4.301	4.937	18.405		B
	Asit+Silan	15	23.249	5.859	14.020	32.640		D
	Lazer	15	12.790	3.965	3.377	19.324		B
	Lazer+Silan	15	24.817	7.305	9.063	35.302		D

* Kruskal-Wallis testi

** Bağımsız örneklem t-testi ve Mann Whitney U Testi

Lava Ultimate materyali için ise lazer grubu hariç ($p=0.003$) belirli bir yüzey işleminin silan uygulanmış grubu ile uygulanmamış grubu arasında anlamlı farklılık gözlemlenmemiştir ($p>0.05$). Bununla beraber lazer+silan grubu (D), asit, asit+silan ve lazer gruplarından (C), bu gruplar ise kumlama ve kumlama+silan gruplarından (B) anlamlı derecede yüksek bağlanma dayanımı değeri sergilemiştir. Kontrol ve silan grupları (A) arasında ise anlamlı farklılık gözlemlenmemiştir (Çizelge 3.7).

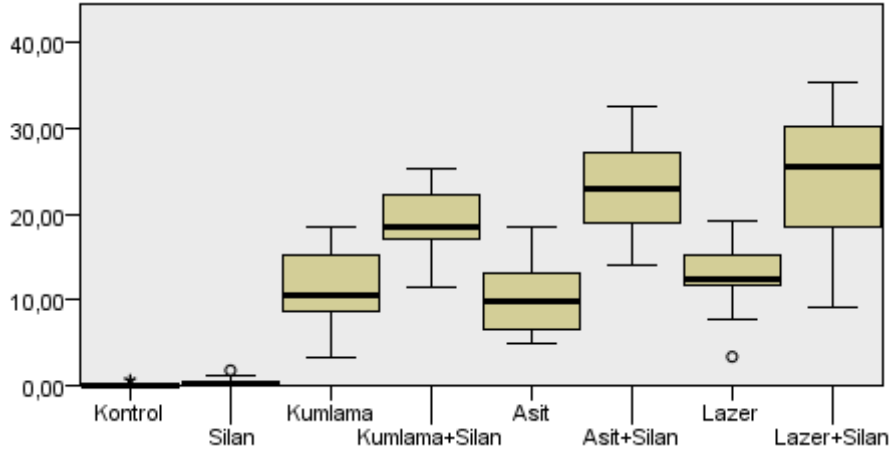
Çizelge 3.7 Lava Ultimate materyaline ait yüzey işlemlerinin bağlanma dayanımı değerlerini (MPa) gösteren tanımlayıcı istatistik ve sonuçları

Materyal	Yüzey İşlemi	n	Ort	SS	Min	Maks	P*	P**
Lava Ultimate	Kontrol	15	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	A
	Silan	15	0.107	0.031	0.000	0.505		A
	Kumlama	15	6.380	2.151	2.661	10.633		B
	Kumlama+Silan	15	6.796	2.529	2.623	12.042		B
	Asit	15	11.820	2.849	7.960	17.444		C
	Asit+Silan	15	13.342	3.250	9.115	20.240		C
	Lazer	15	11.596	3.778	5.749	18.038		C
	Lazer+Silan	15	17.095	6.456	4.262	31.488		D

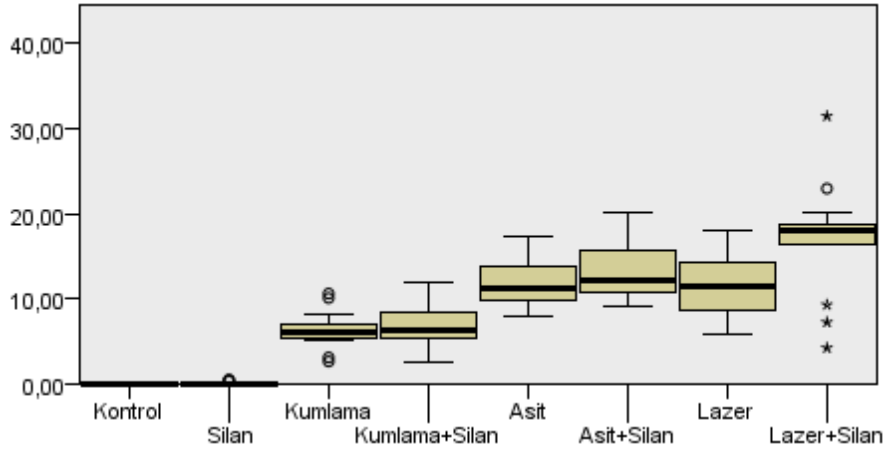
** Kruskal-Wallis testi

** Bağımsız örneklem t-testi ve Mann Whitney U Testi

Her bir materyale ait yüzey işleme gruplarının bağlanma dayanım değerlerini gösteren grafik Şekil 3.7 ve 3.8’de gösterilmiştir.



Şekil 3.7 Vita Enamic materyaline ait yüzey işleme gruplarının bağlanma dayanımı değerlerini gösteren saplı kutu grafiği



Şekil 3.8 Lava Ultimate materyaline ait yüzey işleme gruplarının bağlanma dayanımı değerlerini gösteren saplı kutu grafiği

Yüzey işlemleri gruplarına göre materyallerin bağlanma dayanımı değerleri karşılaştırıldığında, kontrol, silan ve lazer+silan gruplarında normal dağılım gözlemlenmediği için non-parametrik Mann Whitney U testi, diğer yüzey işlem gruplarında normal dağılım gözlemlendiği için bağımsız örneklem t testi yapılmıştır (Çizelge 3.8). Vita Enamic materyaline ait kumlama, kumlama + silan, asit + silan ve lazer+ silan grupları Lava Ultimate materyaline ait kumlama, kumlama + silan, asit + silan ve lazer+ silan gruplarından anlamlı derecede yüksek bağlanma dayanımı değerleri sergilemiştir (sırasıyla, p=0.002, p=0.000, p=0.000, ve p=0.005). Her iki materyale ait diğer gruplar arasında ise anlamlı farklılık gözlenmemiştir (p>0.05).

Çizelge 3.8 Yüzey işlemleri gruplarına göre her iki materyalin bağlanma dayanımı değerlerini gösteren tanımlayıcı istatistik ve sonuçları

Yüzey İşlemi	Materyal	n	Ort	SS	Min	Maks	p
Kontrol	Vita Enamic	15	0.086	0.024	0.000	0.651	0.367*
	Lava Ultimate	15	0.000	0.000	0.000	0.000	
Silan	Vita Enamic	15	0.402	0.152	0.000	1.789	0.137*
	Lava Ultimate	15	0.107	0.031	0.000	0.505	
Kumlama	Vita Enamic	15	11.249	4.742	3.242	18.430	0.002**
	Lava Ultimate	15	6.380	2.151	2.661	10.633	
Kumlama+Silan	Vita Enamic	15	19.137	3.877	11.597	25.359	0.000**
	Lava Ultimate	15	6.796	2.529	2.623	12.042	
Asit	Vita Enamic	15	10.480	4.301	4.937	18.405	0.323**
	Lava Ultimate	15	11.820	2.849	7.960	17.444	
Asit+Silan	Vita Enamic	15	23.249	5.859	14.020	32.640	0.000**
	Lava Ultimate	15	13.342	3.250	9.115	20.240	
Lazer	Vita Enamic	15	12.790	3.965	3.377	19.324	0.406**
	Lava Ultimate	15	11.596	3.778	5.749	18.038	
Lazer+Silan	Vita Enamic	15	24.817	7.305	9.063	35.302	0.005*
	Lava Ultimate	15	17.095	6.456	4.262	31.488	

* Mann-Whitney U Testi

** Bağımsız örneklem t-testi

3.5 Kırılma Analizi Bulguları

Makaslama testi sonrasında örnekler X40'lık büyütmedeki stereomikroskopta incelenerek her bir materyale ait yüzey işlemleri gruplarının kırılma türleri belirlenmiştir (Çizelge 3.9 ve 3.10).

Çizelge 3.9 Vita Enamic materyaline ait yüzey işlemleri gruplarının kırılma analizi bulguları

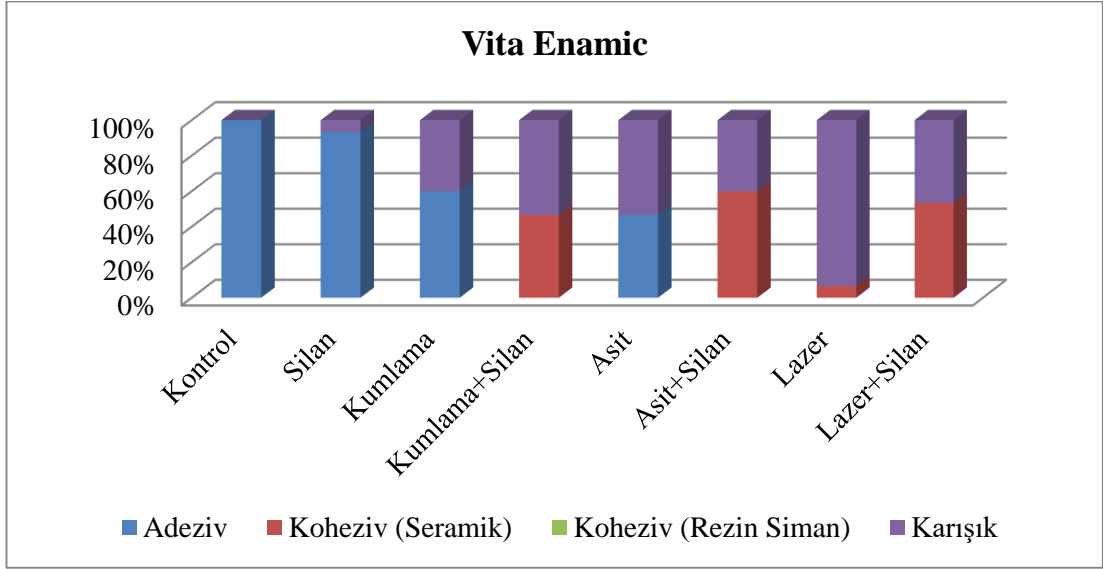
Materyal	Yüzey İşlemi	n	Adeziv	Koheziv (Seramik Rezin Kompozit)	Koheziv (Rezin Siman)	Karışık
Vita Enamic	Kontrol	15	15	0	0	0
	Silan	15	14	0	0	1
	Kumlama	15	9	0	0	6
	Kumlama+Silan	15	0	7	0	8
	Asit	15	7	0	0	8
	Asit+Silan	15	0	9	0	6
	Lazer	15	0	1	0	14
	Lazer+Silan	15	0	8	0	7

Çizelge 3.10 Lava Ultimate materyaline ait yüzey işlemleri gruplarının kırılma analizi bulguları

Materyal	Yüzey İşlemi	n	Adeziv	Koheziv (Seramik Rezin Kompozit)	Koheziv (Rezin Siman)	Karışık
Lava Ultimate	Kontrol	15	15	0	0	0
	Silan	15	15	0	0	0
	Kumlama	15	13	0	0	2
	Kumlama+Silan	15	15	0	0	0
	Asit	15	12	0	0	3
	Asit+Silan	15	15	0	0	0
	Lazer	15	0	0	0	15
	Lazer+Silan	15	0	2	0	13

Vita Enamic materyaline ait kırılan örnekler incelendiğinde, kontrol grubunda tamamen adeziv, silan ve kumlama gruplarında çoğunlukla adeziv, asit+silan ve

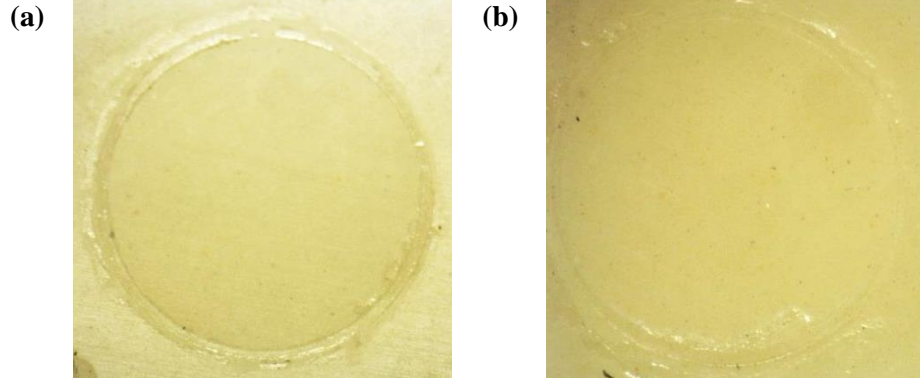
lazer+silan gruplarında çoğunlukla koheziv, kumlama+silan, asit ve lazer gruplarında çoğunlukla karışık kırılma türleri gözlemlenmiştir (Şekil 3.9). Vita Enamic materyalinin her bir yüzey işlemi grubunda gözlemlenen farklı kırılma türleri birer örnek ile gösterilmiştir (Şekil 3.10- 3.17).



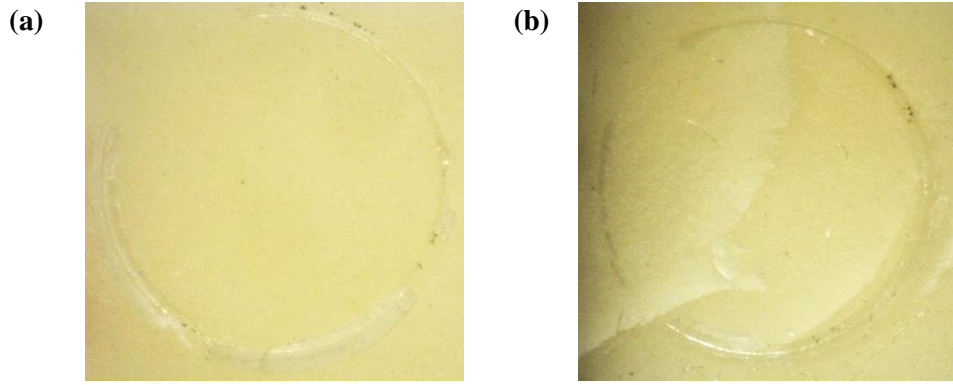
Şekil 3.9 Vita Enamic materyaline ait kırılma türlerinin gruplara göre dağılımı



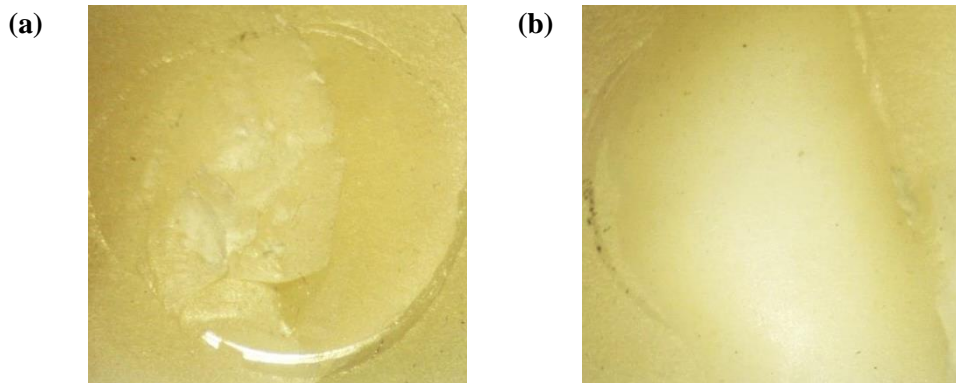
Şekil 3.10 Vita Enamic materyaline ait kontrol grubunun adeziv kırılma türü



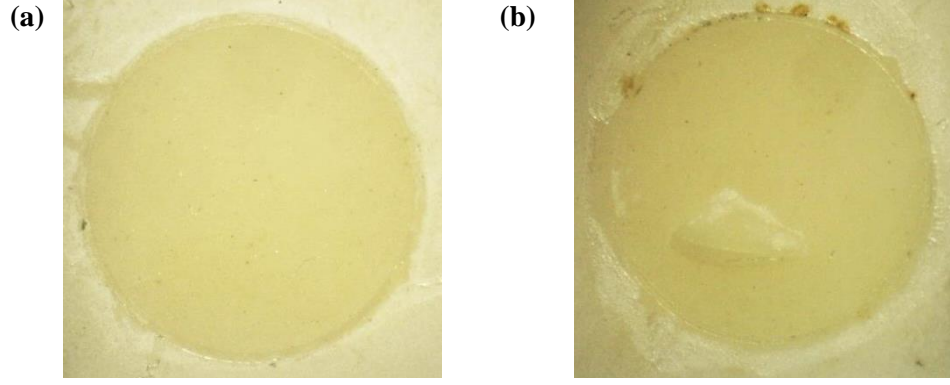
Şekil 3.11 Vita Enamic materyaline ait silan grubunun kırılma türleri:
(a) adeziv, **(b)** karışık.



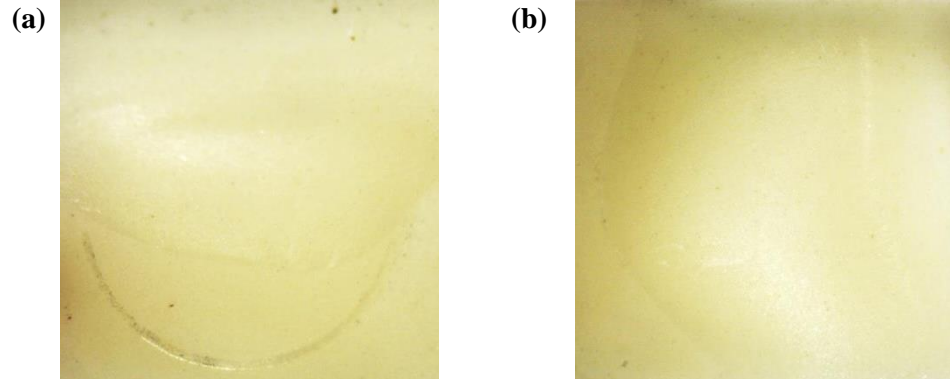
Şekil 3.12 Vita Enamic materyaline ait kumlama grubunun kırılma türleri:
(a) adeziv, **(b)** karışık.



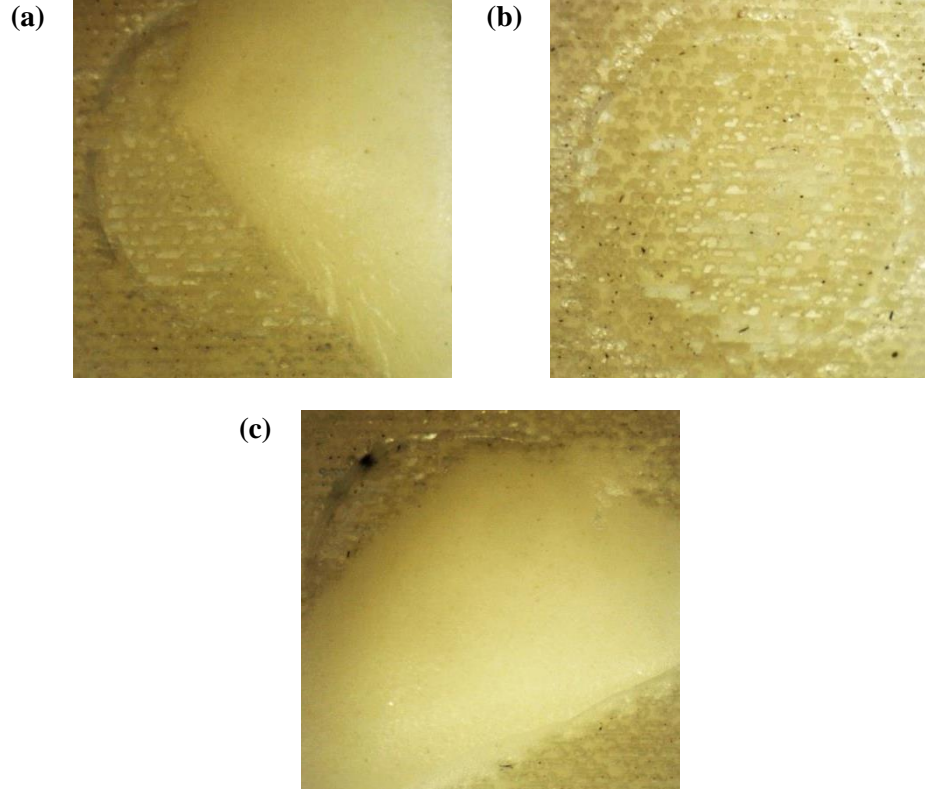
Şekil 3.13 Vita Enamic materyaline ait kumlama+silan grubunun kırılma türleri:
(a) karışık, **(b)** koheziv.



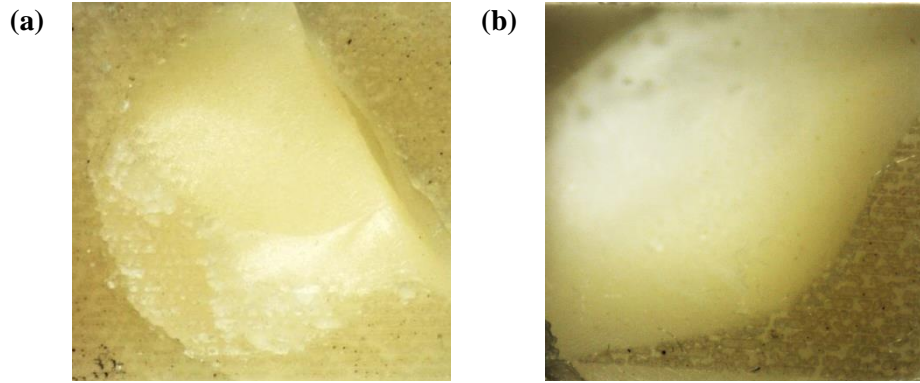
Şekil 3.14 Vita Enamic materyaline ait asit grubunun kırılma türleri:
(a) adeziv, (b) karışık.



Şekil 3.15 Vita Enamic materyaline ait asit+silan grubunun kırılma türleri:
(a) karışık, (b) koheziv.

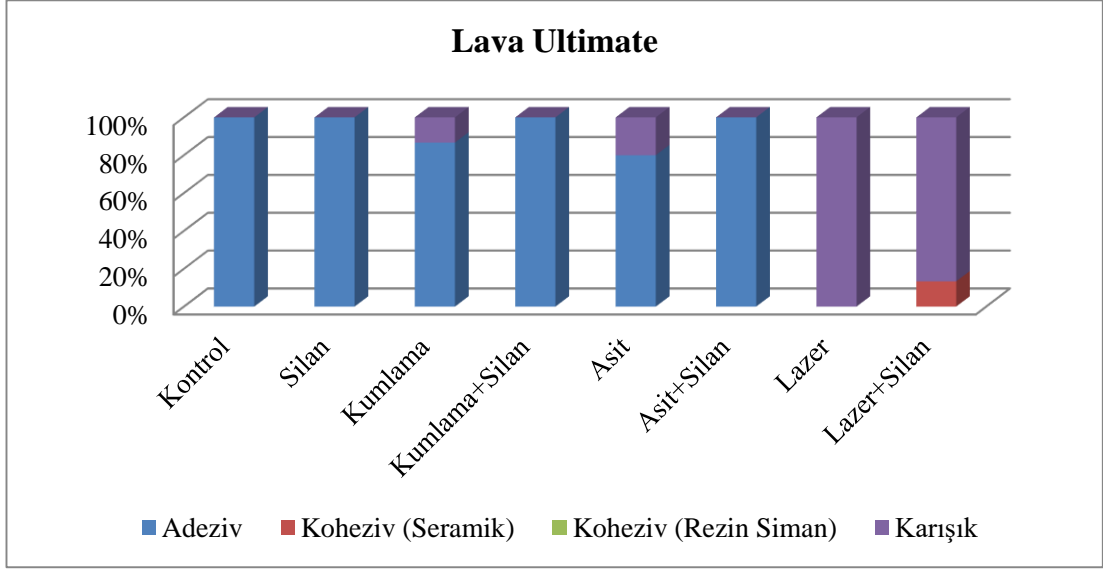


Şekil 3.16 Vita Enamic materyaline ait lazer grubunun kırılma türleri:
(a) ve (b) karışık, (c) koheziv.



Şekil 3.17 Vita Enamic materyaline ait lazer+silan grubunun kırılma türleri:
(a) karışık, (b) koheziv.

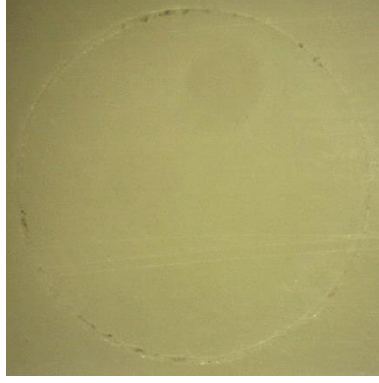
Lava Ultimate materyaline ait kırılan örnekler incelendiğinde, kontrol, silan, kumlama+silan ve asit+silan gruplarında tamamen adeziv, kumlama ve asit gruplarında çoğunlukla adeziv, lazer grubunda tamamen karışık, lazer+silan grubunda çoğunlukla karışık kırılma türleri gözlemlenmiştir (Şekil 3.18). Lava Ultimate materyalinin her bir yüzey işlemi grubunda gözlemlenen farklı kırılma türleri birer örnek ile gösterilmiştir (Şekil 3.19- 3.26).



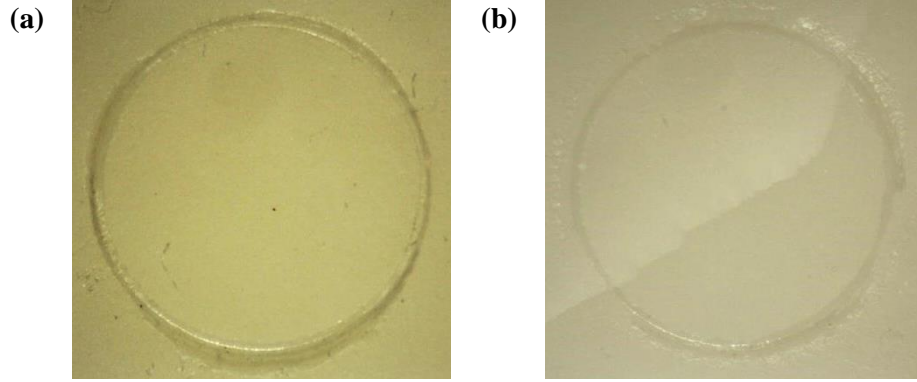
Şekil 3.18 Lava Ultimate materyaline ait kırılma türlerinin gruplara göre dağılımı



Şekil 3.19 Lava Ultimate materyaline ait kontrol grubunun adeziv kırılma türü



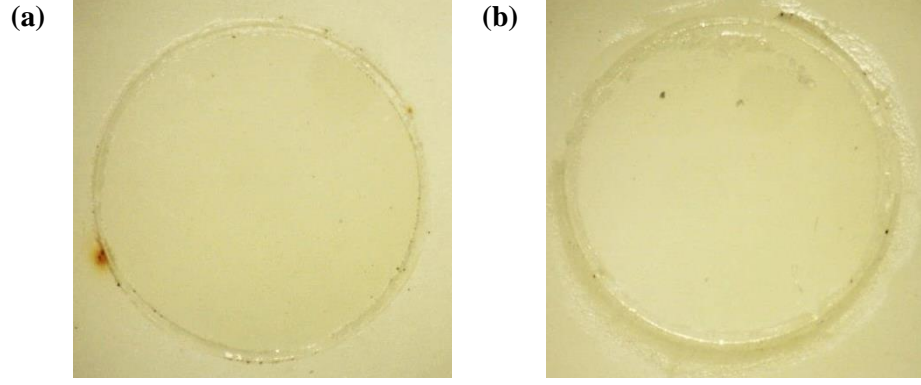
Şekil 3.20 Lava Ultimate materyaline ait silan grubunun adeziv kırılma türü



Şekil 3.21 Lava Ultimate materyaline ait kumlama grubunun kırılma türleri:
(a) adeziv, (b) karışık.



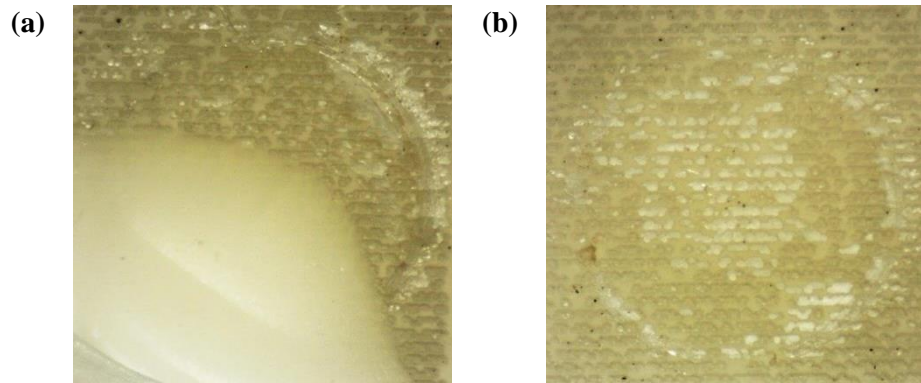
Şekil 3.22 Lava Ultimate materyaline ait kumlama+silan grubunun adeziv kırılma türü



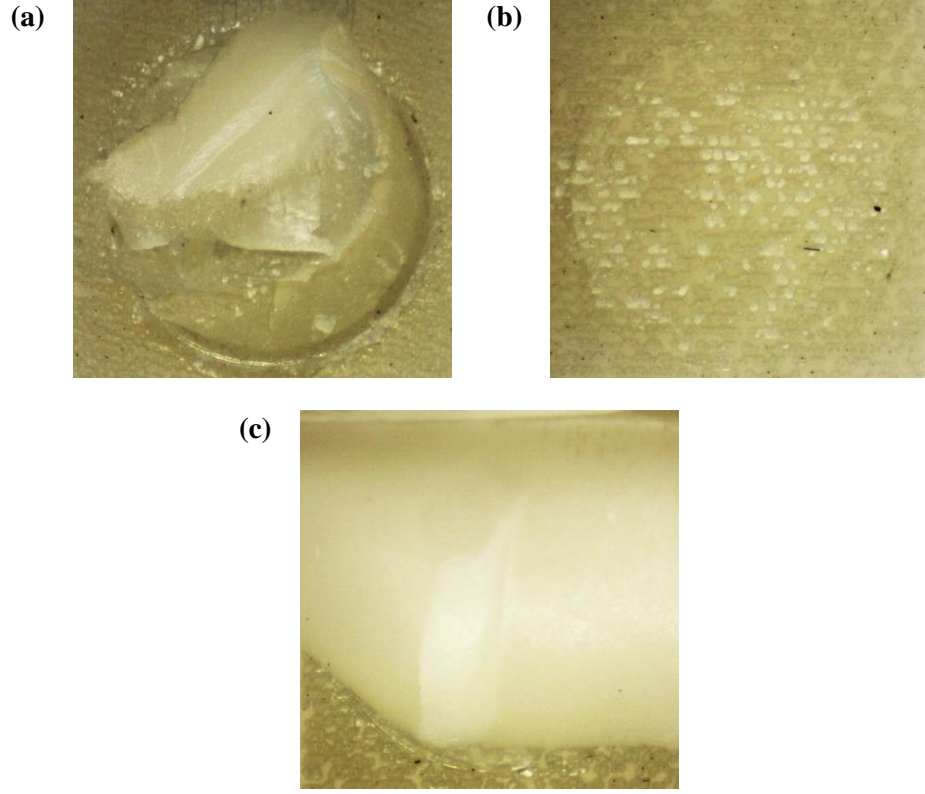
Şekil 3.23 Lava Ultimate materyaline ait asit grubunun kırılma türleri:
(a) adeziv, (b) karışık.



Şekil 3.24 Lava Ultimate materyaline ait asit+silan grubunun adeziv kırılma türü



Şekil 3.25 Lava Ultimate materyaline ait lazer grubunun karışık kırılma türleri



Şekil 3.26 Lava Ultimate materyaline ait lazer grubunun kırılma türleri:
(a) ve (b) karışık, (c) koheziv.

3.6 Korelasyon Analizi Bulguları

Grupların yüzey pürüzlülük değerleri ile bağlanma dayanımı değerleri arasındaki ilişki, silan uygulanmamış yüzey işlemi grupları dikkate alınarak, Spearman korelasyon analizi ile değerlendirilmiştir (Çizelge 3.11).

Yüzey işlem grupları dikkate alınmaksızın her bir materyal genel olarak değerlendirildiğinde, pürüzlülük ile bağlanma değerleri arasında pozitif korelasyon varlığı bulunmuştur ($p=0.000$).

Her bir materyale ait silan uygulanmamış yüzey işlemi grupları yüzey pürüzlülük değerleri ile bağlanma dayanımı değerleri arasındaki ilişki açısından değerlendirildiğinde, Vita Enamic materyalinin kumlama grubunda ($p=0.012$) anlamlı derecede negatif, asit grubunda ($p=0.049$) anlamlı derecede pozitif korelasyon gözlemlenirken, diğer gruplarda anlamlı bir korelasyon gözlemlenmemiştir. Lava Ultimate materyalinde ise kontrol grubu hariç tüm gruplarda anlamlı bir korelasyon bulunamamıştır (Kontrol grubuna ait örneklerin tamamının bağlanma dayanımı değeri 0 Mpa olduğu için korelasyon açısından değerlendirilememiştir).

Çizelge 3.11 Grupların yüzey pürüzlülük değerleri ile bağlanma dayanımı değerleri arasındaki ilişkiyi gösteren tanımlayıcı istatistik ve sonuçları

Materyal	Yüzey İşlemi	n	Korelasyon Katsayısı	p	Genel	
					Korelasyon Katsayısı	p
Vita Enamic	Kontrol	15	0.271	0.329	0.674	0.000
	Kumlama	15	-0.629	0.012		
	Asit	15	0.514	0.049		
	Lazer	15	0.500	0.058		
Lava Ultimate	Kontrol	15	-	-	0.561	0.000
	Kumlama	15	0.232	0.405		
	Asit	15	-0.389	0.152		
	Lazer	15	0.414	0.125		

* Spearman korelasyon analizi

4 TARTIŞMA VE SONUÇ

Bu in-vitro çalışmada farklı yüzey işlemlerinin seramik rezin kompozitlerin yüzey pürüzlülüğü ve bağlanma dayanımı üzerindeki nicel ve nitel etkileri değerlendirilmiştir.

Vita Enamic; alüminyum oksitten zengin ince yapılı feldspatik seramiğe polimer infiltre edilerek üretilmiş hibrit bir seramiktir. Lava Ultimate ise yüksek seviyede çapraz bağlı rezin matriks içine silika ve zirkonya partikülleri ilave edilerek üretilmiş bir rezin nanoseramiktir. Her iki materyalin üretim yöntemleri birbirinden farklı olmasına rağmen, çalışmamızda bu materyalleri ortak bir şekilde ifade edebilmek için daha önceki çalışmalar referans alınarak (Ruse ve Sadoun 2014, Thornton I ve Ruse ND 2014, Mesmar 2015) seramik rezin kompozitler terimi kullanılmıştır.

Diş hekimliği endüstrisi doğal diş dokusuna benzer biomimetik materyaller geliştirmeyi amaçlamaktadır (He ve Swain 2011). Spitznagel ve ark. (2014) seramik rezin kompozitlerin bu amaç doğrultusunda üretilmiş yeni nesil materyaller olduğunu, mükemmel işlenebilirlik, üstün kenar uyumu ve yüksek kırılma direnci ile seramik ve kompozit rezinlerin olumlu özelliklerini birleştirdiğini bildirmiştir. Bu materyallerle ilgili yapılan az sayıdaki diğer çalışmalarda; Mormann ve ark. (2013), seramik kompozit rezinlerin (Vita Enamic ve Lava Ultimate), seramik ve kompozit rezinlerin aşınma davranışlarını birleştirdiğini ve aşınma performanslarının mineden belirgin bir farklılık sergilemediğini bildirmişlerdir. Egbert ve ark. (2015) ise çok düşük kalınlıklarda (0.3 mm) dahi çiğneme kuvvetlerinden daha yüksek bükülme direncine sahip olduğunu, ve bu nedenle ileri derecede aşınmış dişlerde hem dikey boyutu hem de vital diş yapılarını koruyacağını ileri sürmüşlerdir. Bununla beraber, Lebon ve ark. (2015) seramik rezin kompozitlerin CAD/CAM sistemlerinde üretilirken cam seramiklerden daha hızlı aşındırıldığını ve daha uzun frez ömrü sağladığını, Ruse ve Sadoun (2014) ise aşındırma sırasında üstün işlenebilirlik özelliğinin daha az çatlaklara sebep olduğunu bildirmişlerdir.

Seramik rezin kompozitlerin bir başka avantajı ise aşındırıldıktan sonra final dayanıklılığına ulaşmak için ısı işleme ihtiyacı duymamalarıdır. Bu nedenle, tek üyeli diş ve implant destekli sabit protetik restorasyonlarda hızlı ve kolayca kullanılmaktadırlar. Ayrıca, cam seramiklerden daha esnek yapıda oldukları için çiğneme kuvvetlerini dengeli bir şekilde absorbe etmekte ve posterior kronlar için daha güvenilir bir alternatif oluşturmaktadırlar (Lava Ultimate 2011, Enamic 2012).

Restoratif materyaller ile diş dokuları arasındaki adeziv bağlanma; uzun ömürlü bir restorasyon için önemli bir şarttır (Vargas ve ark. 2011). Resin simanlar esnek ve dayanıklı bir adeziv bağlantı sağlayarak restorasyonların mikro sızıntısını önlediği gibi yüksek retansiyon ve üstün kenar uyumu sağlayarak restorasyonların kırılma direncini de arttırmaktadır (El-Mowafy 2001, Gu ve Kern 2002, Spitznagel ve ark. 2014).

Seramik rezin kompozitlere uygulanmış yüzey işlemleri ve seramik rezin kompozitlerin resin simanlarla sağladıkları bağlanma dayanımları ile ilgili çok az sayıda bilimsel çalışma yapılmıştır (Elsaka 2014, Flury ve ark. 2014). Oysa, her yeni geliştirilen restoratif materyalle beraber, resin simanların yeni restoratif materyallerle kurmuş oldukları bağlanma davranışı yeniden üzerinde düşünülmesi gereken bir konudur (Fuentes ve ark. 2013).

Seramik rezin kompozitlerde simantasyon için resin simanlar tercih edilmektedir. Resin simanlar üstün mekanik, fiziksel ve estetik özellikleri ile geleneksel yapıştırıcı simanların birçok eksikliğini tamamlayarak tam seramik restorasyonlara büyük popülarite kazandırmaktadır (Bunek ve Swift 2014). Bununla beraber, kullanılan resin siman türünün bağlanma dayanımı üzerinde yüzey pürüzlendirme işlemleri kadar etkili olduğu görülmüştür (Fuentes ve ark. 2013, Spitznagel ve ark. 2014). Kimyasal yolla polimerize olan resin simanların başlangıçta göstermiş olduğu zayıf bağlanma, ilk bir saat içinde çiğneme kuvvetine maruz kaldığı takdirde restorasyonların yerinden oynamasına, mikro sızıntı ve çürük oluşumuna neden olmaktadır (Burrow ve ark. 1996). Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan resin simanlar ise ışıkla polimerizasyonun yetersiz kaldığı alanlarda kimyasal polimerizasyonla eksik polimerizasyonu tamamlamaktadır. Bu nedenle çift yönlü polimerize olan (dual cure) resin simanlar tam seramik restorasyonların

simantasyonu için önemli bir etken olarak görülmektedir (Anusavice ve ark. 2012b). Son zamanlarda bazı rezin simanlara MDP ilave edilmesi klinisyenler tarafından farkındalık yaratan, yeni bir etken olarak kabul edilmektedir. Rezin siman içindeki MDP, yapısındaki fosforik asit grubu ile seramik yüzeyindeki oksit tabakaya güçlü bir şekilde bağlanmaktadır. Böylece simantasyon sırasındaki teknik hatalara karşı duyarlılığı azaltmakta ve bağlanma dayanımı arttırmaktadır (Kern 2015, Pott ve ark. 2015). Bu nedenle, çalışmamızda kullanılacak simanın hem çift yönlü polimerize olmasına hem de MDP içerikli olmasına dikkat edilmiş ve Panavia F 2.0 rezin siman tercih edilmiştir. Panavia F 2.0 şu ana kadar yapılmış olan bir çok in vivo ve in vitro çalışmada güvenilir bulunmuştur (Abo-Hamar ve ark. 2005, Kern 2005, Gresnigt ve ark. 2012). Ozcan ve ark. (2008b) dört farklı rezin materyalini karşılaştırdıkları çalışmalarında Panavia F 2.0 rezin siman ile en yüksek bağlanma dayanımını elde etmişlerdir. Behr ve ark. (2009) ise yapmış oldukları bir çalışmada self adeziv simanların performanslarını sıralamak için Panavia F 2.0 rezin simanı altın standart olarak kabul etmiş ve karşılaştırmada kullanmışlardır.

Restoratif materyallerin yüzey alanı ve ıslanabilirliğini arttırmak, mikromekanik tutuculuğunu geliştirmek ve böylece restoratif materyal ile rezin siman arasındaki bağlanma dayanımını arttırmak için seramik restorasyonların iç yüzeyine kuşlama, silika kaplama, asit ve lazerle pürüzlendirme gibi yüzey işlemleri uygulanmaktadır. Bu yüzey işlemlerinden hangisinin en ideal bağlanmayı sağladığı ile ilgili literatürde bir görüş birliği bulunmamaktadır (Ozcan ve Vallittu 2003, Atsu ve ark. 2006, Ersu ve ark. 2009, Elsaka 2014).

Kuşlama işlemi cam seramikler (Osorio ve ark. 2010, Dilber ve ark. 2012, Yucel ve ark. 2012, Saker ve ark. 2013, Yavuz ve ark. 2013), polikristalin seramikler (Atsu ve ark. 2006, Osorio ve ark. 2010, Kansu ve Gökdeniz 2011, Saker ve ark. 2013) ve seramik rezin kompozitlerde (Elsaka 2014, Duzyol ve ark. 2015, Stawarczyk ve ark. 2015) sıklıkla kullanılmaktadır. Kuşlama işleminde kullanılan Al_2O_3 partikülleri hem materyal yüzeyindeki kontamine tabakayı temizlemekte hem de yüzey alanı ve ıslanabilirliği arttırmaktadır. Buna karşılık, kuşlama süresi uzun olduğu takdirde, özellikle cam seramiklerde, çatlama ve hacim kaybı görüldüğü bildirilmiştir (Kern ve Thompson 1994, Blatz ve ark. 2003). Borges ve ark. (2003)

yapmış oldukları bir çalışmada 50 µm'lik Al₂O₃ tozunun cam seramiklerde yüzey morfolojisini değiştirdiğini bildirmişlerdir. Saker ve ark. (2013) ise yapmış oldukları bir çalışmada, 50 µm'lik Al₂O₃ tozunu sıklıkla restorasyonların iç yüzeyini temizlemede kullandıkları için tercih ettiklerini bildirmişlerdir. Ayrıca, farklı çalışmalarda çok yüksek partikül boyutu ve kumlama basıncının bağlanma dayanımını arttırmadığı gibi aşınmaya bağlı uyumsuz restorasyonlara da neden olduğu gösterilmiştir (Amaral ve ark. 2006, Della Bona ve ark. 2007b, Ersu ve ark. 2009). Çalışmamızda, kumlama işlemi; referans alınan diğer çalışmalarda olduğu gibi (Borges ve ark. 2003, Ersu ve ark. 2009, Seker ve ark. 2015) 50 µm'lik Al₂O₃ tozu kullanılarak 10 mm mesafeden 5 sn süreyle yapılmıştır. Bununla beraber, kumlama basıncının üretici talimatları doğrultusunda bu çalışmalardan düşük olmasına (2 bar) dikkat edilmiştir.

Asitle pürüzlendirme işlemi genellikle cam seramikler (Gresnigt ve ark. 2012, Saker ve ark. 2013, Yavuz ve ark. 2013) ve seramik rezin kompozitlerde (Elsaka 2014, Flury ve ark. 2014, Duzyol ve ark. 2015, Elsaka 2015b) hidroflorik asit kullanılarak uygulanmaktadır. Asitle pürüzlendirme işleminde, cam matris seçici olarak uzaklaştırılarak kristal içerikli partiküller açığa çıkarılmaktadır. Böylece yüzeyde mikro pöröziteler oluşturularak yüzey alanı, ıslanabilirlik ve mikromekanik tutuculuk arttırılmaktadır (Della Bona ve Anusavice 2002, Della Bona ve ark. 2004). Bununla beraber, polikristalin seramiklerde cam faz bulunmadığı için önemli bir topoğrafik değişim, yüksek ve dayanıklı bağlanma dayanımı elde edilememektedir (Della Bona ve ark. 2007a, Della Bona ve ark. 2007b, Ersu ve ark. 2009, Kara ve ark. 2011). Hidroflorik asit temas süresi ve asit konsantrasyonu bağlı olarak toksik etkilere neden olabilmektedir (Ozcan ve ark. 2012). Bu nedenle klinisyen ve üreticilerde asit konsantrasyonu ve temas süresini azaltmaya ya da alternatif yüzey işlemlerini tercih etmeye yönelik bir eğilim vardır (Vidotti ve ark. 2013, Ruse ve Sadoun 2014). Kara ve ark. (2011) düşük ısı seramikleri ile rezin siman arasındaki bağlanma dayanımını araştırdıkları çalışmalarında asitle pürüzlendirme işlemi olarak 60 sn, % 5 HF uygulamışlardır. Ozcan ve Vallittu (2003) ise yapmış oldukları bir çalışmada IPS Empress 2 seramik materyaline 20sn, % 5 HF asit uygulayarak en yüksek bağlanma dayanımı elde etmişlerdir. Çalışmamızda asitle pürüzlendirme

işlemi, daha önceki çalışmalarda belirtildiği gibi (Kara ve ark. 2011, Dilber ve ark. 2012, Yavuz ve ark. 2013), 60 sn, % 5 HF uygulayarak yapılmıştır.

Lazerle pürüzlendirme işlemi genellikle Nd:YAG, Er:YAG, CO₂ lazer gibi farklı lazer sistemleri kullanılarak cam (Dilber ve ark. 2012, Yucel ve ark. 2012, Yavuz ve ark. 2013), kristalin ve polikristalin seramiklerde (Ersu ve ark. 2009, Demetoğlu 2011, Subasi ve Inan 2012a, Subasi ve Inan 2012b) uygulanmaktadır. Lazer enerjisi yüzey üzerinde ablasyon alanları oluşturarak yüzey pürüzlülüğü ve mikromekanik tutuculuğu arttırmaktadır (Spohr ve ark. 2008, Osorio ve ark. 2010). Silveira ve ark. (2005) In-Ceram Alümina'da, Spohr ve ark. (2008) In-Ceram Zirkonya'da Nd:YAG lazerle iyi sonuçlar elde etmişlerdir. Ersu ve ark. (2009) ise yapmış oldukları bir çalışmada CO₂ lazerin In-Ceram Alümina, In-Ceram Spinel ve In-Ceram Zirkonya yüzeyinde yüksek ısı oluşturarak çatlaklara neden olduğunu bildirmişlerdir. Yucel ve ark. (2012)'da Nd:YAG lazerin IPS Empress II ve IPS e.max Press yüzeyinde geniş çatlak ve fissürlere neden olduğunu belirtmişlerdir. Subasi ve Inan (2012a) ve Subasi ve Inan (2012b) ise zirkonya seramikleri pürüzlendirdikleri çalışmalarında, Er:YAG lazerin yüzey pürüzlülüğünü arttırmasına rağmen kumlanmamış yüzeylerde yeterli bağlanma sağlamadığını bildirmişlerdir.

Lazerlerde güç, ortalama atım gücü ve tepe gücü ile ifade edilmektedir. Ortalama atım gücü her bir atımda yüzeye yayılan enerji miktarını belirlerken, tepe gücü (anlık atım gücü) birim zamanda yayılan enerji miktarını belirlemektedir (Moritz ve Beer 2006). Diş hekimliğinde kullanılan lazerler mikrosaniye süreli atımları ile en fazla birkaç yüz megawatt (MW)'lık tepe gücüne ulaşabilmektedirler. Femtosaniye lazerler ise düşük ortalama güçlerinde dahi, çok kısa (femtosaniye) atım süreleri sayesinde, bir milyar megawatt'lık tepe gücüne kadar ulaşabilmekte ve çok yüksek enerjili atımlar oluşturabilmektedirler (Singh ve ark. 2012). Ayrıca, femtosaniye lazerler çok kısa atım sürelerine sahip oldukları için yüzeyde ısı transferine izin vermemekte ve böylece materyal yüzeyinde yapısal değişiklik ve termal hasar oluşturmaksızın pürüzlendirme yapmaktadırlar (Rethfeld ve ark. 2004, Fiedler ve ark. 2013). Akpınar ve ark. (2015b) feldspatik seramikleri pürüzlendirdikleri çalışmalarında, femtosaniye lazerin yüzeyde çatlama olmaksızın homojen ve düzenli yüzey pürüzlülüğü sağladığını bildirmişlerdir. Akpınar ve ark. (2015a) zirkonya seramikleri

pürüzlendirdikleri çalışmalarında ise, femtosaniye lazerle birlikte sunulan özel yazılımı kullanarak, pürüzlendirme sırasında ablyasyon şekillerini de kontrol etmişlerdir. Bu çalışmalarda femtosaniye lazerin parametrelerini ortalama güç: 750 mW, dalga boyu: 800 nm, tekrarlama frekansı: 1 kHz ve atım süresi: 90 fs olacak şekilde ayarlamışlardır. Bizim çalışmamızda ise seramik rezin kompozitlerin feldspatik ve zirkonya seramikler kadar kararlı bir yapıya sahip olmadığı düşünülerek ortalama güç en düşük seviye olan 300 mW'a ayarlanmış, diğer parametreler ise aynı bırakılmıştır.

Silan uygulaması cam seramikler (Peumans ve ark. 2007, Gresnigt ve ark. 2012, Duzyol ve ark. 2015), silika kaplı polikristalin seramikler (Atsu ve ark. 2006, Saker ve ark. 2013, Qeblawi ve ark. 2015) ve seramik rezin kompozitlerde (Elsaka 2014, Flury ve ark. 2014, Elsaka 2015a) ıslanabilirliği arttırmak ve kimyasal bağlanma sağlamak için sıklıkla kullanılmaktadır. Özellikle bazı yeni nesil silanlar MPS ' ye ek olarak MDP'de içermektedir. MDP fosforik asit grubu ile seramik yüzeyindeki oksit tabakaya, metakrilat grubu ile de rezin simana güçlü bir şekilde bağlanmaktadır (Kern 2015, Pott ve ark. 2015). Kitayama ve ark. (2010) yapmış oldukları bir çalışmada MDP içerikli Panavia F 2.0 rezin simanın cam ve polikristalin seramiklerde yeterli bağlanma sağladığını, bununla beraber MDP içerikli Clearfil Ceramic Primer ile birlikte kullanıldığında bağlanmanın daha da geliştiğini bulmuşlardır. Bu nedenle çalışmamızda silan ajanı olarak MDP içerikli Clearfil Ceramic Primer kullanılmış ve silanın tamamen buharlaşması için referans alınan diğer çalışmalarda olduğu gibi 5 dk beklenip, hava ile kurutulmuştur.(Ozcan ve Vallittu 2003, Atsu ve ark. 2006, Subasi ve Inan 2012b).

Üretici firmalar Vita Enamic için % 5 hidroflorik asit ve/veya silan işlemlerini tavsiye etmektedir. Lava Ultimate için ise kumlama, silika kaplama ve/veya silan işlemleri önerilirken fosforik ve hidroflorik asit kullanımını önerilmemiştir. Şu ana kadar, seramik rezin kompozitlerin kumlama ve asitle pürüzlendirilmesi ile ilgili sınırlı sayıda çalışma bulunmasına rağmen lazerle pürüzlendirilmesi ile ilgili herhangi bir çalışmaya bulunamamıştır. Bu çalışmada seramik rezin kompozitlerin bağlanma davranışı üzerine yüzey işlemlerinin nicel ve nitel etkilerini değerlendirmek için seramik rezin kompozit örneklere silan, kumlama,

kumlama+silan, asit, asit+silan, lazer, lazer+silan işlemleri uygulanarak karşılaştırılmıştır.

Yüzey işlemleri sonrası örneklerin yüzey pürüzlülükleri kontak profilometre cihazı ile ölçülmüştür. Yüzey pürüzlülük değerleri, Ra değerleri dikkate alınarak hazırlanmıştır. Ra parametresi yüzey üzerindeki küçük değişiklikler hakkında hassas bir bilgi vermediği için zayıf bir parametre olarak görülse de, girinti ve çıkıntıları genel olarak, kolay ve hızlı bir şekilde değerlendirdiği için çalışmalarda sıklıkla tercih edilmektedir. Profilometre cihazı yüzey topoğrafyası hakkında nicel bilgi elde etmek için sıklıkla kullanılmaktadır (Gadelmawla ve ark. 2002, Kakaboura ve ark. 2007, Cattani Lorente ve ark. 2010).

Yüzey pürüzlülüğü ölçümleri sonrası, seramik rezin kompozit örneklerin bağlanma dayanımlarını test etmek için, rezin siman seramik rezin kompozit yüzeylere uygulanmıştır. Seramik örnekler bağlanma dayanımının test edildiği bazı çalışmalarda diş (Ersu ve ark. 2009, Saker ve ark. 2013, Flury ve ark. 2014), kompozit rezin (Subasi ve Inan 2012b, Elsaka 2014, Duzyol ve ark. 2015) ya da seramik bloklara (Peumans ve ark. 2007) simante edilmiştir. Çalışmamızda ise seramik ile rezin siman arasındaki bağlanma dayanımı değerlendirildiği için, daha önce yapılan çalışmalar referans alınarak (Ozcan ve ark. 2008b, Ozcan ve ark. 2008a, Yucel ve ark. 2012, Usumez ve ark. 2013, Yavuz ve ark. 2013) rezin siman özel bir aparat (SDI SBS rig) ile doğrudan seramik rezin kompozit yüzeylere uygulanmıştır. Bu yöntemle, örneklerin diş-rezin siman ya da kompozit rezin- rezin siman ara yüzeyinden kırılmaları engellenerek seramik-rezin siman arayüzeyi daha sağlıklı değerlendirilmiştir.

İn vivo çalışmalardaki klinik ortam, nem ve stres (kimyasal, termal ve mekanik) in vitro çalışmalarda statik ve/veya dinamik yapay yaşlandırma yöntemleri ile bir ölçüde taklit edilebilmektedir (Morresi ve ark. 2014). Bu çalışmada, klinik koşullarda görülen termal değişiklikleri taklit etmek için yapay yaşlandırma yöntemi olarak suda bekletme ve termal döngü işlemleri uygulanmıştır. Bu işlemler sırasında, ISO TS 11405 kriterleri dikkate alınarak standart bir etüv ve termal döngü cihazı kullanılmıştır (ISO/TS 11405:2003). Yapay yaşlandırma süreleri daha önceki çalışmalar dikkate alınarak 24 saat suda bekletme (Ritzberger ve ark. 2010, Liu ve

ark. 2011, Gresnigt ve ark. 2012) ve 2000 kez termal döngü işlemi (Rocha ve ark. 2007, Elekdag-Turk ve ark. 2008, Yucel ve ark. 2012) uygulanacak şekilde belirlenmiştir. Döngü parametreleri soğuk su tankı; 5 ± 2 °C, sıcak su tankı 55 ± 2 °C, bekleme süresi; 30 sn, transfer süresi; 5 sn olacak şekilde ayarlanmıştır.

Bağlanma dayanımı testleri restoratif materyallerin klinik performansını tahmin etmek için sıklıkla kullanılmaktadır. Bu testler bağlanma dayanımı değerleri ve kırılma davranışlarında büyük değişkenlik sergilemektedir (Bona 2009, Della Bona ve ark. 2014b). Makaslama testi, yüzey işlemlerinin bağlanma dayanımı üzerindeki nicel etkilerini değerlendirmek için yaygın olarak kullanılmaktadır. Makaslama stresleri ağız içerisinde sıklıkla oluşarak restoratif materyalleri yerinden çıkmaya zorlamaktadır ve bu nedenle klinik açıdan önemli görülmektedir (Somani ve ark. 2015). Makaslama testleri daha düzensiz stres dağılımı oluşturmalarına rağmen, bağlanma alanını standardize eden spesifik jiglerle birlikte kolay ve hızlıca uygulandıkları için, çalışmamızda makaslama testi tercih edilmiştir (Braga ve ark. 2010).

Makaslama testi için ISO/TS 11405 talimatları dikkate alınarak, universal test cihazına bağlanan bıçak sırtı metal uç ile bağlanma ara yüzeyine 0.5 mm/dk hızla kuvvet uygulanmıştır. Kırılma anındaki kuvvet değerleri örneklerin makaslama bağlanma dayanımı değerleri olarak belirlenmiştir. Çalışmamızda, termal döngü sırasında bağlanma başarısızlığı gözlenen örneklere makaslama testi uygulanamadığı için bu örneklerin makaslama bağlanma dayanımı değerleri referans alınan diğer çalışmalarda olduğu gibi 0 Mpa olarak kabul edilmiştir (Ozcan ve ark. 2008b, Stawarczyk ve ark. 2015).

Çalışmamızda makaslama testine ek olarak yüzey işlemlerinin bağlanma dayanımı üzerindeki nitel etkilerini değerlendirmek için yüzey analizleri uygulanmıştır. Yüzey analizleri, materyallerin özelliklerini ve mikro yapısal karakterlerini belirlemek için çalışmalarda sıklıkla kullanılmaktadır (Della Bona ve Anusavice 2002, Della Bona ve ark. 2007b, Della Bona ve ark. 2014a). Çalışmamızda silan ajanının pürüzlülük üzerine etkisi olmadığı düşünülmüş ve yüzey analizleri için silan uygulanmamış yüzey işlemi gruplarından (kontrol, kumlama, asit ve lazer), yüzey pürüzlülük değeri ortalama pürüzlülük değerine en yakın, birer

örnek kullanılmıştır. Yüzey işlemleri uygulanan örneklerin SEM analizi ile iki boyutlu yüzey topoğrafyaları, profilometre analizi ile üç boyutlu yüzey topoğrafyaları değerlendirilmiştir. Bu analizlere ek olarak, makaslama testi uygulanmış tüm örneklerin stereomikroskop ile de kırılma türleri belirlenmiştir.

Çalışmamız ortalama yüzey pürüzlülük değerleri açısından değerlendirildiğinde Vita Enamic için en yüksek değeri lazer grubu ($6,879 \pm 0,711$) sergilemiş olup, bu grubu sırasıyla kumlama ($1,769 \pm 0,151$), asit ($0,651 \pm 0,050$) ve kontrol ($0,071 \pm 0,020$) grupları izlemiştir. Lava Ultimate için ise en yüksek değeri lazer grubu ($6,652 \pm 0,832$) sergilemiş olup, bu grubu sırasıyla kumlama ($2,002 \pm 0,186$), asit ($0,150 \pm 0,022$) ve kontrol ($0,049 \pm 0,016$) grupları izlemiştir. Çalışmadaki tüm yüzey işlemi grupları arasında anlamlı farklılık bulunmuş ve uygulanan yüzey işlemlerinin kontrol grubuna kıyasen yüzey pürüzlülük değerlerini arttırdığı görülmüştür.

Elsaka (2014), farklı yüzey işlemleri uygulayarak seramik rezin kompozitleri (Vita Enamic ve Lava Ultimate) pürüzlendirdiği çalışmasında, kumlama işleminde $110 \mu\text{m}$ Al_2O_3 tozu, asitle pürüzlendirmede % 9 HF asit kullanmıştır. Yapılan çalışmada yüzey işlemi ve materyal türünün yüzey pürüzlülük değerlerini önemli oranda etkilediği sonucu ortaya çıkmıştır. Yüzey pürüzlülük değerleri (μm) Vita Enamic için kumlama grubu (4.29 ± 0.34) en yüksek olmak üzere büyükten küçüğe doğru hidroflorik asit (3.77 ± 0.11) ve kontrol (2.21 ± 0.16) grupları olacak şekilde sıralanmıştır. Lava Ultimate için ise kumlama grubu (2.73 ± 0.2) en yüksek olmak üzere büyükten küçüğe doğru hidroflorik asit (2.34 ± 0.22) ve kontrol (1.12 ± 0.1) grupları olacak şekilde sıralanmıştır. Bununla beraber, kumlama ve hidroflorik asit grubu Vita Enamic için anlamlı derecede daha yüksek yüzey pürüzlülük değerleri sergilemiştir. Bizim çalışmamız yüzey işlemlerinin etkinlik sıralaması açısından Elsaka'nın çalışması ile uyumlu, yüzey pürüzlülük değerleri açısından farklı bulunmuştur. Bu farklılıklarda, hidrofilik asit konsantrasyonu ve Al_2O_3 partikül boyutu öncelikli sebep olarak görülmektedir. Profilometre cihazı, SiC grit boyutu, kumlama süresi ve kumlama mesafesi ise diğer olası sebepler olarak düşünülmektedir.

Dilber ve ark. (2012), farklı yüzey işlemleri ile feldspatik (Vita VM9) ve lityum disilikat içerikli (IPS Empress 2) seramikleri pürüzlendirdikleri çalışmalarında kumlama işleminde 50 µm Al₂O₃ tozu, asitle pürüzlendirmede % 5 HF asit, lazerle pürüzlendirmede Nd:YAG (ortalama güç: 10 W, tekrarlama frekansı: 20 Hz, atım enerjisi: 500 mJ, atım süresi: 100 µs ve enerji yoğunluğu: 37.68 J/cm²) lazer kullanmışlardır. Yapılan çalışmada kumlama grubu her iki seramik için de en yüksek yüzey pürüzlülüğünü sergilemiştir. Asit grubu kontrol grubundan yüksek olmak üzere, lazer grubu ile benzer yüzey pürüzlülüğü sergilemiştir. Bu sonuçlar lazer grubu hariç bizim çalışmamız ile benzerlik göstermiştir.

Ersu ve ark. (2009), farklı yüzey işlemleri ile cam doldurucu içeren kristalin seramikleri (In-Ceram Alumina, In-Ceram Spinell ve In-Ceram Zirconia) pürüzlendirdikleri çalışmalarında kumlama işleminde 50 µm Al₂O₃ tozu, asitle pürüzlendirmede % 9.5 HF asit, lazerle pürüzlendirmede CO₂ (ortalama güç: 2 W, tekrarlama frekansı: 1 kHz, atım enerjisi: 3 J ve atım süresi: 160 ms) lazer kullanmışlardır. Yapılan çalışmada kumlama, asit ve lazer grupları uygulandığı seramik materyallerinin kontrol gruplarından daha yüksek olmak üzere; en yüksek yüzey pürüzlülük değerlerini lazer grupları sergilemiş olup, bu grupları sırasıyla kumlama ve asit grupları izlemiştir. Bu sonuçlar çalışmamızdaki sonuçlarla benzerlik gösterse de bizim çalışmamızdaki lazer grupları, bu çalışmadaki In-Ceram Alumina (1.88), In-Ceram Spinell (2.52) ve In-Ceram Zirconia (2.41) lazer gruplarından çok daha yüksek yüzey pürüzlülük değerleri sergilemiştir.

Cavalcanti ve ark. (2009) ise yapmış oldukları bir çalışmada farklı yoğunluklarda lazer enerjisi kullanarak yitriyumla stabilize edilmiş (Y-TZP) zirkonya seramikleri pürüzlendirmişlerdir. Yapılan çalışmada 600 mJ atım enerjisi uyguladıkları Cercon (13.57) ve Procera (12.05) lazer grupları, bizim çalışmamızdaki lazer gruplarından yüksek yüzey pürüzlülük değerleri sergilemiştir. 200 mJ atım enerjisi uyguladıkları Cercon (1.11) ve Procera (1.92) grupları ile 400 mJ atım enerjisi uyguladıkları Cercon (3.92) ve Procera (5.83) grupları ise daha düşük yüzey pürüzlülük değerleri sergilemiştir. Bununla beraber, tüm atım enerjisi parametreleri de yüksek yoğunluklu grupta daha büyük olmak üzere, yüzeylerde çatlaklara neden olmuştur.

Dilber ve ark. (2012), Ersu ve ark. (2009) ve Cavalcanti ve ark. (2009)'nın yapmış oldukları çalışmalar ile bizim çalışmamıza ait yüzey pürüzlülük değerleri arasındaki farklılıklarda, femtosaniye lazerin çok kısa atım süresi ve yüksek yoğunluklu anlık atım gücü en önemli sebep olarak görülmektedir. Atım enerjisi yoğunluğu, ışın demeti çapı, materyalin buharlaşma enerjisi, iç basınç ve tekrarlama frekansı diğer olası sebepler olarak görülmektedir.

Yüzey pürüzlülük bulgularını görselleştirmek ve yüzey topoğrafyalarını yorumlamak için üç boyutlu profilometre analizi yapılmıştır. Üç boyutlu profilometre cihazı atomik kuvvet mikroskobu gibi yüzey topoğrafyası hakkında hem nicel hem de nitel bilgi sağlamaktadır. Atomik kuvvet mikroskobu en fazla 150X150 μm 'lik bir alanda 10-20 μm 'lik tepe ve vadileri tarayabilirken (Babu ve Singh 2014), üç boyutlu profilometre cihazı ise daha büyük tarama alanı ve daha yönlü çalışma kapasitesi ile 150X150 mm'lik alanda, 5-500 μm 'lik tepe ve vadileri dahi güvenilir bir şekilde görselleştirebilmektedir (Nanomap-LS). Üç boyutlu profilometre analizi görüntüleri ve ölçekleri her iki materyal için yüzey işleme gruplarının kontrol gruplarından daha pürüzlü yüzeye sahip olduğunu doğrulamaktadır. Bu çalışmada; kontrol grupları önemsiz düzensizliklere sahip düz bir yüzey topoğrafyası sergilemiştir. Kumlama grupları düzensiz ve geniş dalgalanmalara sahip orta düzey pürüzlülükte yüzey morfolojisi oluşturmuştur. Asit grupları, Lava Ultimate için çok daha yetersiz ve düşük pürüzlülükte olmak üzere, kumlama gruplarından düşük pürüzlülükte, girintili-çukuntulu yüzey yapıları sağlamıştır. Lazer grupları ise 1-54 μm yüksekliğinde tepelere, 8-72 μm derinliğinde çukurlara sahip, çok yüksek pürüzlülükte yüzey topoğrafyası sergilemiştir. Bu gruptaki çukur derinlikleri, bu konuda yapılan daha önceki çalışmalarda (Akpınar ve ark. 2015a, Unal ve ark. 2015) olduğu gibi yüksek düzensizlik ve pürüzlülüğe sahip yüzeylerde üç boyutlu profilometre kullanımını haklı çıkarmıştır.

Akpınar ve ark. (2015a) farklı şekiller kullanarak zirkonya seramikleri pürüzlendirdikleri çalışmalarında, atım gücünü 750 mW'a ayarladıkları femtosaniye lazerle kare ve daire şekilli, tepe ve çukurlar oluşturmuşlardır. Yapılan çalışmada kare ve daire şeklindeki pürüzlülüklerin tepe yükseklikleri ve çukur derinlikleri benzer olacak şekilde 180-201 μm aralığında bulunmuştur. Çalışmamızda tepelerin

1-54 µm, çukurların 8-72 µm boyutlarında olması daha düşük atım gücü (300 mW) kullanılmasına bağlanmıştır.

Lorenzo ve ark. (2013) diş minesine braket bağladıkları çalışmalarında femtosaniye lazerle diş minesine farklı derinliklerde (15, 30, 45, 60, 90, 120, 150, 180 µm) çukurlar açarak makaslama testi ile bağlanma dayanımlarını değerlendirmişlerdir. Yapılan çalışmada 15 ile 90 µm arasındaki çukur grupları birbirine benzer olmak üzere 120 ile 180 µm arasındaki çukur gruplarından daha yüksek bağlanma dayanımı sergilemişlerdir. Bununla beraber, daha küçük çukur derinlikleri etkin bağlanma dayanımlarının yanı sıra daha kısa sürede daha konservatif diş pürüzlendirmesi sağlamıştır. Çalışmamızda lazer gruplarındaki çukur derinlikleri (8-72 µm), yapılan çalışma ile uyum göstererek bildirilen ideal aralıkta yer almıştır.

Üç boyutlu profilometre analizine ek olarak yüzey işleme gruplarının yüzey topoğrafyalarını iki boyutlu olarak yorumlamak için SEM analizi yapılmıştır. Çalışmamızda kumlama, asit ve lazer grupları her iki seramik için de kontrol gruplarından daha girintili ve çıkıntılı yüzey morfolojileri sergilemişlerdir. Vita Enamic materyaline ait kontrol grubu ortalama yüzey pürüzlülük değerleri ile uyumlu olarak Lava Ultimate materyalinden daha pürüzlü bir görüntü sergilemiştir. Bulgular arasındaki farklılıklar Vita Enamic materyalinin mikro yapılı silika partikülleri içerirken, Lava Ultimate materyalinin nano yapılı silika ve zirkonya partikülleri içermesine, materyallerin üretim yöntemlerinin ve içerik oranlarının farklı olmasına bağlanmıştır. Lava Ultimate materyaline ait kumlama grubu, Vita Enamic materyalinden daha yüksek ortalama yüzey pürüzlülük değeri sergilemesine rağmen, kümelenmiş zirkonya-silika partikül ağlarına bağlı olarak yüzeyde daha belirsiz kraterimsi alanlar gözlemlenmiştir. Vita Enamic materyaline ait asit grubu ortalama yüzey pürüzlülük değerleri ile uyumlu olarak Lava Ultimate materyalinden daha girintili ve çıkıntılı yüzey morfolojisi sergilemiştir. Asit gruplarına ait sonuçlar Elsaka (2014) ve Elsaka (2015b)'nin yapmış olduğu benzer çalışmalarla da uyumlu bulunmuştur. Duzyol ve ark. (2015) yapmış oldukları bir çalışmada feldspatik seramiklerde Al₂O₃ partiküllerinin, Lava Ultimate materyalinde ise zirkonya doldurucular ve rezin matriksin hidroflorik asitten etkilenmediğini bildirmişlerdir. Bu

nedenle, çalışmamızdaki asit gruplarında görülen farklılıklar, Lava Ultimate materyalinin rezin bir matrikse, Vita Enamic materyalinin ise feldspatik bir matrikse sahip olmasına bağlanmıştır. Vita Enamic ve Lava Ultimate materyallerine ait lazer grupları ise ortalama yüzey pürüzlülük değerleri ile uyumlu olarak her iki seramik için de benzer yüzey yapısı oluşturmuştur. Bununla beraber, Vita Enamic materyaline ait lazer grubunda, Lava Ultimate materyalinden daha gözenekli bir yüzey morfolojisi gözlenmiştir.

Çalışmamız bağlanma dayanımı değerleri açısından değerlendirildiğinde Vita Enamic için en yüksek değeri lazer+silan grubu ($24,817 \pm 7,305$) sergilemiş olup, bu grubu sırasıyla asit+silan ($23,249 \pm 5,859$), kumlama+silan ($19,137 \pm 3,877$), lazer ($12,790 \pm 3,965$), kumlama ($11,249 \pm 4,742$), asit ($10,480 \pm 4,301$), silan ($0,402 \pm 0,552$) ve kontrol ($0,086 \pm 0,224$) grupları izlemiştir. Lava Ultimate için ise en yüksek değeri lazer+silan grubu ($17,095 \pm 6,456$) sergilemiş olup, bu grubu sırasıyla asit+silan ($13,342 \pm 3,250$), asit ($11,820 \pm 2,849$), lazer ($11,596 \pm 3,778$), kumlama+silan ($6,796 \pm 2,529$), kumlama ($6,380 \pm 2,151$), silan ($0,107 \pm 0,191$) ve kontrol ($0,000 \pm 0,000$) grupları izlemiştir. Bağlanma dayanımı değerleri genel olarak değerlendirildiğinde yaklaşık % 29 ortalama standart sapma değeri elde edilmiştir. Bu çalışmadaki nispeten yüksek standart sapma en uygun makaslama testinin ara yüzeyde düzensiz stres dağılımına bağlı erken kırılmalara neden olması ile açıklanmaktadır.

Çalışmamızda her bir materyale ait yüzey işleme grupları bağlanma dayanımı değerleri açısından karşılaştırıldığında, Vita Enamic materyali için lazer+silan ve asit+silan grupları kumlama+silan grubundan, kumlama+silan grubu ise kumlama, asit ve lazer gruplarından anlamlı derecede yüksek bulunmuşlardır. Lava Ultimate için ise lazer+silan grubu, asit, asit+silan ve lazer gruplarından, bu gruplar ise kumlama ve kumlama+silan gruplarından anlamlı derecede yüksek bulunmuşlardır.

Elsaka (2014), self adeziv rezin siman (Bifix SE) kullanarak yapmış olduğu benzer bir çalışmada, seramik rezin kompozit örnekleri 24 saat veya 30 gün suda bekletmiştir. Yapılan çalışmada, Vita Enamic materyaline ait (24 saat/30 gün sonra) hidroflorik asit+silan ($27.47/22.21$) ve kumlama+silan ($24.95/19.48$) grupları benzer olmak üzere, kumlama ($21.87/16.71$) ve hidroflorik asit ($23.86/18.86$) gruplarından

yüksek bağlanma dayanımı değerleri sergilemiştir. Lava Ultimate materyaline ait yüzey işlemi grupları arasında ise anlamlı farklılık bulunmamıştır. Bu çalışma ile bizim çalışmamız arasındaki farklılıklarda hidrofilik asit konsantrasyonu ve Al₂O₃ partikül boyutu öncelikli sebep olarak görülmektedir. Kumlama süresi ve kumlama mesafesi ise diğer olası sebepler olarak düşünülmektedir.

Yucel ve ark. (2012) IPS Empress 2 ve IPS e.max Press seramiklerini pürüzlendirdikleri çalışmalarında, kumlama işleminde 50 µm Al₂O₃ tozu, asitle pürüzlendirmede % 4,9 HF asit ve lazerle pürüzlendirmede Nd:YAG lazer (ortalama güç: 2 W, tekrarlama frekansı: 20 Hz, atım enerjisi: 100 mJ ve atım süresi: 150 µs) kullanmışlardır. Yapılan çalışmada kumlama, asit ve lazer grupları uygulandığı seramik materyallerinin kontrol gruplarından daha yüksek olmak üzere; asit grupları en yüksek bağlanma dayanımı değerlerini sergilemiş, bu grubu sırasıyla kumlama ve lazer grupları izlemiştir. Ayrıca mikroyapısal farklılıklara bağlı olarak tüm yüzey işlemi gruplarının IPS Empress 2 için daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri sergilediği bildirilmiştir. Kumlama ve asit grupları etkinlik sıralaması olarak çalışmamızı desteklemekle beraber, lazer grupları çalışmamızda diğer yüzey işlemi gruplarından daha etkili bulunmuştur.

Yüzey işlemleri dikkate alınmaksızın materyale göre bağlanma dayanımı değerleri karşılaştırıldığında, Vita Enamic materyalinin bağlanma dayanımı değerleri Lava Ultimate materyalinden anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (p=0,000). Elsaka (2014)'da yapmış olduğu benzer çalışmada Lava Ultimate için bağlanma dayanımı değerlerini daha düşük bulmuştur. Vita Enamic ve Lava Ultimate materyallerine ait sonuçlar arasındaki bu farklılıklarda, materyallerin içerik ve mikro yapısal özelliklerinin farklı olması, öncelikli sebep olarak görülmektedir. Bu düşünceyi Elsaka (2014)'nın çalışmasına ve bizim çalışmamıza ait SEM görüntüleri desteklemektedir. Thornton I ve Ruse ND (2014) yapmış oldukları bir çalışmada, Vita Enamic materyalinin Lava Ultimate materyalinden genel olarak hem daha yüksek mekanik özellik sergilediğini, hem de mekanik özelliklerin suda bekletme işleminden daha az etkilendiğini bildirmişlerdir. Flury ve ark. (2014) ise PANA VIA F 2.0 rezin siman kullandıkları bir çalışmalarında, seramik rezin kompozitlerin 24 saat ve 6 ay sonraki bağlanma dayanımı değerlerini karşılaştırmışlardır. Yapılan

çalışmada, bağlanma dayanımı değerlerinin 6 ay sonra Vita Enamic için değişmediğini, Lava Ultimate için ise anlamlı derecede düştüğünü bildirmişlerdir. Bu nedenle, Vita Enamic ve Lava Ultimate materyallerine ait sonuçlar arasındaki farklılıklarda, Vita Enamic materyalinin hidrolitik olarak daha kararlı olması ve rezin siman seçimi diğer olası sebepler olarak görülmektedir.

Yüzey işlemleri dikkate alınmaksızın her bir materyalin silan uygulanmış ve uygulanmamış yüzey işlemi grupları bağlanma dayanımı değerleri açısından karşılaştırıldığında, Silan uygulamasının Vita Enamic materyalinde bağlanma dayanımı değerlerini anlamlı derecede arttırdığı ($p=0,000$), Lava Ultimate materyalinde ise arttırmadığı bulunmuştur ($p=0,140$). Her bir materyaldeki kumlama, asit ve lazer yüzey işlemi gruplarının silan uygulanmış ve uygulanmamış grupları karşılaştırıldığında; Vita Enamic materyali için kumlama + silan, asit + silan ve lazer + silan grupları, Lava Ultimate materyali için ise lazer + silan grupları silan uygulanmamış gruplarından anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Elsaka (2014)'da yapmış olduğu benzer çalışmada, Vita Enamic materyali için silan uygulanmış kumlama ve asit gruplarını, silan uygulanmamış gruplarından yüksek bulmuş, Lava Ultimate için ise anlamlı bir farklılık gözlememiştir. Elsaka, silan uygulamasına ait sonuçlardaki farklılıkları, Vita Enamic ve Lava Ultimate materyallerinin farklı mikro yapısal özelliklere ve silika içeriklerine sahip olmasına bağlamıştır. Buna ek olarak, bizim çalışmamızda silan uygulamasının Vita Enamic materyaline ait asit grubunun bağlanma dayanımı değerlerini kumlama ve lazer grubundan daha fazla arttırması, asitle pürüzlendirme işleminin seramik içindeki cam fazı seçici olarak uzaklaştırıp daha fazla silika partikülü açığa çıkarmasına bağlanmıştır.

Spohr ve ark. (2003) IPS Empress 2 seramiği pürüzlendirdikleri çalışmalarında % 10 hidroflorik asit, 50 veya 100 μm Al_2O_3 tozu uyguladıkları işlemlerin silan uygulanmış gruplarını silan uygulanmamış gruplarından anlamlı derecede yüksek bulmuşlardır. Filho ve ark. (2004) da aynı seramik üzerine % 9,5 hidroflorik asit uygulayarak asit + silan grubu için daha önce yapılan benzer çalışmayı doğrulamışlardır. Brentel ve ark. (2007) ise feldspatik seramikte (Vita VM7), hem kuru koşullarda hem de 12000 termal döngüden sonra, % 10 hidroflorik asit uyguladıkları asit + silan grubunu asit grubundan anlamlı derecede yüksek

bulmuştur. Silan uygulamasının çalışmamızdaki tüm pürüzlendirilmiş yüzeylerde Vita Enamic için etkin bulunması, materyalin silika içerikli feldspatik matrikse sahip olması ile açıklanabilir.

Soares ve ark. (2004) farklı yüzey işlemleri ile kompozit rezinleri pürüzlendirdikleri çalışmalarında % 10 hidroflorik asit uyguladıkları asitle pürüzlendirme işleminin silan uygulanmış grubu ile uygulanmamış grubu arasında anlamlı farklılık gözlemlenmemiştir. D'Arcangelo ve Vanini (2007) ise benzer bir çalışmada 50 µm Al₂O₃ tozu uyguladıkları kumlama işleminin silan uygulanmış grubu ile uygulanmamış grubu arasında anlamlı farklılık gözlemlenmemiştir. Her iki çalışma da Lava Ultimate için çalışmamız ile uyumlu bulunmuştur. Çalışmamızda silan uygulamasının kumlama veya asit ile pürüzlendirilmiş yüzeylerde Lava Ultimate için etkin bulunmaması, materyalin rezin içerikli kompozit matrikse sahip olmasına bağlanmıştır. Lazer ile pürüzlendirilmiş yüzeylerde etkin bulunması ise silika partiküllerinin yüksek yüzey pürüzlülüğüne bağlı olarak daha fazla açığa çıktığını düşündürmektedir.

Spohr ve ark. (2008) farklı yüzey işlemleri ile In-Ceram Zirconia seramiğini pürüzlendirdikleri çalışmalarında tüm örnekleri 50 µm'lik Al₂O₃ tozu ile kumladıktan sonra silan, Rocatec Plus + silan veya Nd:YAG lazer + silan işlemlerini uygulamışlardır. Yapılan çalışmada lazer + silan grubunun en yüksek bağlanma dayanımı sergilediği bildirilmiştir. Burnett ve ark. (2004) ise farklı yüzey işlemleri ile indirekt kompozitleri pürüzlendirdikleri çalışmalarında Er:YAG lazer kullanarak lazer + silan grubunda en yüksek bağlanma dayanımı elde etmişlerdir. Bizim çalışmamızda da lazer + silan grupları, her iki materyal için en yüksek bağlanma dayanımı değerlerini sağlamıştır.

Yüzey işlemlerine göre her iki materyalin bağlanma dayanımı değerleri karşılaştırıldığında, kumlama, kumlama + silan, asit + silan ve lazer + silan gruplarında, Vita Enamic materyalinin bağlanma dayanımı değerleri Lava Ultimate materyalinden anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (sırasıyla, p=0,002; p=0,000; p=0,000; ve p=0,005). Diğer gruplarda ise iki materyal arasında anlamlı farklılık gözlenmemiştir (p>0,05). Elsaka (2014) yapmış olduğu benzer çalışmada, çalışmamızdaki bulgulara ek olarak, % 9 hidroflorik asit uyguladığı asit grubu için de

Vita Enamic materyalinin bağlanma dayanımı değerini Lava Ultimate materyalinden yüksek bulmuştur. Bu durum çalışmamızda % 5'lik hidroflorik asit tercih edilmesine bağlanmıştır.

Rezin siman ile seramik rezin kompozitler arasındaki bağlanma dayanımını, Elsaka (2014), mikro çekme testi ile değerlendirmiş ve yüzey işlemlerine bakılmaksızın Vita Enamic için 13-27 MPa, Lava Ultimate için ise 8-19 MPa arasında değişen bağlanma dayanımı değerleri bulmuştur. Flury ve ark. (2014) ise makaslama testi ile değerlendirmiş ve Vita Enamic için 11-21 MPa, Lava Ultimate için ise 6-23 MPa arasında değişen bağlanma dayanımı değerleri bulmuştur. Bizim çalışmamızda ise kontrol grubu en düşük, lazer+silan grubu en yüksek olmak üzere, bağlanma dayanımı değerleri Vita Enamic için 0-25 MPa, Lava Ultimate için ise 0-17 MPa arasında değişmiştir. Bu çalışmalara kıyasen bizim çalışmamızda bağlanma dayanımı değerleri kontrol grupları 0 Mpa olmak üzere, aynı gruplarda daha düşük bulunmuştur.

Ozcan ve ark. (2008b) yapmış oldukları bir çalışmada zirkonya seramik örneklerini 1200 grit SiC'a kadar zımparalamış ve çalışmamızda olduğu gibi, doğrudan rezin simanla bağlamışlardır. Yapılan çalışmada MDP içerikli Panavia F 2.0 rezin siman için kuru koşullar altında 9.6 (± 4.1) MPa bağlanma dayanımı değeri bulurlarken, 6000 termal döngü uyguladıktan sonra tüm örneklerde bağlanma başarısızlığı gözlemlenmiş ve bağlanma dayanımı değerini 0 Mpa olarak kabul etmişlerdir. Wegner ve Kern (2000) yapmış oldukları benzer bir çalışmada zirkonya seramikleri 110 μm 'lik Al_2O_3 tozu ile kumlamış ve 37500 termal döngüden sonra dahi stabil bir bağlanma dayanımı elde etmişlerdir. Bu sonuçlar, termal döngü sırasında gözlemlenen bağlanma başarısızlıklarının, hidrolitik stabilitedeki bozulmadan ve/veya yüzeylerin pürüzlü olmamasından kaynaklanabileceğini düşündürmüştür. Mormann ve ark. (2013) seramik rezin kompozitleri parlattıkları çalışmalarında yüzey pürüzlülük değerlerini Vita Enamic için 0.027 μm , Lava Ultimate için ise 0.025 μm bulmuşlardır. Bu değerlerin çalışmamızdaki Vita Enamic (0.071) ve Lava Ultimate (0.049) ait kontrol grupları ile yakınlık göstermesi zımparalanan örneklerin parlatılmış örnekler kadar pürüzsüz olduğunu ve buna bağlı

olarak termal döngü sırasında kontrol gruplarında gözlemlenen bağlanma başarısızlığını açıklamaktadır.

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

Seramik rezin kompozitlerin bağlanma dayanımı testi değerleri ile kırılma türleri arasında bir uyum olup olmadığını araştırmak ve bağlanma davranışlarını yorumlamak için stereomikroskop ile kırılma analizi yapılmıştır. Atsu ve ark. (2006) yapmış oldukları çalışmada, düşük bağlanma dayanımı değerlerinde adeziv kırılma, daha yüksek bağlanma dayanımı değerinde karışık ve koheziv kırılma gözlemlenmişlerdir. Oyague ve ark. (2009b) ile Toledano ve ark. (2007) da bu çalışmayı doğrulamışlardır. Bu nedenle bazı çalışmalarda, adeziv kırılma türü düşük bağlanma dayanımı ile ilişkilendirilmiş ve rezin siman içindeki koheziv kırılmanın en iyi bağlanma koşullarını sağladığı ve klinik olarak daha kabul edilebilir olduğu ileri sürülmüştür (Hooshmand ve ark. 2002, Pollington ve ark. 2010). Bununla beraber, seramik içinde koheziv kırılmaya neden olmaksızın sağlanan yüksek bağlanma dayanımı değeri de rezin siman ile seramik arasındaki bağlanma için kabul edilebilir görülmektedir (Ozcan ve Vallittu 2003, Gresnigt ve ark. 2012).

Bu çalışmada, Vita Enamic için en fazla karışık olmak üzere (50), sırasıyla adeziv (45) ve koheziv (25) kırılma türleri görülmüştür. Adeziv kırılma en fazla kontrol, silan, kumlama gruplarında, karışık kırılma en fazla kumlama+silan, asit ve lazer gruplarında, koheziv kırılma ise en fazla asit+silan ve lazer+silan gruplarında gözlemlenmiştir. Silan uygulaması, Vita Enamic için bağlanma dayanımına yaptığı katkı ile uyumlu olarak koheziv kırılma oranını anlamlı derecede arttırmıştır. Lava Ultimate için ise en fazla adeziv (85) olmak üzere, karışık (33) ve koheziv (2) kırılma

türleri görülmüştür. Adeziv kırılma en fazla kontrol, silan, kumlama, kumlama+silan, asit ve asit+silan gruplarında, karışık kırılma en fazla lazer ve lazer+silan gruplarında, koheziv kırılma ise çok az olmak üzere sadece lazer+silan grubunda gözlemlenmiştir.

Çalışmamızda, bağlanma dayanımı değerleri kırılma türleri ile uyumlu bulunmuştur. Düşük bağlanma dayanımı sergileyen gruplar (0-7 Mpa) çoğunlukla adeziv kırılma, orta seviye bağlanma dayanımı sergileyen gruplar (11-13 Mpa) adeziv ve karışık, yüksek bağlanma dayanımı sergileyen gruplar ise (17-25 Mpa) karışık (çoğunlukla) ve koheziv (daha az) kırılma sergilemişlerdir.

Bu çalışmada sadece seramik rezin kompozit içinde koheziv kırılma gelişmiştir. Seramik rezin kompozite bağlı rezin siman, standardizasyonu sağlamak için kullandığımız kalıpların içinde yer aldığı için rezin siman içinde koheziv kırılma görülmemiştir.

Elsaka (2014), seramik rezin kompozitler (Vita Enamic ve Lava Ultimate) ile kompozit rezin arasındaki bağlanma dayanımını mikro çekme testi ile değerlendirdiği bir çalışmada materyalleri ve yüzey işlemlerini ayırmaksızın en fazla karışık olmak üzere (% 62), sırasıyla koheziv (% 22) ve adeziv (% 16) kırılma türleri gözlemlenmiştir. Bizim çalışmamızda ise, en fazla adeziv (% 54), daha sonra sırasıyla karışık (% 35) ve koheziv (% 11) kırılma türleri görülmüştür. Bu sonuçlar makaslama testinin daha fazla koheziv, mikro çekme testinin ise daha fazla adeziv kırılma eğilimine sahip olduğunu bildiren daha önceki çalışmaları doğrulamamıştır (Salz ve Bock 2010, Scherrer ve ark. 2010).

Duzyol ve ark. (2015), Lava Ultimate ile kompozit rezin arasındaki bağlanma dayanımını mikro çekme testi ile değerlendirdikleri çalışmalarında, çalışmamızda olduğu gibi, çoğunlukla adeziv kırılma gözlemlenmiştir. Stawarczyk ve ark. (2015) ise makro çekme testi ile yaptıkları benzer bir çalışmada bu sonucu doğrulamışlardır. Elsaka (2015b), Vita Enamic ile metal ve seramik braket arasındaki bağlanma dayanımını makaslama testi ile değerlendirdiği bir çalışmada, çoğunlukla adeziv kırılma gözlemlenmiştir. Elsaka (2015a), Vita Enamic ile kompozit rezin arasındaki

bağlanma dayanımını mikro çekme testi ile değerlendirdiği başka bir çalışmasında ise, çalışmamıza benzer sonuçlar elde etmiştir.

Çalışmamızda, yüzey pürüzlülük ve bağlanma dayanımı değerleri arasındaki korelasyon Vita Enamic materyaline ait kumlama grubu için negatif, asit grubu için pozitif bulunmuştur. Buna karşılık, diğer gruplarda anlamlı bir korelasyon gözlenmemiştir. Vita Enamic materyaline ait kumlama, asit ve lazer gruplarının yüzey pürüzlülükleri arasında anlamlı farklılık gözlenirken bağlanma dayanımları arasında gözlenmemiştir. Lava Ultimate'e ait kumlama grubu asit grubundan daha pürüzlü olmasına rağmen bağlanma dayanımı anlamlı derecede düşük bulunmuştur. Lazer grubu ise asit grubundan çok daha pürüzlü olmasına rağmen bağlanma dayanımları benzer bulunmuştur. Bu sonuçlar, yüzey pürüzlülüğü arttıkça bağlanma dayanımının artmadığını belirten daha önceki çalışmalar tarafından doğrulanmaktadır (Ersu ve ark. 2009, Oyague ve ark. 2009a, Subasi ve Inan 2012b, Elsaka 2014). Oyague ve ark. (2009a) ve Oyague ve ark. (2009b) yapmış oldukları çalışmalarda rezin siman tercihinin bağlanma dayanımı üzerinde yüzey işlemlerinden daha etkili olduğunu bulmuşlardır. Bizim çalışmamızda da düşük pürüzlü yüzeylerin yüksek pürüzlü yüzeyler kadar bağlanma dayanımı sergilemesi MDP içerikli silan (Clearfil Ceramic Primer) ve simanın (Panavia F 2.0) düşük pürüzlü yüzeylerde bağlanma dayanımını arttırdığını düşündürmektedir.

Seramik rezin kompozit örneklerle uygulanan kumlama, asit ve lazerle pürüzlendirme işlemleri yüzey pürüzlülüğü ve bağlanma dayanımı değerlerini anlamlı derecede etkilediği için çalışmamızın test edilen birinci ve ikinci boş hipotezleri reddedilmiştir. Vita Enamic materyali için kumlama, asit ve lazerle pürüzlendirme sonrası silan uygulama işlemi bağlanma dayanımı değerlerini anlamlı derecede arttırırken, Lava Ultimate materyali için lazerle pürüzlendirme hariç kumlama ve asitle pürüzlendirme sonrası silan uygulama işlemi bağlanma dayanımı değerlerini anlamlı derecede arttırmamıştır. Bu nedenle, seramik rezin kompozitlerin test edilen üçüncü boş hipotezi Vita Enamic materyali için reddedilirken, Lava Ultimate materyali için kısmen kabul edilmiştir.

Bu in vitro çalışmada ağız koşullarının (ısı, nem) tam olarak taklit edilememesi, yüzey işlemlerinin seramik rezin kompozit yüzeyinde oluşturduğu

hacim kaybının ölçülememesi, kumlama ve lazer işlemleri için farklı parametrelerin gözlemlenememesi sınırlama olarak görülmektedir. Bununla beraber, yüzey işlemlerinin kırılma direnci ve renk değişimi üzerindeki etkisi, seramik rezin kompozitlerin diş ile olan bağlanma davranışı, daha farklı yüzey işlemi ve simanların bağlanma dayanımına olan etkisi ve uzun dönem klinik takibi ile ilgili ileri çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

Farklı yüzey işlemlerinin seramik rezin kompozitlerin yüzey pürüzlülüğü ve bağlanma dayanımı üzerindeki etkilerinin araştırıldığı çalışmamızda aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1. Vita Enamic ve Lava Ultimate materyallerine ait tüm yüzey işlemi grupları, kontrol gruplarından daha pürüzlü yüzey yapısı oluşturmuştur. Üç boyutlu profilometre ve SEM analizi bulgularına göre, kumlama, hidroflorik asit ve femtosaniye lazer uygulamaları her iki materyalin yüzeyinde de mikro retantif alanlar oluştururken, hidroflorik asit uygulaması Lava Ultimate için daha az ve yetersiz retantif alanlar oluşturmuştur. Her iki materyal için de en pürüzlü yüzey yapısını lazer grupları oluşturmuştur.
2. Yüzey işlemi grupları dikkate alınmaksızın Vita Enamic ve Lava Ultimate materyalleri genel olarak değerlendirildiğinde, materyallerin yüzey pürüzlülük değerleri arasında anlamlı farklılık bulunmazken, bağlanma dayanımı değerleri Vita Enamic için daha yüksek bulunmuştur. Buna bağlı olarak yüzey işlemlerinin seramik rezin kompozitlerin bağlanma dayanımı üzerindeki etkinliğinin materyale göre değiştiği gözlemlenmiştir.
3. Silan uygulaması tüm pürüzlendirilmiş yüzeylerde Vita Enamic materyalinin bağlanma dayanımını anlamlı derecede arttırırken, Lava Ultimate materyalinin bağlanma dayanımını sadece lazerle pürüzlendirilmiş yüzeylerde arttırmıştır.
4. Yüzey pürüzlülüğü, yüzey analizi (3D profilometre ve SEM) ve bağlanma dayanımı bulguları birlikte değerlendirildiğinde Vita Enamic için lazer + silan, asit + silan, ve kumlama + silan işlemleri, Lava Ultimate için ise lazer + silan işlemi simantasyon öncesi yüzey işlemi yöntemi olarak tavsiye edilebilir.

5. Bağlanma dayanımı değerleri ve kırılma türleri birlikte değerlendirildiğinde, yüksek bağlanma dayanımı değerlerinin karışık ve koheziv kırılma oranını arttırdığı gözlemlenmiştir.
6. Yüzey pürüzlülüğü ve bağlanma dayanımı değerleri arasındaki ilişki genel olarak değerlendirildiğinde pozitif korelasyon bulunurken, grup olarak değerlendirildiğinde Vita Enamic materyalinin kumlama grubunda negatif, asit grubunda pozitif korelasyon bulunmuştur. Bununla beraber, diğer gruplarda anlamlı bir korelasyon varlığı gözlemlenmemiştir. Bu durum genel anlamda seramik rezin kompozitlerin Panavia F 2.0 ile simantasyonunda mikromekanik tutuculuğun önemli olduğunu ortaya çıkarmıştır. Diğer taraftan Vita Enamic materyalinin kumlama grubunda gözlemlenen negatif korelasyon rezin simanın (Panavia F 2.0) kimyasal bağlanma gücünü ve/veya kumlama işleminin materyalde zayıflamaya neden olduğunu ortaya çıkarmıştır. Bu nedenle seramik rezin kompozit ile rezin siman arasındaki bağlanma dayanımı sadece yüzey işlemlerine değil aynı zamanda rezin siman tercihine de bağlı bulunmuştur.

5 KAYNAKLAR

- ABO-HAMAR SE, HILLER KA, JUNG H, FEDERLIN M, FRIEDL KH, SCHMALZ G. (2005) Bond strength of a new universal self-adhesive resin luting cement to dentin and enamel. *Clin Oral Investig*, 9, 161-167.
- ABOUSHLIB MN, ELMAHY WA, GHAZY MH. (2012) Internal adaptation, marginal accuracy and microleakage of a pressable versus a machinable ceramic laminate veneers. *J Dent*, 40, 670-677.
- AKPINAR YZ, YAVUZ T, ASLAN MA, KEPCEOGLU A, KILIC HS. (2015a) Effect of different surface shapes formed by femtosecond laser on zirconia-resin cement shear bond strength. *J Adhes Sci Technol*, 29, 149-157.
- AKPINAR YZ, IRGIN C, YAVUZ T, ASLAN MA, KILIC HS, USUMEZ A. (2015b) Effect of femtosecond laser treatment on the shear bond strength of a metal bracket to prepared porcelain surface. *Photomed Laser Surg*, 33, 206-212.
- AKPINAR YZ, KEPCEOGLU A, YAVUZ T, ASLAN MA, DEMIRTAG Z, KILIC HS, USUMEZ A. (2015c) Effect of femtosecond laser beam angle on bond strength of zirconia-resin cement. *Lasers Med Sci*, (in press).
- AL-AMLEH B, LYONS K, SWAIN M. (2010) Clinical trials in zirconia: a systematic review. *J Oral Rehabil*, 37, 641-652.
- ALEX G. (2008) Preparing porcelain surfaces for optimal bonding. *Compend Contin Educ Dent*, 29, 324-335.
- ALKADI LT. (2014) Ips E.Max Cad and Ips E.Max Press: Fracture Mechanics Characterization. Master of Science. The University of British Columbia Craniofacial Sciences.

- AMARAL FL, COLUCCI V, PALMA-DIBB RG, CORONA SA. (2007) Assessment of in vitro methods used to promote adhesive interface degradation: a critical review. *J Esthet Restor Dent*, 19, 340-354.
- AMARAL R, OZCAN M, BOTTINO MA, VALANDRO LF. (2006) Microtensile bond strength of a resin cement to glass infiltrated zirconia-reinforced ceramic: the effect of surface conditioning. *Dent Mater*, 22, 283-290.
- ANADIOTI E. (2013) Internal and marginal fit Of pressed and cad lithium disilicate crowns made from digital and conventional impressions. Master of Science. University of Iowa Oral Science.
- ANUSAVICE KJ, PHILLIPS RW, SHEN C, RAWLS HR. (2012a) Phillips' science of dental materials, In: Chapter 18: Dental Ceramics, K. J. Anusavice Ed.(Eds.), Elsevier Health Sciences. p: 421.
- ANUSAVICE KJ, PHILLIPS RW, SHEN C, RAWLS HR. (2012b) Phillips' science of dental materials, In: Chapter 13: Resin-Based Composites, K. J. Anusavice Ed.(Eds.), Elsevier Health Sciences. p: 275-306.
- ASAI T, KAZAMA R, FUKUSHIMA M, OKIJI T. (2010) Effect of overglazed and polished surface finishes on the compressive fracture strength of machinable ceramic materials. *Dent Mater J*, 29, 661-667.
- ATSU SS, KILICARSLAN MA, KUCUKESMEN HC, AKA PS. (2006) Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. *J Prosthet Dent*, 95, 430-436.
- AWLIYA W, ODEN A, YAMAN P, DENNISON JB, RAZZOOG ME. (1998) Shear bond strength of a resin cement to densely sintered high-purity alumina with various surface conditions. *Acta Odontol Scand*, 56, 9-13.

- BABU R, SINGH E. (2014) Atomic Force Microscopy: A Source of Investigation in Biomedicine. *Int J Electron Electric Eng*, 7, 59-66.
- BEDRAN-DE-CASTRO AK, PEREIRA PN, PIMENTA LA, THOMPSON JY. (2004) Effect of thermal and mechanical load cycling on nanoleakage of Class II restorations. *J Adhes Dent*, 6, 221-226.
- BEHR M, HANSMANN M, ROSENTRITT M, HANDEL G. (2009) Marginal adaptation of three self-adhesive resin cements vs. a well-tried adhesive luting agent. *Clin Oral Investig*, 13, 459-464.
- 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 Med Sci*, 27, 723-728.
- BLATZ MB, SADAN A, KERN M. (2003) Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent*, 89, 268-274.
- BONA AD. (2009) Important aspects of bonding resin to dental ceramics. *J Adhes Sci Technol*, 23, 1163-1176.
- BORBA M, DE ARAUJO MD, FUKUSHIMA KA, YOSHIMURA HN, CESAR PF, GRIGGS JA, DELLA BONA A. (2011) Effect of the microstructure on the lifetime of dental ceramics. *Dent Mater*, 27, 710-721.
- BORGES GA, SOPHR AM, DE GOES MF, SOBRINHO LC, CHAN DC. (2003) Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. *J Prosthet Dent*, 89, 479-488.
- BRAGA RR, MEIRA JB, BOARO LC, XAVIER TA. (2010) Adhesion to tooth structure: a critical review of "macro" test methods. *Dent Mater*, 26, 38-49.

- BRENTEL AS, OZCAN M, VALANDRO LF, ALARCA LG, AMARAL R, BOTTINO MA. (2007) Microtensile bond strength of a resin cement to feldspathic ceramic after different etching and silanization regimens in dry and aged conditions. *Dent Mater*, 23, 1323-1331.
- BUNEK SS, SWIFT EJ, JR. (2014) Contemporary ceramics and cements. *J Esthet Restor Dent*, 26, 297-301.
- BURNETT LH, JR., SHINKAI RS, EDUARDO CDE P. (2004) Tensile bond strength of a one-bottle adhesive system to indirect composites treated with Er:YAG laser, air abrasion, or fluoridric acid. *Photomed Laser Surg*, 22, 351-356.
- BURROW MF, NIKAIDO T, SATOH M, TAGAMI J. (1996) Early bonding of resin cements to dentin--effect of bonding environment. *Oper Dent*, 21, 196-202.
- CATTANI LORENTE M, SCHERRER SS, RICHARD J, DEMELLAYER R, AMEZDROZ M, WISKOTT HW. (2010) Surface roughness and EDS characterization of a Y-TZP dental ceramic treated with the CoJet Sand. *Dent Mater*, 26, 1035-1042.
- CAVALCANTI AN, PILECKI P, FOXTON RM, WATSON TF, OLIVEIRA MT, GIANINNI M, MARCHI GM. (2009) Evaluation of the surface roughness and morphologic features of Y-TZP ceramics after different surface treatments. *Photomed Laser Surg*, 27, 473-479.
- CHA S, PARK YS. (2014) Plasma in dentistry. *Clin Plasma Med*, 2, 4-10.
- CHAI J, TAKAHASHI Y, SULAIMAN F, CHONG K, LAUTENSCHLAGER EP. (2000) Probability of fracture of all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*, 13, 420-424.
- CHAPPARD D, DEGASNE I, HURE G, LEGRAND E, AUDRAN M, BASLE MF. (2003) Image analysis measurements of roughness by texture and fractal analysis correlate with contact profilometry. *Biomaterials*, 24, 1399-1407.

- CHEN HY, HICKEL R, SETCOS JC, KUNZELMANN KH. (1999) Effects of surface finish and fatigue testing on the fracture strength of CAD-CAM and pressed-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, 82, 468-475.
- CHU PK, CHEN J, WANG L, HUANG N. (2002) Plasma-surface modification of biomaterials. *Mater Sci Eng*, 36, 143-206.
- COLDEA A, SWAIN MV, THIEL N. (2013) Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dent Mater*, 29, 419-426.
- COLUZZI DJ. (2004) Fundamentals of dental lasers: science and instruments. *Dent Clin North Am*, 48, 751-770.
- CONRAD HJ, SEONG WJ, PESUN IJ. (2007) Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent*, 98, 389-404.
- CULP L, MCLAREN EA. (2010) Lithium disilicate: the restorative material of multiple options. *Compend Contin Educ Dent*, 31, 716-720, 722, 724-715.
- D'ARCANGELO C, VANINI L. (2007) Effect of three surface treatments on the adhesive properties of indirect composite restorations. *J Adhes Dent*, 9, 319-326.
- DE MUNCK J, 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. *J Dent Res*, 84, 118-132.
- DE MUNCK J, VAN MEERBEEK B, YOSHIDA Y, INOUE S, VARGAS M, SUZUKI K, LAMBRECHTS P, VANHERLE G. (2003) Four-year water degradation of total-etch adhesives bonded to dentin. *J Dent Res*, 82, 136-140.
- DELGADO-RUIZ RA, CALVO-GUIRADO JL, MORENO P, GUARDIA J, GOMEZ-MORENO G, MATE-SANCHEZ JE, RAMIREZ-FERNANDEZ P, CHIVA F. (2011)

Femtosecond laser microstructuring of zirconia dental implants. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 96, 91-100.

DELLA BONA A, ANUSAVICE KJ. (2002) Microstructure, composition, and etching topography of dental ceramics. *Int J Prosthodont*, 15, 159-167.

DELLA BONA A, SHEN C, ANUSAVICE KJ. (2004) Work of adhesion of resin on treated lithia disilicate-based ceramic. *Dent Mater*, 20, 338-344.

DELLA BONA A, CORAZZA PH, ZHANG Y. (2014a) Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dent Mater*, 30, 564-569.

DELLA BONA A, BORBA M, BENETTI P, CECCHETTI D. (2007a) Effect of surface treatments on the bond strength of a zirconia-reinforced ceramic to composite resin. *Braz Oral Res*, 21, 10-15.

DELLA BONA A, MECHOLSKY JJ, JR., BARRETT AA, GRIGGS JA. (2008) Characterization of glass-infiltrated alumina-based ceramics. *Dent Mater*, 24, 1568-1574.

DELLA BONA A, DONASSOLLO TA, DEMARCO FF, BARRETT AA, MECHOLSKY JJ, JR. (2007b) Characterization and surface treatment effects on topography of a glass-infiltrated alumina/zirconia-reinforced ceramic. *Dent Mater*, 23, 769-775.

DELLA BONA A, BORBA M, BENETTI P, PECHO OE, ALESSANDRETTI R, MOSELE JC, MORES RT. (2014b) Adhesion to Dental Ceramics. *Curr Oral Health Rep*, 1, 232-238.

DEMETOĞLU GA. (2011) Yaşlandırma Sonrası Yüzey İşlemlerinin, Zirkonyum Oksit Seramiklerin Bağlantı Direnci ve Sızıntı Üzerine Etkisi. Erciyes Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü

- DENRY I, HOLLOWAY JA. (2010) Ceramics for dental applications: a review. *Materials*, 3, 351-368.
- DÉRAND P, DÉRAND T. (1999) Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *Int J Prosthodont*, 13, 131-135.
- DERAND T, MOLIN M, KVAM K. (2005) Bond strength of composite luting cement to zirconia ceramic surfaces. *Dent Mater*, 21, 1158-1162.
- DILBER E, YAVUZ T, KARA HB, OZTURK AN. (2012) Comparison of the effects of surface treatments on roughness of two ceramic systems. *Photomed Laser Surg*, 30, 308-314.
- DIRXEN C, BLUNCK U, PREISSNER S. (2013) Clinical performance of a new biomimetic double network material. *Open Dent J*, 7, 118-122.
- DUZYOL M, SAGSOZ O, POLAT SAGSOZ N, AKGUL N, YILDIZ M. (2015) The Effect of Surface Treatments on the Bond Strength Between CAD/CAM Blocks and Composite Resin. *J Prosthodont*, (in press).
- EGBERT JS, JOHNSON AC, TANTBIROJN D, VERSLUIS A. (2015) Fracture strength of ultrathin occlusal veneer restorations made from CAD/CAM composite or hybrid ceramic materials. *Oral Sci Int*, 12, 53-58.
- EL-MOWAFY O. (2001) The use of resin cements in restorative dentistry to overcome retention problems. *J Can Dent Assoc*, 67, 97-102.
- ELEKDAG-TURK S, TURK T, ISCI D, OZKALAYCI N. (2008) Thermocycling effects on shear bond strength of a self-etching primer. *Angle Orthod*, 78, 351-356.
- ELSAKA SE. (2014) Bond strength of novel CAD/CAM restorative materials to self-adhesive resin cement: the effect of surface treatments. *J Adhes Dent*, 16, 531-540.

- ELSAKA SE. (2015a) Repair bond strength of resin composite to a novel CAD/CAM hybrid ceramic using different repair systems. *Dent Mater J*, (in press).
- ELSAKA SE. (2015b) Influence of surface treatments on bond strength of metal and ceramic brackets to a novel CAD/CAM hybrid ceramic material. *Odontology*, (in press).
- ENAMIC. (2012) Technical and scientific documentation, Vita, Bad Sackingen, Almany.
- ERSU B, YUZUGULLU B, RUYA YAZICI A, CANAY S. (2009) Surface roughness and bond strengths of glass-infiltrated alumina-ceramics prepared using various surface treatments. *J Dent*, 37, 848-856.
- FEATHERSTONE JDB FD, MCCORMACK SM, SEKA W. (1996) Effect of pulse duration and repetition rate on CO2 laser inhibition of caries progression, In: Lasers in dentistry II, F. J. Wigdor HA, White JM, Neev J Ed.(Eds.), SPIE, San Jose (California). p: 79–87.
- FIEDLER S, IRSIG R, GIESEKE M, VEHSE M, SENZ V, ONISZCZUK A, TIGGESBÄUMKER J, SCHUSTER C, SVANIDZE A, ROTHE N. (2012) Material processing with femtosecond laser pulses for medical applications. *Biomed Eng*, 57, 603-605.
- FIEDLER S, IRSIG R, TIGGESBAUMKER J, SCHUSTER C, MERSCHJANN C, ROTHE N, LOCHBRUNNER S, VEHSE M, SEITZ H, KLINKENBERG ED, MEIWESBROER KH. (2013) Machining of Biocompatible Ceramics with Femtosecond Laser Pulses. *Biomed Tech*, 58-59.
- FILHO AM, VIEIRA LC, ARAUJO E, MONTEIRO JUNIOR S. (2004) Effect of different ceramic surface treatments on resin microtensile bond strength. *J Prosthodont*, 13, 28-35.

- FLURY S, SCHMIDT SZ, PEUTZFELDT A, LUSSI A. (2014) Dentin bond strength of two recent CAD/CAM materials after storage, Annual Meeting of the Academy of Dental Materials, Bologna, Italy.
- FUENTES MV, CEBALLOS L, GONZALEZ-LOPEZ S. (2013) Bond strength of self-adhesive resin cements to different treated indirect composites. *Clin Oral Investig*, 17, 717-724.
- GADELMAWLA E, KOURA M, MAKSOUUD T, ELEWA I, SOLIMAN H. (2002) Roughness parameters. *J Mater Process Technol*, 123, 133-145.
- GALE MS, DARVELL BW. (1999) Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent*, 27, 89-99.
- GARCÍA AH, LOZANO MAM, VILA JC, ESCRIBANO AB, GALVE PF. (2006) Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 11, 215-220.
- GBURECK U, MASTEN A, PROBST J, THULL R. (2003) Tribochemical structuring and coating of implant metal surfaces with titanium oxide and hydroxyapatite layers. *Mater Sci Eng C*, 23, 461-465.
- GIORDANO R, MCLAREN EA. (2010) Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. *Compend Contin Educ Dent*, 31, 682-684, 686, 688
- GRESNIGT M, OZCAN M, MUIS M, KALK W. (2012) Bonding of glass ceramic and indirect composite to non-aged and aged resin composite. *J Adhes Dent*, 14, 59-68.
- GU X-H, KERN M. (2002) Marginal discrepancies and leakage of all-ceramic crowns: influence of luting agents and aging conditions. *Int J Prosthodont*, 16, 109-116.

- 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. *J Dent Res*, 79, 1385-1391.
- HE LH, SWAIN M. (2011) A novel polymer infiltrated ceramic dental material. *Dent Mater*, 27, 527-534.
- HOOSHMAND T, VAN NOORT R, KESHVAD A. (2002) Bond durability of the resin-bonded and silane treated ceramic surface. *Dent Mater*, 18, 179-188.
- HORVITZ D, GOTMAN I, GUTMANAS E, CLAUSSEN N. (2002) In situ processing of dense Al₂O₃-Ti aluminide interpenetrating phase composites. *J Eur Ceram Soc*, 22, 947-954.
- IPS E.MAX. (2009) The Future of All-Ceramic Dentistry, Ivoclar-Vivadent, Lihtenştayn.
- ISO/TS 11405:2003. Dental Materials - Testing of adhesion to tooth structure, International Organization for Standardization ISO Central Secretariat, Geneva, İsviçre.
- JENNETT E, MOTAMEDİ M, RASTEGAR S, FREDERICKSON C, ARCORIA C, POWERS JM. (1994) Dye-enhanced ablation of enamel by pulsed lasers. *J Dent Res*, 73, 1841-1847.
- JONİOT S, SALOMON J, DEJOU J, GRÉGOİRE G. (2006) Use of two surface analyzers to evaluate the surface roughness of four esthetic restorative materials after polishing. *Oper Dent*, 31, 39-46.
- KAKABOURA A, FRAGOULI M, RAHIOTIS C, SILİKAS N. (2007) Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. *J Mater Sci Mater Med*, 18, 155-163.
- KANSU G, GÖKDENİZ B. (2011) Effects of different surface-treatment methods on the bond strengths of resin cements to full-ceramic systems. *J Dent Sci*, 6, 134-139.

- KARA HB, OZTURK AN, AYKENT F, KOC O, OZTURK B. (2011) The effect of different surface treatments on roughness and bond strength in low fusing ceramics. *Lasers Med Sci*, 26, 599-604.
- KARU T. (1998) The science of low-power laser therapy, Gordon and Breach Science Publishers, Amsterdam, Netherlands.
- KELLY JR. (2004) Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin North Am*, 48, 513-530.
- KELLY JR, BENETTI P. (2011) Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Aust Dent J*, 56 84-96.
- KERN M. (2005) Clinical long-term survival of two-retainer and single-retainer all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures. *Quintessence Int*, 36, 141-147.
- KERN M. (2009) Resin bonding to oxide ceramics for dental restorations. *J Adhes Sci Technol*, 23, 1097-1111.
- KERN M. (2015) Bonding to oxide ceramics-laboratory testing versus clinical outcome. *Dent Mater*, 31, 8-14.
- KERN M, THOMPSON VP. (1994) Sandblasting and silica coating of a glass-infiltrated alumina ceramic: volume loss, morphology, and changes in the surface composition. *J Prosthet Dent*, 71, 453-461.
- KHOROUSHI M, MANSOORI M. (2012) Marginal sealing durability of two contemporary self-etch adhesives. *ISRN Dent*, 2012, 1-8.
- KITAYAMA S, NIKAIDO T, TAKAHASHI R, ZHU L, IKEDA M, FOXTON RM, SADR A, TAGAMI J. (2010) Effect of primer treatment on bonding of resin cements to zirconia ceramic. *Dent Mater*, 26, 426-432.

- KOYUTURK AE, KUSGOZ A, ULKER M, YESILYURT C. (2008) Effects of mechanical and thermal aging on microleakage of different fissure sealants. *Dent Mater J*, 27, 795-801.
- KURATA S, YAMAZAKI N. (1993) Effect of silane coupling agents with a bisfunctional hydrolyzable group. *Dent Mater J*, 12, 127-135.
- KURT M, KULUNK T, URAL C, KULUNK S, DANISMAN S, SAVAS S. (2013) The effect of different surface treatments on cement-retained implant-supported restorations. *J Oral Implantol*, 39, 44-51.
- KUTSCH VK. (1993) Lasers in dentistry: comparing wavelengths. *J Am Dent Assoc*, 124, 49-54.
- LABELLA R, LAMBRECHTS P, VAN MEERBEEK B, VANHERLE G. (1999) Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dent Mater*, 15, 128-137.
- LAVA ULTIMATE (2011) CAD/CAM restorative technical product profile, 3M Espe Seefeld, Almanya.
- LEBON N, TAPIE L, VENNAT E, MAWUSSI B. (2015) Influence of CAD/CAM tool and material on tool wear and roughness of dental prostheses after milling. *J Prosthet Dent*, 114, 236-247.
- LI RW, CHOW TW, MATINLINNA JP. (2014) Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. *J Prosthodont Res*, 58, 208-216.
- LIU Q, MENG XF, DING H, LUO XP. (2011) The comparative research on resin bond strength and durability of two machinable glass ceramic. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*, 29, 129-131, 135.

- LORENZO MC, PORTILLO M, MORENO P, MONTERO J, GARCIA A, SANTOS-DEL RIEGO SE, ALBALADEJO A. (2013) Ultrashort pulsed laser conditioning of human enamel: in vitro study of the influence of geometrical processing parameters on shear bond strength of orthodontic brackets. *Lasers Med Sci*, 30, 891-900.
- LUNG CY, MATINLINNA JP. (2012) Aspects of silane coupling agents and surface conditioning in dentistry: an overview. *Dent Mater*, 28, 467-477.
- MATINLINNA J. (2004) Silane chemistry aspects in some conventional and novel dental biomaterials. PhD thesis. University of Turku.
- MATINLINNA J, OZCAN M, LASSILA L, KALK W, VALLITTU P. (2008) Effect of the cross-linking silane concentration in a novel silane system on bonding resin-composite cement. *Acta Odontol Scand*, 66, 250-255.
- MATINLINNA JP, VALLITTU PK. (2007a) Bonding of resin composites to etchable ceramic surfaces - an insight review of the chemical aspects on surface conditioning. *J Oral Rehabil*, 34, 622-630.
- MATINLINNA JP, VALLITTU PK. (2007b) Silane based concepts on bonding resin composite to metals. *J Contemp Dent Pract*, 8, 1-8.
- MATINLINNA JP, LASSILA LV, VALLITTU PK. (2007) Pilot evaluation of resin composite cement adhesion to zirconia using a novel silane system. *Acta Odontol Scand*, 65, 44-51.
- MATSUYAMA T, AOKI A, ODA S, YONEYAMA T, ISHIKAWA I. (2003) Effects of the Er:YAG laser irradiation on titanium implant materials and contaminated implant abutment surfaces. *J Clin Laser Med Surg*, 21, 7-17.
- MCLEAN JW. (2001) Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent*, 85, 61-66.

- MCLEAN JW, HUGHES TH. (1965) The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Br Dent J*, 119, 251-267.
- MESMAR S. (2015) Comparison of adherence of self-cured adhesive resin cement to lithium disilicate ceramics and ceramic resin composites using fracture mechanics. Master of Science. The University of British Columbia Craniofacial Science.
- MISERENDINO L, PICK RM. (1995) Laser Physics. , In: Lasers in dentistry, Quintessence Pub Co. p: 27-38.
- MIYAZAKI M, SATO M, ONOSE H, MOORE BK. (1998) Influence of thermal cycling on dentin bond strength of two-step bonding systems. *Am J Dent*, 11, 118-122.
- MORITZ A, BEER F. (2006) Oral Laser Application Quintessence Publishing, USA.
- MORMANN WH, STAWARCZYK B, ENDER A, SENER B, ATTIN T, MEHL A. (2013) Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness. *J Mech Behav Biomed Mater*, 20, 113-125.
- MORRESI AL, D'AMARIO M, CAPOGRECO M, GATTO R, MARZO G, D'ARCANGELO C, MONACO A. (2014) Thermal cycling for restorative materials: Does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review. *J Mech Behav Biomed Mater*, 29, 295-308.
- NAGARAJ K. (2012) Use of Lasers in Prosthodontics: A Review. *Int J Clin Dent*, 5, 91-112.
- NANOMAP-LS. 3D Scanning Contact Surface Profilometer, AEP Technology, California, ABD.
- NIKAIDO T, KUNZELMANN KH, CHEN H, OGATA M, HARADA N, YAMAGUCHI S, COX CF, HICKEL R, TAGAMI J. (2002) Evaluation of thermal cycling and

mechanical loading on bond strength of a self-etching primer system to dentin. *Dent Mater*, 18, 269-275.

O'BRIEN WJ. (2002a) Dental Materials and Their Selection, In: Chapter 15 : Dental Porcelain, Quintessence Publishing Company. p: 210-225.

O'BRIEN WJ. (2002b) Dental Materials and Their Selection, In: Chapter 9 : Dental Cements, Quintessence Publishing Company. p: 132-256.

ODEN A, ROWCLIFFE D. (1996) Flexure tests on dental ceramics. *Int J Prosthodont*, 9, 434-439.

OSORIO E, TOLEDANO M, DA SILVEIRA BL, OSORIO R. (2010) Effect of different surface treatments on In-Ceram Alumina roughness. An AFM study. *J Dent*, 38, 118-122.

OYAGUE RC, MONTICELLI F, TOLEDANO M, OSORIO E, FERRARI M, OSORIO R. (2009a) Influence of surface treatments and resin cement selection on bonding to densely-sintered zirconium-oxide ceramic. *Dent Mater*, 25, 172-179.

OYAGUE RC, MONTICELLI F, TOLEDANO M, OSORIO E, FERRARI M, OSORIO R. (2009b) Effect of water aging on microtensile bond strength of dual-cured resin cements to pre-treated sintered zirconium-oxide ceramics. *Dent Mater*, 25, 392-399.

OZCAN M, VALLITTU PK. (2003) Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dent Mater*, 19, 725-731.

OZCAN M, PFEIFFER P, NERGIZ I. (1998) A brief history and current status of metal-and ceramic surface-conditioning concepts for resin bonding in dentistry. *Quintessence Int*, 29, 713-724.

- OZCAN M, NIJHUIS H, VALANDRO LF. (2008a) Effect of various surface conditioning methods on the adhesion of dual-cure resin cement with MDP functional monomer to zirconia after thermal aging. *Dent Mater J*, 27, 99-104.
- OZCAN M, KERKDIJK S, VALANDRO LF. (2008b) Comparison of resin cement adhesion to Y-TZP ceramic following manufacturers' instructions of the cements only. *Clin Oral Investig*, 12, 279-282.
- OZCAN M, ALLAHBEICKARAGHI A, DUNDAR M. (2012) Possible hazardous effects of hydrofluoric acid and recommendations for treatment approach: a review. *Clin Oral Investig*, 16, 15-23.
- ÖZCAN M. (2003) Adhesion of resin composites to biomaterials in dentistry: an evaluation of surface conditioning methods. PhD Thesis. University of Groningen.
- ÖZCAN M, DÜNDAR M, ERHAN ÇÖMLEKOĞLU M. (2012) Adhesion concepts in dentistry: tooth and material aspects. *J Adhes Sci Technol*, 26, 2661-2681.
- PETER J. GOODHEW JH, RICHARD BEANLAND. (2001) The scanning electron microscope, In: *Electron Microscopy and Analysis*, Taylor & Francis, London. p: 122-124.
- PEUMANS M, HIKITA K, DE MUNCK J, VAN LANDUYT K, POITEVIN A, LAMBRECHTS P, VAN MEERBEEK B. (2007) Effects of ceramic surface treatments on the bond strength of an adhesive luting agent to CAD–CAM ceramic. *Journal of dentistry*, 35, 282-288.
- PICONI C, MACCAURO G. (1999) Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20, 1-25.
- PLACIDO E, MEIRA JB, LIMA RG, MUENCH A, DE SOUZA RM, BALLESTER RY. (2007) Shear versus micro-shear bond strength test: a finite element stress analysis. *Dent Mater*, 23, 1086-1092.

- POGREL MA, MUFF DF, MARSHALL GW. (1993) Structural changes in dental enamel induced by high energy continuous wave carbon dioxide laser. *Lasers Surg Med*, 13, 89-96.
- POITEVIN A, DE MUNCK J, VAN LANDUYT K, COUTINHO E, PEUMANS M, LAMBRECHTS P, VAN MEERBEEK B. (2007) Influence of three specimen fixation modes on the micro-tensile bond strength of adhesives to dentin. *Dent Mater J*, 26, 694-699.
- 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. *Dent Mater*, 26, 864-872.
- POTT PC, STIESCH M, EISENBURGER M. (2015) Influence of 10-MDP Adhesive System on Shear Bond Strength of Zirconia-Composite Interfaces. *J Dent Mater Tech*, 4, 117-126.
- PROBSTER L, DIEHL J. (1992) Slip-casting alumina ceramics for crown and bridge restorations. *Quintessence Int*, 23, 25-31.
- QEBLAWI DM, CAMPILLO-FUNOLLET M, MUNOZ CA. (2015) In vitro shear bond strength of two self-adhesive resin cements to zirconia. *J Prosthet Dent*, 113, 122-127.
- RETHFELD B, SOKOLOWSKI-TINTEN K, VON DER LINDE D, ANISIMOV S. (2004) Timescales in the response of materials to femtosecond laser excitation. *Applied Physics A*, 79, 767-769.
- RITZBERGER C, APEL E, H'LAND W, PESCHKE A, RHEINBERGER VM. (2010) Properties and clinical application of three types of dental glass-ceramics and ceramics for CAD-CAM technologies. *Materials*, 3, 3700-3713.
- RIZKALLA AS, JONES DW. (2004) Mechanical properties of commercial high strength ceramic core materials. *Dent Mater*, 20, 207-212.

- ROCHA R, SOARES FZ, RODRIGUES CR, RODRIGUES FILHO LE. (2007) Influence of aging treatments on microtensile bond strength of adhesive systems to primary dentin. *J Dent Child (Chic)*, 74, 109-112.
- RUSE ND, SADOON MJ. (2014) Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. *J Dent Res*, 93, 1232-1234.
- SADEK FT, MONTICELLI F, MUENCH A, FERRARI M, CARDOSO PE. (2006) A novel method to obtain microtensile specimens minimizing cut flaws. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 78, 7-14.
- SADOON M. (1988) All Ceramic Bridges With the Slip Casting Technique 7th International Symposium on Ceramics Paris.
- SAKER S, IBRAHIM F, OZCAN M. (2013) Effect of different surface treatments on adhesion of In-Ceram Zirconia to enamel and dentin substrates. *J Adhes Dent*, 15, 369-376.
- SALZ U, BOCK T. (2010) Testing adhesion of direct restoratives to dental hard tissue a review. *J Adhes Dent*, 12, 343-371.
- SCHERRER SS, CESAR PF, SWAIN MV. (2010) Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review. *Dent Mater*, 26, 78-93.
- SCHMAGE P, NERGIZ I, HERRMANN W, OZCAN M. (2003) Influence of various surface-conditioning methods on the bond strength of metal brackets to ceramic surfaces. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 123, 540-546.
- SEKER E, KILICARSLAN MA, DENIZ ST, MUMCU E, OZKAN P. (2015) Effect of atmospheric plasma versus conventional surface treatments on the adhesion capability between self-adhesive resin cement and titanium surface. *J Adv Prosthodont*, 7, 249-256.

- SHEN J. (2013) Advanced ceramics for dentistry, Butterworth-Heinemann. p: 255-275.
- SHILLINGBURG HT, WITSETT LD. (1997) Fundamentals of fixed prosthodontics, In: All-Ceramic Restorations, Wiley Online Library. p: 433.
- SILVA NR, SAILER I, ZHANG Y, COELHO PG, GUESS PC, ZEMBIC A, KOHAL RJ. (2010) Performance of zirconia for dental healthcare. *Materials*, 3, 863-896.
- SILVEIRA BL, PAGLIA A, BURNETT LH, SHINKAI RS, EDUARDO CDE P, SPOHR AM. (2005) Micro-tensile bond strength between a resin cement and an aluminous ceramic treated with Nd:YAG laser, Rocatec System, or aluminum oxide sandblasting. *Photomed Laser Surg*, 23, 543-548.
- SINGH SC, ZENG H, GUO C, CAI W. (2012) Nanomaterials: processing and characterization with lasers, John Wiley & Sons.
- SIRISHA K, RAMBABU T, SHANKAR YR, RAVIKUMAR P. (2014a) Validity of bond strength tests: A critical review: Part I. *J Conserv Dent*, 17, 305-311.
- SIRISHA K, RAMBABU T, RAVISHANKAR Y, RAVIKUMAR P. (2014b) Validity of bond strength tests: A critical review-Part II. *J Conserv Dent*, 17, 420-426.
- SOARES CJ, SOARES PV, PEREIRA JC, FONSECA RB. (2005) Surface treatment protocols in the cementation process of ceramic and laboratory-processed composite restorations: a literature review. *J Esthet Restor Dent*, 17, 224-235.
- SOARES CJ, GIANNINI M, OLIVEIRA MT, PAULILLO LA, MARTINS LR. (2004) Effect of surface treatments of laboratory-fabricated composites on the microtensile bond strength to a luting resin cement. *J Appl Oral Sci*, 12, 45-50.
- SOMANI R, GURLEEN SJDJS, SIBAL K. (2015) Comparative Evaluation of Shear Bond Strength of Conventional Type II Glass Ionomer Cement and Triclosan Incorporated Type II Glass Ionomer Cement: An in Vitro Study, 4, 33-38.

- SPITZNAGEL FA, HORVATH SD, GUESS PC, BLATZ MB. (2014) Resin bond to indirect composite and new ceramic/polymer materials: a review of the literature. *J Esthet Restor Dent*, 26, 382-393.
- SPOHR AM, SOBRINHO LC, CONSANI S, SINHORETI MA, KNOWLES JC. (2003) Influence of surface conditions and silane agent on the bond of resin to IPS Empress 2 ceramic. *Int J Prosthodont*, 16, 277-282.
- SPOHR AM, BORGES GA, JUNIOR LH, MOTA EG, OSHIMA HM. (2008) Surface modification of In-Ceram Zirconia ceramic by Nd:YAG laser, Rocatec system, or aluminum oxide sandblasting and its bond strength to a resin cement. *Photomed Laser Surg*, 26, 203-208.
- 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.
- SUAREZ MJ, LOZANO JF, PAZ SALIDO M, MARTINEZ F. (2004) Three-year clinical evaluation of In-Ceram Zirconia posterior FPDs. *Int J Prosthodont*, 17, 35-38.
- SUBASI MG, INAN O. (2012a) Evaluation of the topographical surface changes and roughness of zirconia after different surface treatments. *Lasers Med Sci*, 27, 735-742.
- SUBASI MG, INAN O. (2012b) Influence of surface treatments and resin cement selection on bonding to zirconia. *Lasers Med Sci*, 29, 19-27.
- SUBRAT BISWALA, JOHN NEESA, AKIHIKO NISHIMURAB, HIROSHI TAKUMAB, GERARD MOUROUA, . (1999) Ytterbium-doped glass regenerative chirped-pulse amplifier. *Opt Commun* 160, 92-97.
- THORNTON I, RUSE ND. (2014) Characterization of nanoceramic resin composite and lithium disilicate blocks, International Association for Dental Research (IADR) General Session and Exhibition Journal of Dental Research, South Africa.

- TIAN T, TSOI JK, MATINLINNA JP, BURROW MF. (2014) Aspects of bonding between resin luting cements and glass ceramic materials. *Dent Mater*, 30, 147-162.
- TINSCHERT J, ZWEZ D, MARX R, ANUSAVICE KJ. (2000) Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *J Dent*, 28, 529-535.
- TOLEDANO M, OSORIO R, OSORIO E, AGUILERA FS, YAMAUTI M, PASHLEY DH, TAY F. (2007) Durability of resin-dentin bonds: effects of direct/indirect exposure and storage media. *Dent Mater*, 23, 885-892.
- TOUATI B, MIARA P, NATHANSON D. (1999) Shape and position of teeth, In: Esthetic dentistry and ceramic restorations, Thieme. p: 139-160.
- UNAL SM, NIGIZ R, POLAT ZS, USUMEZ A. (2015) Effect of ultrashort pulsed laser on bond strength of Y-TZP zirconia ceramic to tooth surfaces. *Dent Mater J*, 34, 351-357.
- USUMEZ A, HAMDEMIRCI N, KOROGLU BY, SIMSEK I, PARLAR O, SARI T. (2013) Bond strength of resin cement to zirconia ceramic with different surface treatments. *Lasers Med Sci*, 28, 259-266.
- VAN MEERBEEK B, PEUMANS M, POITEVIN A, MINE A, VAN ENDE A, NEVES A, DE MUNCK J. (2010) Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dent Mater*, 26, 100-121.
- VANNOORT R. (2002) Principles of adhesion., In: An introduction to dental materials, R. V. Noort Ed.(Eds.), Elsevier, Hong Kong. p: 68-78.
- VARGAS MA, BERGERON C, DIAZ-ARNOLD A. (2011) Cementing all-ceramic restorations: recommendations for success. *J Am Dent Assoc*, 142 20-24.
- VIDOTTI HA, GARCIA RP, CONTI PC, PEREIRA JR, VALLE AL. (2013) Influence of low concentration acid treatment on lithium disilicate core/veneer ceramic bond strength. *J Clin Exp Dent*, 5, 157-162.

- VITABLOCS. (2014) The Concept, VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya.
- WALL JG, CIPRA DL. (1992) Alternative crown systems. Is the metal-ceramic crown always the restoration of choice? *Dent Clin North Am*, 36, 765-782.
- WEGNER SM, KERN M. (2000) Long-term resin bond strength to zirconia ceramic. *J Adhes Dent*, 2, 139-147.
- XU H. (1999) Dental composite resins containing silica-fused ceramic single-crystalline whiskers with various filler levels. *J Dent Res*, 78, 1304-1311.
- 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 Med Sci*, 28, 1233-1239.
- YOSHIDA K, TSUO Y, ATSUTA M. (2006) Bonding of dual-cured resin cement to zirconia ceramic using phosphate acid ester monomer and zirconate coupler. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 77, 28-33.
- YUCEL MT, AYKENT F, AKMAN S, YONDEM I. (2012) Effect of surface treatment methods on the shear bond strength between resin cement and all-ceramic core materials. *J Non Cryst Solids*, 358, 925-930.
- ZAIMOĞLU A, CAN G, ERSOY E, AKSU L. (1993) Diş hekimliğinde maddeler bilgisi Ankara Üniversitesi Basımevi, Ankara. s: 515.

6 ÖZGEÇMİŞ

Zülfikar DEMİRTAĞ, 02.03.1983 tarihinde Adana'da doğdu. İlk, orta ve lise öğrenimini Adana'da tamamladı. 2000 yılında girdiği Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nden 2006 yılında mezun oldu.

2006-2007 yılları arasında askerlik hizmetini tamamladı.

2007-2010 yıllarında özel sektörde, 2010-2011 yıllarında Mardin Ağız ve Diş Sağlığı Merkezi'nde, 2011-2012 yıllarında da Abant İzzet Baysal Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde çalıştı.

2012-DUS ilkbahar sınavında Kırıkkale Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim dalını kazanarak uzmanlık öğrenimine başladı. Evli ve bir çocuk sahibidir. Halen Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde görevine devam etmektedir. Yabancı dili İngilizcedir.