



**T.C.
KIRIKKALE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**TAMİR EDİLMİŞ ESTETİK RESTORATİF CAD/CAM
MATERYALLERİ ÜZERİNDEKİ BAĞLANTI DAYANIMINA
İÇEÇEKLERİN ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

ELİF YİĞİT

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

UZMANLIK TEZİ

**DANIŞMAN
DR. ÖĞR. ÜYESİ HAMİYET GÜNGÖR ERDOĞAN**

KIRIKKALE-2021



T.C.
KIRIKKALE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

TAMİR EDİLMİŞ ESTETİK RESTORATİF CAD/CAM
MATERYALLERİ ÜZERİNDEKİ BAĞLANTI DAYANIMINA
İÇEÇEKLERİN ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

ELİF YİĞİT

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN
DR. ÖĞR. ÜYESİ HAMİYET GÜNGÖR ERDOĞAN

Bu alıŐma Kırıkkale Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi
tarafından 2020/075 numaralı proje ile desteklenmiştir.

2021– KIRIKKALE

KABUL VE ONAY

Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Diş Hekimliği Uzmanlık Programı çerçevesinde yürütülen bu çalışma aşağıdaki jüri üyeleri tarafından Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 05.11.2021

İmza

Prof. Dr. Yasemin Keskin

Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Jüri Başkanı

İmza

Prof. Dr. İlgi Tosun

Çanakkale Onsekiz Mart Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi

Üye

İmza

Prof. Dr. M. Ercüment Önder
Kırıkkale Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi

Üye

İmza

Doç. Dr. Ahmet Kürşad Çulhaoğlu
Kırıkkale Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi

Üye

İmza

Dr. Öğr. Üyesi Hamiyet Güngör Erdoğan
Kırıkkale Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi

Danışman

ÖZET

TAMİR EDİLMİŞ ESTETİK RESTORATİF CAD/CAM MATERYALLERİ ÜZERİNDEKİ BAĞLANTI DAYANIMINA İÇECEKLERİN ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Kırıkkale Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Uzmanlık Tezi Danışman: Dr. Öğr. Üyesi Hamiyet GÜNGÖR ERDOĞAN
Kasım 2021, 96 sayfa

Bu çalışmanın amacı; günlük hayatta sık tüketilen içeceklerin kompozit rezin materyali ile tamir edilmiş rezin matris seramiklerin bağlantı dayanımına etkisini araştırmaktır. GC Cerasmart Lava Ultimate ve Vita Enamic materyallerinden 6 x 5 x 2 mm boyutlarında 138 adet örnek elde edilmiştir ve elde edilen örnekler akril bloklara sabitlenmiştir. Elde edilen örnekler 400,600, 800, 1200 grenli silikon karbit (SiC) aşındırıcı diskler kullanılarak zımparalama cihazı ile parlatılmıştır ve örnekler 5°-55°C ve 10000 termal döngüye maruz bırakılmıştır. Daha sonra yeşil bantlı elmas fissür frezle örnekler yüzey işlemi uygulanmış ve kontak profilometre cihazı ile ortalama yüzey pürüzlülük değeri ölçülmüştür. Örneklerin yüzey pürüzlülükleri ölçüldükten sonra her bir gruptan birer örnek SEM analizi için kullanılmıştır. Daha sonra üretici firma talimatlarına uygun olarak her bir örnek için kompozit rezin, özel bir test aparatı (SDI SBS Rig) kullanılarak rezin matris seramik yüzeylerine uygulanmıştır ve örnekler, 24 saat boyunca karanlık bir yerde 37° C'de distile suda bekletilmiştir. Tamir edilmiş örnekler 5°-55°C ve 10.000 termal döngü uygulanmıştır. Tamir işlemi ve termal döngü sonrası örnekler solüsyon çeşidine göre; distile su (kontrol) grubu, çay grubu ve kola grubu olmak üzere kendi içinde üç gruba ayrılmıştır (n=15). Örnekler bu solüsyonlarda 28 gün bekletilmiş ve daha sonra tamir materyalinin bağlanma dayanımı değerlendirmek için makaslama testi uygulanmıştır. İstatistiksel analiz veriler IBM SPSS Statistics 23 (SPSS inc., IBM Corp., New New York, ABD) programına aktararak değerlendirilmiştir. Çalışma verileri değerlendirilirken sayısal ölçümler için tanımlayıcı istatistikler (ortalama, standart sapma, minimum ve maksimum) verilmiştir. İki deneme grubu arasında fark olup olmadığına tek yönlü varyans analizi (One Way ANOVA) ile bakılmıştır. “Tek yönlü varyans analizi” (ANOVA) sonucunda öncelikle varyans homojenliği için Levene testine, ardından farklılığın hangi grup ya da gruplardan kaynaklandığı “çoklu karşılaştırma testi” (Bonferroni ya da Tamhane’s T2) ile kontrol edilmiştir. Varyans homojenliğini sağlayan değişkenlerde gruplar arasındaki fark incelemesi için Bonferroni, varyans homojenliğini sağlamayan değişkenlerde gruplar arasında fark incelemesi için Tamhane’s T2 testine bakılmıştır. Anlamlılık için $p < 0,05$ kabul edilmiştir. Ortalama bağlantı dayanımı değeri Vita Enamic materyali için en yüksek bulunmuştur. Günlük hayatta sık tüketilen içeceklerin üç farklı rezin matris seramik ve kompozit rezin arasındaki bağlantı dayanımına etkisi incelendiğinde Lava Ultimate ve Vita Enamic için anlamlı derecede farklılık bulunurken GC Cerasmart için anlamlı derecede farklılık bulunmamıştır. Çay ve kola içeceklerinde bekletilen örneklerin ortalama bağlantı dayanımı değerleri distile suda bekletilen örneklerin bağlantı dayanımına

oranla daha düşük bulunmuştur. Günlük hayatta sık kullanılan içeceklerin rezin matriks seramik ve kompozit rezin arasındaki bağlantı dayanımını düşürdüğü gözlemlenmesine rağmen bütün gruplar için bağlantı dayanımı değerleri klinik olarak kabul edilebilir değerdedir.

Anahtar Kelimeler: Resin matriks seramik, resin nanoseramik, polimer infiltrate seramik ağı, resin kompozit, makaslama bağlantı dayanımı



ABSTRACT

EVALUATION OF THE EFFECT OF BEVERAGES ON BOND STRENGTH ON REPAIRED AESTHETIC RESTORATIVE CAD/CAM MATERIALS

Kırıkkale University

Faculty of Dentistry

Department of Prosthetic Dentistry

Supervisor:Asst.Prof. Hamiyet GÜNGÖR ERDOĞAN

November 2021, 96 Pages

The aim of this study; The aim of this study is to investigate the effect of commonly consumed beverages in daily life on bond strength of resin matrix ceramics repaired with composite resin material. 138 samples of 6 x 5 x 2 mm dimensions were obtained from GC Cerasmart, Lava Ultimate and Vita Enamic materials and the fixed on acrylic blocks. The samples were polished with a sanding device using 400, 600, 800, 1200 grain silicon carbide (SiC) abrasive discs and thermal cycling (10000 cycles, 5-55 °C) was performed. Then, the surface treatment was applied with a green banded diamond fissure bur and the average surface roughness value was measured with a contact profilometer device. After measuring the surface roughness of the samples, one sample from each group was used for SEM analysis. Then, composite resin for each sample was applied to the resin matrix ceramic surfaces using a special test apparatus (SDI SBS Rig) in accordance with the manufacturer's instructions, and the samples were stored in distilled water at 37°C in a dark place for 24 hours. Thermal cycling (10.000 cycles, 5-55 °C) was performed to the repaired samples. After the repair process and thermal cycling, the samples were divided into three groups according to the solution type; distilled water (control) group, tea group and cola group (n=15). The specimens were stored in these solutions for 28 days and then shear test was applied to evaluate the bond strength of the repair material. Statistical analysis was completed by transferring the data to IBM SPSS Statistics 23 (SPSS inc., IBM Corp., New York, USA). While evaluating the study data, descriptive statistics (mean, standard deviation, minimum and maximum) are given for numerical measurements. One way analysis of variance (One Way ANOVA) was used to determine whether there was a difference between more than two groups. As a result of the "one-way analysis of variance" (ANOVA), firstly Levene test for variance homogeneity, and then from which group or groups the difference originated was checked with the "multiple comparison test" (Bonferroni or Tamhane's T2). Bonferroni was used to examine the difference between the groups in the variables that provided variance homogeneity, and Tamhane's T2 test was used to examine the difference between the groups in the variables that did not provide the variance homogeneity. $P < 0.05$ was accepted for significance. The highest bond strength was found for Vita Enamic material. When the effects of commonly consumed beverages in daily life on the bond strength between three different resin matrix ceramic and composite resin were examined, there was a significant difference for Lava Ultimate and Vita Enamic, but no significant difference was found for GC Cerasmart. The average bond strength values of the

samples stored in tea and cola beverages were found more lower than the bond strengths of the samples kept in distilled water. It has been observed that beverages that are commonly consumed in daily life decrease the bond strength between the resin matrix ceramic and composite resin, but still, the bond strength values for all groups are clinically acceptable.

Keywords: Resin matrix ceramic, resin nanoceramic, polymer infiltrated ceramic network, resin composite, shear bond strength



ÖNSÖZ

Uzmanlık eğitimim süresince her zaman büyük desteğini gördüğüm, bana sabır, içtenlik, hoşgörü ve özveriyle her konuda yol gösteren çok değerli danışman hocam Dr. Öğr. Üyesi Hamiyet GÜNGÖR ERDOĞAN'a,

Uzmanlık tezi süresince bilgi ve tecrübesiyle bana yol gösterip zamanını ve desteğini esirgemeyen, desteğini her zaman minnetle anacağım Dr. Öğr. Üyesi Zülfikar DEMİRTAĞ'a

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

Tez süreci boyunca manevi desteklerini yoğun bir şekilde hissettiren arkadaşlarım Dt. Ayşe Rüveyda AYDOĞAN GÖÇER, Dt. Rabia ÇELİK, Dt. Sabina İMANOVA, Dt. Betül ERDAL, Dt. Zahide MEŞHUR, Dt. Gülşah ERTAŞ, Dt. İrem ÇETİNBAK ve Dt. Selin POLATOĞLU'na,

Tez süreci boyunca bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan değerli arkadaşlarım Dr. Öğr. Üyesi Sadık TAKI, Uzm. Dt. Duygu TAŞKIN GEDİK, Uzm. Dt. Kemal Ulaş EROL, Uzm. Dt. Beyza Ecem ALKAÇ, Uzm. Dt. Tanyel ÖZKAN ve Uzm. Dt. Merve AYDOĞDU'ya,

Deneylein gerçekleştirilmesindeki yardımlarından dolayı Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protez Araştırma Laboratuvarı sorumlusu, makine teknikeri Mustafa YEŞİL'e,

Uzmanlık tezimin hazırlanması için gereken materyallerin teminini sağlayan GC Türkiye firmasına ve özverili çalışanlarına,

Her zaman yanımda olan ve beni destekleyen canım arkadaşlarım Esra KÜÇÜKOĞLU ve Gizem ŞABANOĞLU'na

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

Tüm kalbimle teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	i
ABSTRACT	iii
ÖNSÖZ.....	v
İÇİNDEKİLER	vi
ÇİZELGELER DİZİNİ	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ	x
SİMGELER VE KISALTMALAR	xiii
1.GİRİŞ	1
1.1 Dental Seramikler.....	2
1.1.1 Dental Seramiklerin Tarihçesi	2
1.1.2 Dental Seramiklerin Yapısı.....	3
1.1.2.1 Feldspar	4
1.1.2.2 Kuartz.....	4
1.1.2.3 Kaolin.....	4
1.2. Tam Seramikler	4
1.2.1 Tam Seramiklerin Sınıflandırılması.....	5
1.2.1.1 Yapım Tekniklerine Göre Tam Seramiklerin Sınıflandırılması.....	5
1.2.1.1.1 Konvansiyonel toz/sıvı yöntemiyle hazırlanan seramikler	5
1.2.1.1.2 Dökülebilir Seramikler	5
1.2.1.1.3 İnfiltr (Slip-casting yöntemi ile hazırlanan) Seramikler.....	6
1.2.1.1.4 Isı ve Basınçla Şekillendirilen Seramikler	6
1.2.1.1.5 CAD/CAM Teknolojisi ile Üretilen Seramikler.....	7
1.2.1.1.6 Tam Seramiklerin ve Seramik ve Benzeri Yapıların Kimyasal Yapılarına Göre Sınıflandırılması	11
1.3. Seramik Restorasyonların Tamiri.....	20
1.4. Yüzey İşlemi Yöntemleri	21

1.4.1. Frezle Pürüzlendirme	21
1.4.2. Asitle Pürüzlendirme	21
1.4.3 Kumlama.....	22
1.4.4 Tribokimyasal Silika Kaplama	22
1.4.5 Lazer ile Pürüzlendirme.....	23
1.4.6 Silan Uygulaması.....	23
1.5 Kompozit Rezinler	24
1.5.1 Kompozit Rezinlerin Yapısı	24
1.5.1.1 Organik Faz.....	25
1.5.1.2 İnorganik Faz	25
1.5.1.3 Ara Faz	25
1.5.2 Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması.....	25
1.5.2.1 İnorganik Doldurucu Boyutuna Göre Kompozit Rezinler	26
1.5.2.2 Viskozitesine Göre Kompozit Rezinler	26
1.5.2.3 Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kompozit Rezinler	26
1.6 Ağız Ortamını Taklit Eden Testler	26
1.6.1 Suda Bekletme	27
1.6.2 Termal Döngü.....	27
1.7 Bağlanma Dayanımı ve Test Yöntemleri	27
1.7.1 Makro Test Yöntemleri.....	28
1.7.1.1 Makaslama Testi	28
1.7.1.2 Çekme Testi	28
1.7.2 Mikro Test Yöntemleri	28
1.7.2.1 Mikro Makaslama Testi	28
1.7.2.2 Mikro Çekme Testi	29
1.8 Yüzeysel İnceleme Yöntemleri.....	29
1.8.1 Profilometre Analizi	29

1.8.2 Taramalı Elektron Mikroskobu Analizi (SEM).....	30
1.9 Amaç	30
1.10 Hipotez	31
2. GEREÇ VE YÖNTEM.....	32
2.1. Rezin Matriks Seramik Blokların Kesilmesi.....	34
2.2. Örneklerin Akrole Gömülmesi.....	36
2.3. Yapay Yaşlandırma İşlemleri	37
2.4. Yüzey İşlemlerinin Uygulanması	38
2.5. Yüzey Pürüzlülüğünün Kontak Profilometre ile Ölçülmesi.....	38
2.6. Örneklerin Yüzey Pürüzlülüklerinin SEM De Değerlendirilmesi	39
2.7. Örneklere Silan Uygulanması	40
2.8. Bonding Ajanının ve Kompozit Rezinin Rezin Matriks Seramik Yüzeyle Uygulanması.....	41
2.9.Örneklerin Solüsyonda Bekletilmesi	44
2.10. Makaslama Testinin Uygulanması	44
2.11. Başarısızlık Tiplerinin Belirlenmesi.....	46
2.12. İstatiksel Analiz.....	46
3. BULGULAR.....	47
3.1. Yüzey Pürüzlülük Bulguları	47
3.2. SEM Analizi Bulguları	48
3.3. Bağlanma Dayanımı Bulguları	51
3.4. Kırılma Analizi Bulguları.....	55
4. TARTIŞMA VE SONUÇ.....	66
KAYNAKLAR	80
ÖZGEÇMİŞ.....	96

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.1. Çalışmada kullanılan malzemelerin kimyasal kompozisyonu ve üretici firmaları	32
Çizelge 2.2. Çalışmada kullanılan cihazlar ve üretici firmaları.....	33
Çizelge 3.1. Materyaller arasındaki farklılıkların incelenmesi.....	47
Çizelge 3.2. Materyallere göre gruplar arasındaki farklılıkların incelenmesi	51
Çizelge 3.3. Gruplara göre materyaller arasındaki farklılıkların incelenmesi.....	53
Çizelge 3.4. Gruplara göre kırılma analizi bulguları	56



ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Metkon hassas kesme cihazı.....	34
Şekil 2.2. CAD/CAM bloklarından elde edilen örnekler.....	35
Şekil 2.3. Ultrasonik temizleme cihazı	35
Şekil 2.4. Örneklerin akrile gömülmesinde kullanılan kestamit kalıp.....	36
Şekil 2.5. Zımpara makinesi	37
Şekil 2.6. Termal döngü cihazı	37
Şekil 2.7. Frezle pürüzlendirme	38
Şekil 2.8. Profilometre cihazı	39
Şekil 2.9. Taramalı elektron mikroskobu.....	40
Şekil 2.10. G- Multi Primer	41
Şekil 2.11. Silan uygulanması.....	41
Şekil 2.12. G-Premio Bond.....	42
Şekil 2.13. GC Essentia Universal kompozit rezin.....	42
Şekil 2.14. Bir örneğin SDI SBS Rig test aparatındaki görüntüsü	43
Şekil 2.15. Test aparatında tamir edildikten sonraki görüntüsü.....	43
Şekil 2.16. Tamir yapılmış tüm örneklerin görüntüsü	43
Şekil 2.17. Universal test cihazı.....	45
Şekil 2.18. Universal test cihazına yerleştirilmiş örneğin görüntüsü.....	45
Şekil 2.19. Stereomikroskop	46
Şekil 3.1. GC Cerasmart, Lava Ultimate ve Vita Enamic materyallerine ait ortalama yüzey pürüzlülüğü değerlerini gösteren saplı kutu grafiği	48
Şekil 3.2. GC Cerasmart materyalinin frezle pürüzlendirme sonrası SEM de x100 büyütülmüş görüntüsü	48
Şekil 3.3. GC Cerasmart materyalinin frezle pürüzlendirme sonrası SEMde x1000 büyütülmüş görüntüsü	49
Şekil 3.4. Lava Ultimate materyalinin frezle pürüzlendirme sonrası SEM de x100 büyütülmüş görüntüsü	49

Şekil 3.5. Lava Ultimate materyalinin frezle pürüzlendirme sonrası SEM de x1000 büyütülmüş görüntüsü	50
Şekil 3.6. Vita Enamic materyalinin frezle pürüzlendirme sonrası SEM de x100 büyütülmüş görüntüsü	50
Şekil 3.7. Vita Enamic materyalinin frezle pürüzlendirme sonrası SEM de x1000 büyütülmüş görüntüsü	51
Şekil 3.8. GC Cerasmart materyaline ait gruplar arasındaki ortalama bağlantı dayanımı değeri farklılıklarını gösteren saplı kutu grafiği	52
Şekil 3.9. Lava Ultimate materyaline ait gruplar arasındaki ortalama bağlantı dayanımı değeri farklılıklarını gösteren saplı kutu grafiği	52
Şekil 3.10. Vita Enamic materyaline ait gruplar arasındaki ortalama bağlantı dayanımı değeri farklılıklarını gösteren saplı kutu grafiği	53
Şekil 3.11. Gruplara göre materyaller arasındaki farklılıkları gösteren saplı kutu grafiği	54
Şekil 3.12. Kontrol grubunun materyaller arasındaki ortalama bağlantı dayanımı farklılıklarını gösteren saplı kutu grafiği	54
Şekil 3.13. Kola grubunun materyaller arasındaki ortalama bağlantı dayanımı farklılıklarını gösteren saplı kutu grafiği	55
Şekil 3.14. Çay grubunun materyaller arasındaki ortalama bağlantı dayanımı farklılıklarını gösteren saplı kutu grafiği	55
Şekil 3.15. GC Cerasmart materyaline ait kırılma türlerinin gruplara göre dağılımı	56
Şekil 3.16. GC Cerasmart kontrol grubuna ait adeziv kırılma türü	57
Şekil 3.17. GC Cerasmart kontrol grubuna ait karışık kırılma türü	57
Şekil 3.18. GC Cerasmart kontrol grubuna ait koheziv kırılma türü	57
Şekil 3.19. GC Cerasmart çay grubuna ait adeziv kırılma türü	57
Şekil 3.20. GC Cerasmart çay grubuna ait karışık kırılma türü	58
Şekil 3.21. GC Cerasmart çay grubuna ait koheziv kırılma türü	58
Şekil 3.22. GC Cerasmart kola grubuna ait adeziv kırılma türü	58
Şekil 3.23. GC Cerasmart kola grubuna ait karışık kırılma türü	58
Şekil 3.24. GC Cerasmart kola grubuna ait koheziv kırılma türü	59
Şekil 3.25. Vita Enamic materyaline ait kırılma türlerinin gruplara göre dağılımı ...	59
Şekil 3.26. Lava Ultimate kontrol grubuna ait adeziv kırılma türü	60

Şekil 3.27. Lava Ultimate kontrol grubuna ait karışık kırılma türü.....	60
Şekil 3.28. Lava Ultimate kontrol grubuna ait koheziv kırılma türü.....	60
Şekil 3.29. Lava Ultimate çay grubuna ait adeziv kırılma türü	61
Şekil 3.30. Lava Ultimate çay grubuna ait karışık kırılma türü.....	61
Şekil 3.31. Lava Ultimate çay grubuna ait koheziv kırılma türü.....	61
Şekil 3.32. Lava Ultimate kola grubuna ait adeziv kırılma türü.....	61
Şekil 3.33. Lava Ultimate kola grubuna ait karışık kırılma türü	62
Şekil 3.34. Lava Ultimate çay grubuna ait koheziv kırılma türü.....	62
Şekil 3.35. Vita Enamic materyaline ait kırılma türlerinin gruplara göre dağılımı ...	63
Şekil 3.36. Vita Enamic kontrol grubuna ait adeziv kırılma türü	63
Şekil 3.37. Vita Enamic kontrol grubuna ait karışık kırılma türü.....	63
Şekil 3.38. Vita Enamic kontrol grubuna ait koheziv kırılma türü.....	64
Şekil 3.39. Vita Enamic çay grubuna ait adeziv kırılma türü	64
Şekil 3.40. Vita Enamic çay grubuna ait karışık kırılma türü.....	64
Şekil 3.41. Vita Enamic çay grubuna ait koheziv kırılma türü.....	64
Şekil 3.42. Vita Enamic kola grubuna ait adeziv kırılma türü.....	65
Şekil 3.43. Vita Enamic kola grubuna ait karışık kırılma türü	65
Şekil 3.44. Vita Enamic kola grubuna ait koheziv kırılma türü.....	65

SİMGELER VE KISALTMALAR

°C	: Santigrat derece
ADA	: American Dental Association
Al ₂ O ₃	: Alümina, Alüminyum oksit
Al ₂ O ₃ ·2SiO ₂ ·2H ₂ O	: Kaolin
ANOVA	: Varyans analizi (Analysis of variance)
Bis-GMA	: Bisfenol A diglisidil metakrilat
CAD/CAM	: Bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim
CaO	: Kalsiyum oksit
CeO ₂	: Seryum oksit
cm	: Santimetre
cm ²	: Santimetrekare
cm ³	: Santimetreküp
CO ₂	: Karbondioksit
dk	: Dakika
Er; YAG	: Erbium: Yttrium Aluminium Garnet
Er;Cr:YSGG	: Erbiyum, Chromium: Yttrium Scandium Gallium Garnet
g	: gram
GPa	: Gigapaskal
HF	: Hidroflorik Asit
Ho:YAG	: Holmium: Yttrium Aluminium Garnet
ISO	: Uluslararası Standardizasyon Örgütü (International Organization or Standardization)
K ₂ OAl ₂ O ₃ ·6SiO ₂	: Potasyum alumina silikat
La ₂ O ₃ -Al ₂ O ₃ -B ₂ O ₃ -SiO ₂	: Lantanyum cam
LED	: Işık yayan diyot (Light Emitting Diode)
Maks	: Maksimum
MDP	: 10-Metakriloiloksidodesil dihidrojen fosfat
mg	: Miligram
MgAl ₂ O ₄	: Magnezyum alüminyum oksit, Spinel
MgO	: Magnezyum oksit

Min	: Minimum
Mm	: Milimetre
mm ²	: Milimetrekare
MPa	: Megapascal
MPS	: 3-Metakriloksipropil-trimetoksisilan
N	: Newton
n	: Örnek sayısı
Na ₂ OAl ₂ O ₃ 6SiO ₂	: Sodyum alumina silikat
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
SiO ₄	: Silisyum tetrahedrat
sn	: Saniye
SS	: Standart Sapma
TEGDMA	: Trietilen glikol dimetakrilat
UDMA	: Üretan dimetakrilat
Y ₂ O ₃	: Yitrium oksit
Yy	: Yüz yıl
ZrO ₂	: Zirkonya, Zirkonyum dioksit
µm	: Mikrometre

1.GİRİŞ

Diş hekimliğinde özellikle seramik materyaller alanındaki teknolojik gelişmeler metal desteksiz tam seramik materyallerin üretilmesine olanak sağlamıştır. Tam seramiklerin mükemmel estetik görünüm gibi optik özellikleri, doğal diş rengi ve kromatik stabilitesi, biyouyumlu olmaları, kimyasal olarak inert olmaları, yüksek bükülme dayanımı, kırılma tokluğu, düşük termal iletkenlik, düşük aşınma direnci gibi avantajları metal destekli seramiklerden üstün kılan niteliksel özellikleridir (Bajraktarova-Valjakova & Korunoska-Stevkowska, vd., 2018).

Ancak seramiklerin yüksek sertliği karşı dişte aşırı aşınmaya sebep olabilmektedir (Ludovichetti vd., 2018; Mörmann vd., 2013). Ayrıca seramik restorasyonlar yüksek kırılma direnci sebebiyle yüksek başarısızlık oranları gösterebilmektedir (Alamouch vd., 2018). Bu dezavantajları elimine etmek amacıyla dental estetik materyaller ve polimer bazlı rezin kompozitlerin geliştirilmesi arayışına girilmiştir. Ancak geleneksel dental kompozitler polimerizasyon büzülmesi ve zayıf mekanik özelliklere sahip olduğu için seramikler ve rezin kompozitlerin olumlu özelliklerinin kombine edildiği, estetik, dayanıklı ve karşı dişte aşınmaya neden olmayan yeni bir materyalin geliştirilmesine ihtiyaç duyulmuş ve rezin matris seramikler ortaya çıkmıştır (Dirxen vd., 2013; He & Swain, 2011).

Mekanik özellikleri ve mine aşındırma özelliklerinin bir sonucu olarak, rezin matris seramikler, cam seramiklere göre antagonistlerde farklı mine aşınmasına sebep oldukları için daha fazla avantaj sunar. CAD / CAM materyalleri kullanırken daha düşük maliyetler ve kısa üretim süresi ile dental restorasyonlar üretme olasılığı, bu restorasyonların uzun bir süre hastanın ağızında kalıp kalmayacağı açıklığa kavuşturulmalıdır. Bu durum CAD / CAM materyallerinin, gerekirse kompozit materyallerle uygun bir şekilde onarılıp onarılamayacağı sorusunu gündeme getirmektedir.

Lava Ultimate (3M ESPE, Seefeld, ABD), Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) ve GC Cerasmart (GC Dental Products, Japonya) son yıllarda piyasaya sunulan rezin matris seramik materyallerdir. 2011 yılında piyasaya sunulan Lava Ultimate; Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA, TEGDMA içerikli yüksek ısıyla polimerize edilmiş rezin matris içinde gömülü nanoseramik yapıları zirkonyum dioksit ve silikon dioksit doldurucu partiküller içermektedir. Kompozit ya da seramik olmayıp

her iki materyalin karışımı olduğu bildirilen Lava Ultimate, üreticisi tarafından rezin nanoseramik olarak sınıflandırılmıştır. Vita Enamic ise 2012 yılında piyasaya sunulmuştur ve silikon dioksit, alüminyum oksit, sodyum oksit, potasyum oksit, boron trioksit, zirkonyum dioksit, kalsiyum oksit, titanyum dioksit içerikli feldspatik matriks içine UDMA ve TEGDMA içerikli polimerin infiltre edilmesinden oluşmuştur. Ayrıca Vita Enamic üreticisi tarafından dünyanın ilk hibrit seramiği olarak tanıtılmıştır. Üreticisi tarafından rezin nanoseramik olarak nitelendirilen ve 2014 yılında piyasaya sunulan GC Cerasmart ise silika ve baryum cam içerikli yüksek dayanıklı seramik ile Bis-MEPP, UDMA, DMA içerikli rezin kompozit materyalinin olumlu özelliklerini birleştirmektedir (Cerasmart, 2014; Enamic, 2012; Lava Ultimate, 2011).

Rezin matriks seramiklerin mekanik, fiziksel ve estetik özellikleri ile ilgili literatürde çalışmalar bulunmasına rağmen, bu materyallerin tamir sonrası günlük yaşamda sık kullanılan içeceklerin bağlanma dayanımına etkisi ile ilgili çalışma bulunmamaktadır. Bu nedenle, çalışmamızda rezin matriks seramiklerin, rezin kompozitlerle tamiri sonrası günlük yaşamda sıkça tüketilen çay ve kola içeceklerinin bağlanma dayanımına etkisi değerlendirilecektir.

1.1 Dental Seramikler

1.1.1 Dental Seramiklerin Tarihçesi

Seramik ve porselen terimleri diş hekimliğinde sıklıkla birbirinin yerine kullanılmaktadır. Seramik yunanca bir terim olan “keramos”tan köken alır ve çömlek anlamına gelir (Johnston & Wailes, 2014). Porselen kelimesinin 13. yy’da Marco Polo tarafından İtalyanca bir kelime olan ve deniz kabuğu anlamına gelen “porcellena” dan bulunduğu söylenmektedir. Polo, Çin porselenini tanımlamak için benzer şekilde sert ve dayanıklı ve aynı zamanda ince ve translüsent olan deniz kabuğu terimini kullanmıştır. Seramik, metal elementler (örn. alüminyum, zirkonyum, lityum, kalsiyum, magnezyum, potasyum, sodyum, titanyum) ile metal olmayan elementlerin (örn. silikon, florin, boron, oksijen) bir bileşimi iken porselen ise bir cam matriks fazı ve bir ya da daha fazla kristalin (örn. lösit) fazından oluşmaktadır. Bütün porselenler seramik iken seramiklerin hepsi porselen değildir (Helvey, 2013).

Seramiklerin diş hekimliğinde kullanımı çok eskilere dayanmaktadır. 1728 yılında Pierre Fauchard, mine ve dişeti dokusunun porselen tarafından taklit edilebileceğini

dolayısıyla diş hekimliğinde kullanılabileceğini öne sürmüştür (Maloney & Maloney, 2009) . İlk porselen diş materyali, 1789 yılında Dubois de Chemant tarafından üretilmiştir (Kelly vd., 1996). 1889 yılında Charles H. Land “jacket kron” olarak adlandırılan tam porselenin patentini aldı (Taylor, 1922). 1950'lere kadar sıklıkla kullanılan bu materyalde temel problem soğutma sırasında oluşan mikro çatlaklardı. Bu problemi ortadan kaldırmak için Dr. Abraham Weinstein 1950'lerin sonunda metal destekli porselenleri geliştirdi (Asgar, 1988). 1965 yılında tam seramiklere alüminöz porselen ilavesi ile (> 50%) feldspatik porselenler elde edilerek Mclean ve Huges tarafından içeriğinde %40 ile %50 arasında alümina kristalleri eklenerek porselen jacket kronun yeni bir versiyonu olan tam seramik restorasyonlar geliştirildi (Kelly vd., 1996). Bu yeni geliştirilen seramik düşük dayanıklılığı nedeniyle sadece anterior bölgede kullanılmaktaydı (Leinfelder & Kurdziolek, 2004).

1968 yılında MacCulloch tarafından dökülebilir cam seramikler tanıtılmıştır (McLean & Odont, 2001).1984'te dökülebilir seramik olan Dicor'un tanıtılması ve aynı yıllarda % 70 alumina içerikli Hi-Ceram'ın geliştirilmesi ile birlikte dental seramiklerin ilerleyişi devam etmiştir. 1988 yılında alumina içeriği %90 dan fazla olan In-Ceram piyasaya sürülmüştür (McLean, 2001).

Son yıllarda renk sistemlerinde ve seramik yığıma tekniklerinde yapılan gelişmelerle porselenin estetik özellikleri geliştirilmiştir (Mclean vd., 2001). Bazı seramik sistemlerinin tabakalama ve veneerlenmiş kopingleri elimine edilmiş ve monolitik tam seramiklerinin ortaya çıkmıştır (Helvey, 2013). 1990'ların başında zirkonya diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmış ve CAD/CAM teknolojisinin yaygınlaşması ile birlikte klinik kullanımı artmıştır (Uludamar vd., 2012).

1.1.2 Dental Seramiklerin Yapısı

Dental seramiklerin yapısı; dört tane oksijen atomu ile bağ yapan silikon atomunun oluşturduğu silisyum tetrahedrat (SiO_4)'tan meydana gelmektedir. Oksijen atomları ve silikon atomları arasında kurulan bağlar iyonik ve kovalent bağlardır ve bu bağlar yapılarında serbest halde elektronlar içermezler (Anusavice vd., 2012). Bu bağlar seramiğin erime ısısı, sertlik, kimyasal ve ısıl etkenlere karşı direnç gibi özelliklerini etkileyerek daha kararlı bir yapıda olmasını sağlarken seramiğin kırılma dayanıklılığını artırmaktadır (Rosenstiel & Land, 2015).

Dental porselenin temel içeriğini feldspar, kuartz ve kaolin oluşturmaktadır.

1.1.2.1 Feldspar

Porselenin yapısının en büyük kısmını oluşturur. Ayrıca kuartz ve kaolin için matris işlevi görür. Potasyum alumina silikat ($K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$) ile sodyum alumina silikat ($Na_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$) birleşiminden meydana gelir ve porselen içeriğinde minimum %60 oranında bulunmaktadır (O'Brien, 2002). Eridiğinde camsı parlak bir hal alır ve translüsensiden sorumludur (McLean, 1979; Van Noort & Barbour, 2014).

1.1.2.2 Kuartz

Porselen içeriğinde doldurucu olarak işlev gören kuartz; silika (SiO_2) yapısındadır ve %10-30 oranında bulunur. Bir iskelet görevi görerek fırınlama sonrası büzülme önler ve porselen yapının stabilitesini artırır (Anusavice vd., 2012; Coşkun & Yaluğ, 2002).

1.1.2.3 Kaolin

Porselen tozu içerisindeki %1-5 oranında bulunmaktadır ve seramik içeriğini bir arada tutan yapışkan bir yapısı vardır. Sulu alumina silikat olan kaolin; porselen hamurunun daha kolay şekillendirilmesini sağlar ve opasiteden sorumludur (Coşkun & Yaluğ, 2002; Kırmalı, 2014).

1.2. Tam Seramikler

Metal destekli porselen restorasyonlar üstün dayanıklılıkları ve kabul edilebilir estetikleri sebebiyle diş hekimliğinde altın standart olarak kabul edilmektedir. Ancak metal destekli porselen restorasyonların, metal altyapı ile porselen arasındaki bağlanma başarısızlığı, özellikle anterior bölgelerde yüksek estetik beklentiyi karşılayamaması, alerjik reaksiyon ve korozyon gibi dezavantajları nedeniyle araştırmacılar yeni dental materyaller arayışına girmiştir (O'Brien, 2002). Bu ihtiyaçları karşılamak amacıyla tam seramik dental restoratif materyaller geliştirilmiştir. Seramik materyallerin sınıflandırılması, farklı kompozisyonların üretimi ve kullanım alanlarının daha iyi anlaşılmasına yardımcı olur (Helvey, 2013).

1.2.1 Tam Seramiklerin Sınıflandırılması

Dental seramikler kullanım alanlarına, içeriklerine, yapım tekniklerine ve fırınlama ısılarına göre çok çeşitli şekilde sınıflandırılmışlardır. En yaygın kullanılan sınıflama yapım tekniklerine ve kimyasal yapılarına göre olanıdır.

1.2.1.1 Yapım Tekniklerine Göre Tam Seramiklerin Sınıflandırılması (Pathrabe vd., 2016)

- Konvansiyonel toz/sıvı yöntemiyle hazırlanan seramikler
- Dökülebilir seramikler
- İnfiltrasyon (Slip-casting yöntemi ile hazırlanan) seramikler
- Isı ve basınçla şekillendirilen seramikler
- Frezelenen seramikler

1.2.1.1.1 Konvansiyonel toz/sıvı yöntemiyle hazırlanan seramikler

Konvansiyonel yöntem ile hazırlanan seramikler, cam ya da cam-kristal karışımı komponentlerden oluşan tipik bir veneer materyalidir ve tam seramik ve metal altyapılarla birlikte kullanılabilirdiği gibi tek başına anterior restorasyon olarak da kullanılabilir. Bu materyaller distile su ile birlikte elle ya da üretici firmanın özel modelleme likidi ile birlikte karıştırılabilir. Tabakalama sırasında su ve hava açığa çıkabilmektedir. Açığa çıkan su ve hava kabarcıkları elle ya da vibrasyon ile uzaklaştırılmalıdır. Bu materyallerin vakum altında fırınlanmasıyla açığa çıkan hava uzaklaştırılır. Böylece seramiğin estetiğinin ve densitesinin olumlu yönde etkilenmesi sağlanır ve bu işleme sinterleme adı verilir. Elle üretildikleri için fırınlama sonrasında hava kabarcıkları görülme olasılığı yüksektir. Bu nedenle teknisyenin yeteneği, fırınlama işlemi ve çevresel faktörlerin olumlu ya da olumsuz etkileri görülebilir (McLaren & Giordano, 2010).

1.2.1.1.2 Dökülebilir Seramikler

Bu seramikler kayıp mum tekniği ya da santrifüj döküm tekniği ile üretilir ve tam kontur restorasyon ya da kor yapımında kullanılan solid seramik ingotların kullanılmasıyla elde edilir (Pathrabe vd., 2016). Dicor (Dentsply, ABD) ve Cerapearl

(Kyocera, ABD) bu seramiklere örnek verilebilir. Dicor'un bükülme dayanımı normal porselenin yaklaşık iki katıdır (Yüksel vd., 2000).

1.2.1.1.3 İnfiltrasyon (Slip-casting yöntemi ile hazırlanan) Seramikler

Slip-cast yöntemini 1986 yılında diş hekimliğinde Micheal Sadoun kullanmıştır (Sadoun, 1988). Seramik tozlarının ve kristallerinin suda homojen olarak dağılmış süspansiyonlarına slip denilmektedir. Slip içeriğindeki suyun kapiller basıncın etkisiyle alçı day içerisine geçmesi sonucu alümina, spinel ve zirkonya kristallerinin day üzerinde yoğunlaşması ile seramik üretilmesi yöntemine slip-casting yöntemi denilmektedir. Slip uygulamasını takiben sinterleme işlemi uygulanır. Yapının yoğunluğunu artırarak ve yüzey alanını azaltarak partiküller arasındaki bağlantıyı sağlayan ısıtma işlemine sinterleme denilmektedir. Lantanyum camın ($La_2O_3-Al_2O_3-B_2O_3-SiO_2$), sinterlemeden sonra oluşan kırılğan, pöröz yapının dayanıklılığını artırmak için alt yapı üzerine tatbiki yapılır. Bu işleme cam infiltrasyonu denilmektedir. Slip-casting yöntemiyle, fırınlama esnasında eriyen camın pöröziteyi doldurmasıyla oldukça yüksek dayanıklılık elde edilmektedir (Lothar Pröbster & Diehl, 1992; Suárez vd., 2004).

In-Ceram Spinel (alumina ve magnezya matriks) en translusentleridir ve orta derecede dayanıklılığa sahiptir. Sıklıkla anterior kron restorasyonlarında kullanılır. In-Ceram Alumina (alumina matriks) yüksek dayanıma ve orta derecede translusensiyeye sahiptir. Daha çok anterior ve posterior tek kron restorasyonlarında kullanımı tercih edilir. In-Ceram Zirkonya (alumina ve zirkonya matriks) ise oldukça yüksek mekanik özelliklere sahiptir ancak yüksek opasitesi ve diğerlerine göre daha düşük translusensiyesi sebebiyle anterior bölge estetiğini sağlamak için uygun değildir ve daha çok molar bölgede kullanımı tercih edilir. Bükülme dayanımı değerleri In-Ceram Spinel için; 350 MPa , In-Ceram Alumina için 450 MPa, In-Ceram Zirkonya için 650 MPa'dır (McLaren & Giordano, 2010). Yapılan bazı klinik çalışmalarda In-Ceram Alumina'nın birinci molar kron restorasyonlarında metal destekli porselenle benzer başarı oranlarına sahip olduğu gösterilmiştir (McLaren vd., 2000; Seghi vd., 1990).

1.2.1.1.4 Isı ve Basınçla Şekillendirilen Seramikler

Kayıp mum tekniği ile oluşturulmuş döküm boşluğuna lösit ya da lityum disilikat porselen ingotların, yüksek ısı ve basınç uygulamasıyla, kalıp içerisine basınçla enjekte edilerek preslenmesi esasına dayalı bir tekniktir (Denry & Holloway, 2010).

Restorasyonun estetik uyumunu sağlamak için final işlemleri yapılırken boyama ya da tabakalama tekniği kullanılabilir. IPS Empress restorasyonlar ve lösit/cam yapılı benzer restorasyonlar bu yöntemle üretilir. Cam seramik IPS e.max restorasyonlar da ayrıca bu teknikle üretilmektedir (McLaren & Giordano, 2010).

1.2.1.1.5 CAD/CAM Teknolojisi ile Üretilen Seramikler

Feldspatik, lösit, lityum disilikat ve kompozit gibi içeriklere sahip piyasada hazır bulunan seramik blokların bilgisayar destekli yazılım ile frezelenmesi esasıyla üretilen sistemlerdir (Davidowitz & Kotick, 2011; McLaren & Giordano, 2010). ‘CAD’; ‘bilgisayar destekli tasarım’, ‘CAM’ açılımı ise ‘bilgisayar destekli üretim’ şeklindedir (Beuer J, 2008). CAD/CAM teknolojisinin ilk kullanımı 1980 yılında Duret ve Preston tarafından gerçekleştirilmiş olup yaygın kullanılan ilk sistem ise Moermann’ın geliştirdiği CEREC’tir (Şen & Tuncelli, 2017).

CAD/CAM teknolojisinin ticari marka örnekleri aşağıdaki gibidir:

- Cerec (Siemens, Almanya)
- Celay (Mikrona, Almanya)
- Procera Al-Ceram (Procera Sanvik, İsveç)
- Duret (Sopha, Fransa), Denti-cad (Bego, Almanya)
- Cercon (DeguDent, Almanya)
- Lava (3M ESPE, St. Paul, Minn, ABD)
- Everest (KavoDental, Biberach, Almanya)

CAD/CAM teknolojisinin; geleneksel ölçü prosedürünü elimine etmesi, hasta başında geçen sürenin kısılması, restorasyonların tek seansta bitirilmesi, klinik ve fiziksel özellikleri daha iyi restorasyonlar elde edilebilmesi gibi bazı avantajları vardır (Christensen, 2001).

1.2.1.1.5.1 Cam CAD/CAM Seramikler

- **Feldspatik CAD/CAM Seramikler:** İnce grenli feldspatik seramik tozları kullanılarak üretilirler ve bloklar frezeleme öncesi sinterlenir. Bu seramikler daha çok inley, onley ve tek kron restorasyonlarında kullanılmaktadır ve aşınma özellikleri doğal dişe benzerdir. Vitablocs TriLuxe, Mark II, Triluxe

Forte, RealLife bu seramiklere örnek olarak verilebilir (Li vd., 2014). Bu sistem için ilk üretilen bloklar Vita Mark I'dir (Li vd., 2014; Mörmann & Bindl, 2002). Bu bloklardan üretilmiş inley ve onley restorasyonlarının 10 yıllık takibi sonrası başarı oranı %90,4 olarak rapor edilmiştir (Otto & De Nisco, 2002). Ayrıca 2 yıl takip sonrası %36 gibi yüksek oranda başarısızlık da rapor edilmiştir (Christensen vd., 2006). Daha iyi mekanik ve estetik özellikler sergileyen Vita Mark II 1991 yılında tanıtılmıştır (Giordano, 2006; Liu & Essig, 2008). Vita Mark II materyalinden üretilmiş inleylerin değerlendirildiği klinik çalışmalarda 5 yıl takip sonrası %94,7, 8 yıl takip sonrası %90,6, 10 yıl takip sonrası %85,7–89 başarı oranları rapor edilmiştir (Pallesen & Van Dijken, 2000; Sjögren vd., 2004; Zimmer vd., 2008).

- **Lösit ile Güçlendirilmiş CAD/CAM Seramikler:** ProCAD (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein) CEREC ile kullanılmak üzere 1998 yılında geliştirilen lösit ile güçlendirilmiş bir seramiktir ve yapısal olarak ısı ile preslenmiş IPS Empress (Ivoclar-Vivadent) ile benzerlik gösterir. 2006 yılında tanıtılan Empress CAD, ProCAD'in geliştirilmiş bir versiyonudur. Bükülme dayanımları 160 MPa'dır ve genellikle tek diş restorasyonlarında kullanımı önerilir (Li vd., 2014). Partikül büyüklükleri 1–5 µm'dur ve %45 oranında lösit içermektedir. Bu özellikleri frezeleme sırasında materyalin hasar görmesini engeller, mekanik özellikleri artırır ve bitmiş restorasyonun polisaj süresini azaltır (McLaren & Giordano, 2010). Yapılan bir klinik çalışmada 2 yıl takip sonrası lösit ile güçlendirilmiş parsiyel kronların klinik başarısı %100 olarak rapor edilmiştir (Guess vd., 2009). Posterior bölgeye uygulanmış lösit ile güçlendirilmiş parsiyel kronların 5 yıllık takibi sonrası başarı oranı %97 olarak rapor edilmiştir (Culp & McLaren, 2010).
- **Lityum Disilikat İçerikli CAD/CAM Seramikler:** Lityum disilikat CAD/CAM seramik IPS e.max CAD (Ivoclar-Vivadent) 2006 yılında piyasaya sürülmüştür. Lityum disilikat cam seramikler 350-450 MPa bükülme dayanımına sahiptir ve bu lösit ile güçlendirilmiş cam seramiklerin bükülme dayanımından oldukça yüksektir (Della Bona, 2009; Ho & Matinlinna, 2011). IPS e.max blok (lityum disilikat) başlangıçta tam olarak sinterlenmez. Bu durum frezeleme zamanını olumlu yönde etkiler ve chipping ihtimalini azaltır. Freze edilmiş restorasyon 20-30 dakika ısıya

maruz bırakılarak camın kristalize olmasına ve final restorasyonun renginin düzenlenmesine olanak sağlanır. Kristalizasyon işlemi restorasyonun rengini maviden seçilen renge dönüştürür ve bu aşamada 1.5 µm boyutundaki kristaller %70 hacim kaplar ve materyalin dayanımı 360 MPa'a kadar artar. Bu dayanım değeri IPS Empress'in yaklaşık üç katı kadar daha fazladır. Mikroyapısı ve kimyasal kompozisyonu IPS e.max Press ile aynıdır. Farklı translusensilere sahip formları mevcuttur. Translusensisi az olanlar daha çok altyapı materyali olarak kullanılırken yüksek translusensiye sahip olanlar tam kontur restorasyonların üretiminde kullanılır (Albakry vd., 2003; Culp & McLaren, 2010; Della Bona vd., 2004; Guazzato vd., 2004; Höland vd., 2000; McLaren & Giordano, 2010). Daha çok inley, onley, veneer, anterior ve posterior kronlar ve implant destekli kronların üretiminde önerilmektedir (Tysowsky, 2009).

1.2.1.1.5.2 İnterpenetre Fazlı CAD/CAM Seramikler

In-Ceram Alumina, In-Ceram Spinel ve In-Ceram Zirkonya interpenetre fazlı seramiklerin CAD/CAM teknolojisi için hazırlanmış blokları mevcuttur ve CEREC sistemi kullanılarak frezelenmektedirler (Chai vd., 2000).

1.2.1.1.5.3 Polikristalin CAD/CAM Seramikler

Alumina ve zirkonya gibi polikristalin seramikler asitlenebilir camsı faza sahip değildir ve bütün kristaller yoğun bir şekilde bir araya getirilip sinterlenmiştir. Bu dens kristal yapı çatlak ilerlemesini azaltarak mükemmel estetik özellikler gösterir. Opak yapılarından dolayı kron ya da köprü restorasyonlarının alt yapısı olarak kullanılmaları endikedir (Kelly & Benetti, 2011; Li vd., 2014). Tamamen sinterlenmiş materyaller sıcak izostatik basınçla üretilirler (Li vd., 1996). Bu yöntem ile yüksek izostatik basınç ile birlikte seramik tozlarını içine alan bir çeşit kapsulleme yapılır. Sinterleme sırasında yüksek kuvvet uygulaması devam eder ve seramik blok istenilen boyutlara frezelenir. Bu blokların frezelemesi 'hard machining' olarak adlandırılır (Miyazaki vd., 2013).

- **Alümina esaslı polikristalin seramikler:** Procera All Ceram (Nobel Biocare,, Sweden) ilk tanıtılan polikristalin seramiktir ve 1993 yılında tanıtılmıştır (Andersson & Odén, 1993; McLaren & Giordano, 2010). Kor materyali %99.9 oranında alümina içerir ve bükülme dayanımı 600 MPa'dır

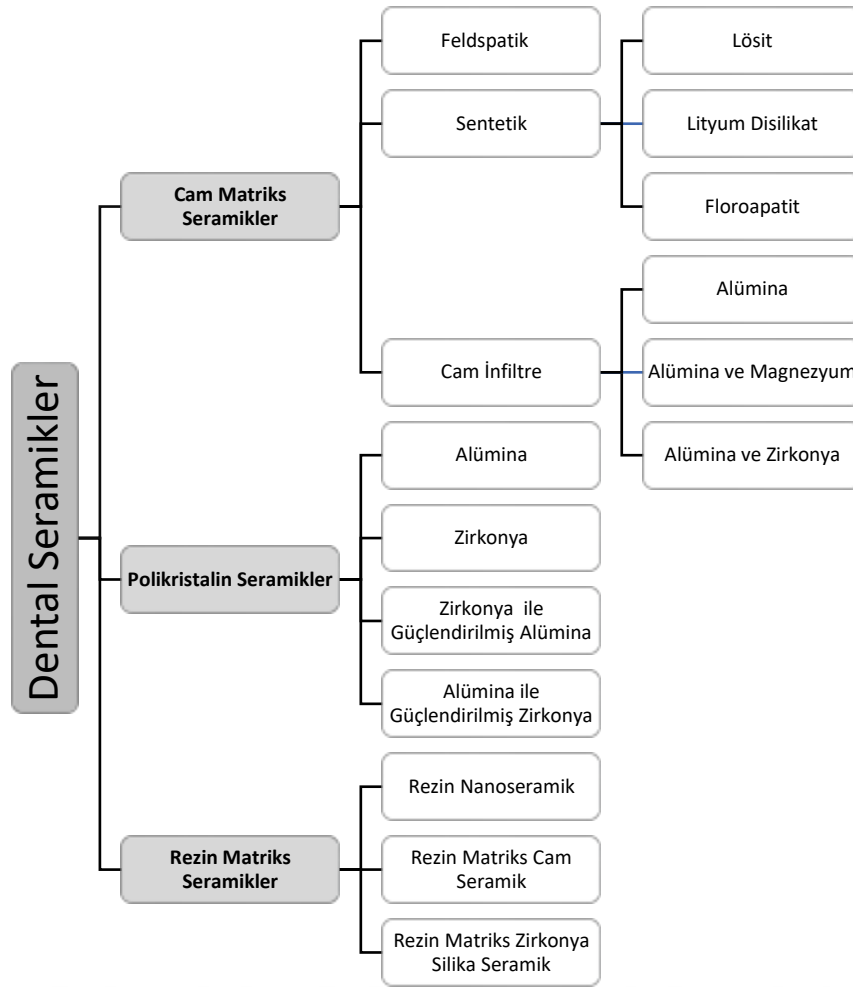
(Andersson & Odén, 1993; Zeng vd., 1996). Polikristalin seramikler göreceli olarak opaktırlar ancak Procera All Ceram materyalinin translusensi değeri Empress ve Empress II materyallerinin translusensi değerlerinin arasındadır (Heffernan vd., 2002). Bu özelliği nedeniyle renklenmiş anterior dişlerde laminate olarak kullanılabilmesi belirtilmiştir (Hager vd., 2001). CAD/CAM alümina esaslı polikristalin seramiklerin metallsiz altyapılarda ve implant abutmentlerinde kullanımı bildirilmiştir (Anderson vd., 1992). Benzer diğer bir CAD/CAM materyali ise 2005 yılında tanıtılan In-Ceram AL (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya)'dır. Bu materyal All Ceram'dan farklı bir yöntemle üretilir ve bükülme dayanımı 488 MPa'dır (Borba vd., 2011). In-Ceram, anterior tek kronların altyapısının üretiminde, kısa köprüler ve posterior tek kronlarda endikedir. Her iki seramik blokta sinterleme esnasında bir miktar büzülme meydana geldiği için sinterleme işlemi öncesi restorasyon boyutları istenilen final restorasyon boyutlarından bir miktar daha büyük hazırlanmalıdır (Li vd., 2014).

- **Zirkonya esaslı polikristalin seramikler:** Zirkonya polimorfik bir seramik materyaldir ve monoklinik, tetragonal ve kübik olmak üzere üç kristalografik formu mevcuttur. Oda sıcaklığından - 1170 °C'ye kadar monoklinik (M) formda, 1170 °C - 2370 °C arasında tetragonal (T) formda, 2370 °C'den erime noktasına kadar kübik (C) formda bulunmaktadır (Liu & Essig, 2008; Miyazaki vd., 2013). Serya (CeO₂), magnezya (MgO), yitriya (Y₂O₃) gibi stabilize edici oksitlerin içeriğine eklenmesiyle oda sıcaklığında multi fazlı parsiyel stabilize zirkonya elde edilir (Piconi & Maccauro, 1999). Zirkonya oldukça yüksek kırılma sertliğine sahiptir ve bükülme dayanımı 900-1200 MPa olup alüminadan iki kat daha fazladır (Chai vd., 2007; Christel vd., 1989). Diş hekimliği pratiğinde en çok kullanılan zirkonya %3 mol yitriya ile stabilize edilmiş (3Y-TZP) zirkonyadır (Li vd., 2014). Tam sinterlenmiş bloklar sıcak izostatik basınç tekniği ile üretilirken yarı sinterlenmiş bloklar soğuk izostatik basınç ile üretilmektedir. Tam sinterlenmiş bloklar, yarı sinterlenmiş bloklara nazaran daha dayanıklıdırlar ve marjinal uyumları mükemmel yakındır ancak frezeleme işlemi daha uzun ve maliyetli olmaktadır. Yarı sinterlenmiş bloklarda ise frezeleme işlemi sinterlemeden önce yapıldığı için seramik üzerindeki stres azalmaktadır ancak sinterleme

sonrası meydana gelen büzülme bu blokların dezavantajıdır. LAVA (3M/ESPE, St. Paul, MN, ABD), Vita YZ (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya), Procera Zirconia (Nobel Biocare, Goteborg, İsveç), Cercon (CERCON, Dentsply, New York, PA, ABD), e.Max ZirCAD (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) tam sinterlenmiş bloklara; DCS-President ve DC Zirkon (Smartfit Austenal, Chicago, ABD) yarı sinterlenmiş bloklara örnek olarak verilebilir (Al-Amleh vd., 2010). Zirkonya; ortodontik braketlerde, endodontik postlarda, kronlarda, köprü restorasyonlarında, implant ve implant dayanakları gibi diş hekimliğinde oldukça geniş bir alanda kullanılmaktadır (Glauser vd., 2004; Kohal vd., 2006; Luthardt vd., 1999; Meyenberg vd., 1995; Springate & Winchester, 1991). Zirkonya destekli restorasyonlarda yapılan çalışmalarda tek kronların üç yıl süreyle takibi sonrası başarı oranları %92,7-100 arasında, 3-4 üyeli sabit parsiyel protezlerde ise %94-96 olarak rapor edilmiştir (Guess vd., 2011).

1.2.1.1.6 Tam Seramiklerin ve Seramik ve Benzeri Yapıların Kimyasal Yapılarına Göre Sınıflandırılması

Son yıllarda organik matriks içeriği yoğun seramik parçacıklarıyla dolu olan rezin matriks seramikler adı verilen güncel hibrit CAD/CAM blokları tanıtılmıştır. Geleneksel seramik tanımlaması “yüksek ısılarda fırınlanarak ortaya çıkan inorganik metalik olmayan materyaller” şeklindedir ancak rezin matriks seramikler sahip oldukları organik matriks nedeniyle klasik seramik sınıflamasının dışında tutulmuştur (Sakaguchi & Powers, 2012). Ancak “ADA Code on Dental Procedures and Nomenclature” 2013 versiyonu ısıya dayanıklı inorganik bileşen içeren, preslenebilen, freze edilebilen fırınlanabilen materyalleri porselen olarak tanımlamıştır. Bu materyallerin inorganik içeriği organik polimer içeriklerinden daha fazla olduğu için ve seramik benzeri özelliklere sahip olmaları nedeniyle American Dental Association (ADA) tarafından seramik olarak kabul edilmişlerdir. 2015 yılında Gracis ve arkadaşları tarafından materyal içeriğine göre yapılan güncel seramik ve seramik benzeri materyaller aşağıdaki gibi sınıflandırılmışlardır (Gracis vd., 2015).



Şekil 1.1. Tam seramiklerin ve seramik ve benzeri yapıların kimyasal yapılarına göre sınıflandırılması

1.2.1.1.2.1 Cam Matriks Seramikler

1.2.1.1.2.1.1 Feldspatik Seramikler

Bu geleneksel grup seramikler; kaolin (sulu aluminosilikat), kuartz (silika) ve feldspardan (potasyum ve sodyum aluminosilikat) oluşur. IPS Empress Esthetic, IPS Classic, IPS Empress CAD, Ivoclar Vivadent; Vitadur, Vitablocs, Vita VMK 68, Vident feldspatik seramiklere örnek verilebilir (Gracis vd., 2015). Feldspatik seramikler sıklıkla metal destekli porselenlerde kullanılır, inley, onley ve veneerlerde de kullanılabilir (Rosenblum & Schulman, 1997).

1.2.1.1.2.1.2 Sentetik Seramikler

Sentetik seramik formları, doğal kaynaklara olan bağımlılığı azaltmak için bunların sentetik varyasyonlarının kullanılmasıyla elde edilirler ve bu amaçla seramiğin cam yapısına doldurucu partiküller ilave edilir. Eklenen doldurucu partiküller fırınlama işlemi sonrası seramiğin daha stabil kalmasına katkı sağlar (Gracis vd., 2015).

- **Lösit Bazlı Cam Seramikler:** Potasyum aluminosilikat yapısından oluşan lösit partikülleri dental seramiklerde kullanılan ilk doldurucu partiküllerdir. Feldspatik camlara kıyasla termal ekspansiyon katsayısı daha yüksektir ve lösitin eklenmesiyle fırınlama sonrası daha uyumlu seramikler elde edilmesi sağlanır (Kelly vd., 1996). Bu seramikler 160 MPa bükülme direncine sahip olup, kullanımları inley, onley ve tek diş kron restorasyonlarında endikedir (Pröbster vd., 1997). Lösit ilavesi termal ekspansiyon katsayısını değiştirerek çatlak ilerlemesini engeller ve materyalin dayanıklılığını artırır. Lösit miktarı kor tipine ve ihtiyaç duyulan termal ekspansiyon katsayısına göre düzenlenebilir. Lösit kristallerinin randomize dağılımı ve boyutlarının büyük olması kırılma direncinin azalmasına ve daha abraziv yapıda olmasına sebep olmuştur. Bu dezavantajları ortadan kaldırmak amacıyla yeni kuşak materyallerde (örn; VITA VM 13, VITA Zahnfabrik) lösit kristallerinin boyutları küçültülmüş (10-20 µm) ve cam matriks içinde partiküllerin dağılımı yeniden düzenlenmiştir (McLaren & Giordano, 2010). IPS d.Sign, Ivoclar Vivadent; Vita VM7, VM9, VM13, Vident; Noritake EX-3, Cerabien, Cerabien ZR ve Noritake lösit içerikli seramiklere örnektir (Gracis vd., 2015).
- **Lityum Disilikat Bazlı Cam Seramikler:** Cam matriks mikron boyutunda lityum disilikat kristalleri içerir ve %70'e varan kristal içeriği sebebiyle bükülme dayanımları oldukça yüksektir. Bu materyal yüksek kristal içeriği ile oldukça translusenttir. Yüksek translusent özellikleri sebebiyle tam kontur restorasyonlarda kullanılabilir ya da yüksek estetik özellik elde etmek amacıyla özel bir porselen ile veneerlenebilir. Veneer porseleninde; final morfolojisi ve rengi oluşturmak için aluminosilikat cam içerisinde florapatit kristalleri kullanılabilir. Florapatit kristalleri veneer porseleninin optik özelliklerine ve termal genleşme katsayısına katkı sağlar. Hem lityum disilikat hem de veneer porseleni camsı faza sahip olması sebebiyle asitlenebilir özelliktedir ve tek restorasyonlarda kullanımları idealdir (McLaren & Giordano, 2010; Piwowarczyk vd., 2004). Piyasada bulunan lityum disilikat bazlı cam seramik örnekleri; 3G HS, Pentron Ceramics; IPS e.max CAD, IPS e.max Press, Ivoclar Vivadent; Obsidian, Glidewell Laboratories; Suprinity, Vita; Celtra Duo, Dentsply'dir (Gracis vd., 2015).

1.2.1.1.2.1.3 Cam İnfiltre Seramikler

In-Ceram sistemi olarak da adlandırılan bu seramiklerde doldurucu partiküller ve cam birbiri içerisine penetre olmuştur. Slip-casting yöntemi ile üretilebildiği gibi parsiyel sinterize blokların şekillendirilmesi CAD/CAM teknolojisi ile de yapılabilir (Raigrodski, 2004; Şener & Türker, 2009).

Cam infiltre seramik örnekleri; alumina içeren; In-Ceram Alumina, alumina ve magnezyum içeren; In-Ceram Spinel, alumina ve zirkonya içeren; In-Ceram Zirkonya'dır (Gracis vd., 2015).

- **Alumina ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler:** In-Ceram Alumina (Vita, Bad Säckingen, Almanya) 1989 yılında geliştirilmiştir ve alümina oranı hacimce %70'tir. İçeriğini; alüminyum oksit (%82), lantanyum oksit (%12), silisyum oksit (%4,5), kalsiyum oksit (%0,8) ve diğer oksitler (%0,7) oluşturmaktadır. Lantanyum camın, alumina partiküllerinden oluşan pöröz iskelete infiltrasyonu ile pörözite azaltılır ve materyalin dayanıklılığı artırılır. Bu materyalin yüksek opasitesi sebebiyle veneering porselenine ihtiyaç duyulur (Gracis vd., 2015).
- **Alumina ve Magnezyum Spinel ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler:** 1994 yılında, In-Ceram Alumina'nın opak yapısı nedeniyle daha translusent bir materyal elde etmek gayesiyle In-Ceram Spinel (Vita, Bad Säckingen, Almanya) geliştirilmiştir ve içeriği magnezyum spinel ve alüminadan oluşmaktadır. Bükülme direnci In-Ceram Alumina'ya kıyasla daha düşüktür ve translusensisi In-Ceram Alumina'nın iki katıdır (Gracis vd., 2015; Kelly vd., 1996; McLaren & Giordano, 2010).
- **Alumina ve Zirkonyum Oksit ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler:** In-Ceram Zirkonya, In-Ceram Alumina'nın dayanıklılığını geliştirmek amacıyla üretilmiştir. İçeriğini %30 parsiyel stabilize zirkonyum oksit ve %70 alumina oluşturmaktadır. Bükülme dayanımı değerleri diğer cam infiltre edilmiş seramiklere kıyasla oldukça yüksektir ancak yüksek opasitesi nedeniyle anterior bölge restorasyonlarında kullanımı sınırlıdır (McLaren & White, 1999).

1.2.1.1.2.2 Polikristalin Seramikler

Polikristalin seramiklerin camsı bileşenleri yoktur ve bu nedenle genellikle cam seramiklere göre çok daha dayanıklı ve serttir. Ancak işlenmesi ve şekil verilmesi camsı seramiklerden daha güçtür. Opak yapıları nedeniyle daha çok altyapı materyali olarak kullanılmaktadır. Camsı fazlarının olmaması sebebiyle asitle pürüzlendirilmeleri zordur. En çok kullanılan polikristalin seramikler alumina ve zirkonyadır (Gracis vd., 2015; Kelly & Benetti, 2011).

1.2.1.1.2.2.1 Alumina

%99,5 saflıkta alüminyum oksit içerir ve 17-20 GPa gibi çok yüksek sertlik ve dayanım değerlerine sahiptir. Bütün dental materyaller içerisinde elastik modülü en yüksek olan materyaldir ve bu durum kütleli kırılmalara sebep olarak restorasyonu dayanıksızlaştırmaktadır. Bu dezavantajları sebebiyle ve yeni geliştirilmiş malzemelerin piyasaya sürülmesi ile birlikte kullanımları azalmıştır. Alumina seramik örnekleri; Procera All Ceram, Nobel Biocare; In-Ceram AL'dır (Gracis vd., 2015).

1.2.1.1.2.2.2 Stabilize Zirkonya

Diş hekimliğinde son yıllarda sıklıkla kullanımı tercih edilen polikristalin seramik olan zirkonya saf yapıda değildir ve parsiyel olarak diğer metal oksitlerle stabilizasyonu sağlanır. Parsiyel olarak stabilize edilmiş zirkonya yüksek kuvvet dağılımının olduğu posterior bölgelerde multiunit tam seramik restorasyonları güvenli bir şekilde uygulanmasına olanak sağlar (McLaren & Giordano, 2010).

Zirkonya alümina bazlı seramiklere göre iki kat daha fazla güçlü ve dayanıklıdır. Bükülme dayanımı 900 ile 1100 MPa arasında değişmektedir (Papanagiotou vd., 2006; Piwowarczyk vd., 2005).

Zirkonyanın monoklinik, tetragonal ve kübik fazları mevcuttur. Zirkonya materyali oda sıcaklığında monoklinik fazda bulunmaktadır ve bu faz 1170°C'ye kadar stabildir. Bu sıcaklık aşıldığında tetragonal ve sonrasında 2370°C'den sonra kübik faza geçer. Soğutma sırasında tetragonal- monoklinik dönüşüm meydana gelmektedir ve bu dönüşüm sırasında %3-4 oranında bir ekspansiyon meydana gelir. Bu ekspansiyon zirkonya yapısında yüksek internal streslere sebep olabilmekte ve materyalin yapısını olumsuz yönde etkileyerek mikroçatlakların oluşumuna yol açabilmektedir (Piconi & Maccauro, 1999). Zirkonya, içeriğine eklenen kalsiya (kalsiyum oksit, CaO), magnezya (magnezyum oksit, MgO), yitriya (yitriyum oksit, Y₂O₃), serya (seryum

oksit, CeO₂) gibi oksitlerle stabilize edilerek tetragonal fazda kalması sağlanmıştır. Diş hekimliği uygulamalarında daha çok %3 mol yitriya ile güçlendirilmiş zirkonya kullanılmaktadır (McLaren & Giordano, 2010).

Tetragonal fazda bulunan zirkonya çatlak oluşumu ile birlikte tepki olarak monoklinik faza geçer ve bu faz dönüşümü sonrası zirkonya yapısında meydana gelen hacimsel ekspansiyon çatlak ilerlemesinin durmasını sağlar. Zirkonyanın tetragonal fazdan monoklinik faza geçerek çatlak oluşumunu engellemesi mekanizması “ dönüşüm sertleşmesi ” olarak adlandırılmaktadır (Piconi & Maccauro, 1999).

Stabilize zirkonya seramiklere örnek olarak; Nobel Procera Zirconia, Nobel Biocare; Lava/Lava Plus, 3M ESPE; In-Ceram YZ, Vita; Zirkon, DCS; Katana Zirconia ML, Noritake; Cercon ht, Dentsply; Prettau Zirconia, Zirkozahn; IPS e.max ZirCAD, Ivoclar Vivadent; Zenostar, Wieland verilebilir (Gracis vd., 2015).

1.2.1.1.2.2.3 Zirkonya İle Güçlendirilmiş Alumina / Alumina İle Güçlendirilmiş Zirkonya

Zirkonya ve alüminanın avantajlarını birleştirmek için bu iki materyal kombine edilerek zirkonya ile güçlendirilmiş alümina (ZTA) ve alümina ile güçlendirilmiş zirkonya (ATZ) ortaya çıkmıştır (Gracis vd., 2015).

1.2.1.1.2.3 Rezin Matriks Seramikler

Estetik diş hekimliğindeki gelişmelerle birlikte dental restorasyonlarda metal kullanımı azalmış seramik ve kompozit materyallerinin ve CAD/CAM teknolojisinin kullanımı artmıştır (Karapetian vd., 1996). CAD/CAM teknolojisi kullanılarak üretilen seramik restorasyonlar mükemmel mekanik ve estetik özellikleri nedeniyle yaygın bir şekilde kullanılmaktadır (Bajraktarova-Valjakova & Korunoska-Stevkovska, vd., 2018). Ancak seramiklerin yüksek sertliği karşı dişte aşırı aşınmaya sebep olabilmektedir (Ludovichetti vd., 2018; Mörmann vd., 2013). Ayrıca seramik restorasyonlar yüksek kırılganlıkları sebebiyle yüksek başarısızlık oranları gösterebilmektedir (Alamouh vd., 2018). Bu dezavantajları elimine etmek amacıyla dental estetik materyaller, polimer bazlı rezin kompozitlerin geliştirilmesi arayışına girilmiştir. Ancak geleneksel dental kompozitler polimerizasyon büzülmesi ve zayıf mekanik özelliklere sahip olduğundan seramiklerin ve kompozitlerin olumlu özelliklerinin kombine edildiği, estetik, dayanıklı ve karşı dişte aşınmaya neden olmayan yeni bir materyalin geliştirilmesine ihtiyaç duyulmuş ve rezin matriks

seramikler ortaya çıkmıştır (Dirxen vd., 2013; He & Swain, 2011). Sonuç olarak seramik ve kompozitlerin avantajlarının kombine edildiği bu materyallerle indirekt restorasyonların özellikleri geliştirilmiş ve kullanım ömrünün uzaması sağlanmıştır (Elsaka, 2014).

Rezin-matriks seramiklerin geliştirilme amaçları aşağıdaki gibidir:

- Geleneksel seramiklerle kıyaslandığında elastikiyet modülü dentine daha yakın olan bir dental restoratif materyal elde etmek
- Frezelenmesi ve düzenlenmesi cam-matriks seramiklerden ya da polikristalin seramiklerden daha kolay olan bir materyal geliştirmek
- Kompozit rezinle tamir ve modifikasyonları kolaylıkla uygulayabilmek (Gracis vd., 2015)

Rezin matriks seramiklerin kompozisyonları farklılık göstermekle birlikte CAD/CAM sistemleri için üretilmişlerdir. Rezin matriks seramikler ; rezin nanoseramikler, rezin matriks cam seramikler, rezin matriks zirkonya – silika seramikler olmak üzere üç ana gruba ayrılır (Gracis vd., 2015).

1.2.1.1.2.3.1 Rezin Nanoseramik

Rezin nano-seramikler hem seramik doldurucu hem de rezin matriks içermektedirler. Ağırlıkça %80 oranında nanoseramik partikülleriyle güçlendirilmiş, polimerize edilmiş rezin matriksten oluşur. Silanize edilmiş seramik doldurucuların çapraz bağlı polimer ağ içerisine gömülmesini sağlamak için yüksek basınç ve sıcaklıkta polimerize edilmektedirler (Ruse & Sadoun, 2014; Wu vd., 2019). Bu teknik diğer ışıkla polimerize edilen restorasyonlarla kıyaslandığında seramik ve kompozitin bazı avantajlı özelliklerini bir araya getirir (Mainjot vd., 2016; Yin vd., 2019). Polisaj ve düzenlemelerin kolay olması, glaze işlemine gerek duyulmaması gibi diğer CAD/CAM bloklarına kıyasla üretiminin daha hızlı olması, kuvvet absorpsiyonu özelliği, ışıkla polimerize olan restoratif materyallerle intraoral düzenlemelerin yapılabilmesi gibi avantajları vardır (Gracis vd., 2015; Lava Ultimate, 2011).

Bu materyallerin elastik modülü, dentinin elastik modülü ile oldukça benzerdir ve yaklaşık olarak 10-20 GPa'dır. Bu özelliği sebebiyle kuvvet absorbe etme kabiliyeti klasik seramiklerden daha iyidir. 204 MPa kırılma dayanımına sahiptir ve bu değer feldspatik seramik ve lösit ile güçlendirilmiş seramiklerin kırılma dayanımından daha

yüksek, lityum disilikatla güçlendirilmiş seramiklerin kırılma dayanımına ise yakındır. Ayrıca camlı seramikler ile kıyaslandığında antagonist dişte meydana getirdikleri aşınma oldukça düşüktür (Zhang vd., 2013).

Endikasyonları inley,onley, veneer , tek diş kron ve implant destekli tek kron restorasyonlarıdır. Ancak parafonksiyon varlığı ve köprü restorasyonlarında kontraendikedirler (Enamic, 2012; Lava Ultimate, 2011).

1.2.1.1.2.3.1.1 GC Cerasmart

Ağırlıkça %71 oranında doldurucu partikül içeren, yüksek yoğunlukta bir kompozit rezin materyaldir (Awada & Nathanson, 2015). Fleksibl nanoseramik olarak da adlandırılır. Kompozisyonunu polimer matriks içerisine gömülmüş, göreceli olarak küçük ve uniform şekilde dağılmış alümina-baryum-silika partikülleri oluşturur (Cerasmart, 2014).

Bükülme dayanımı yaklaşık olarak 242 MPa'dır ve belirgin olarak daha yüksek iken, eğilme modülü (10,0 GPa) ve Vickers sertlik değeri (64,1 HV); Lava Ultimate (170,5 MPa / 14,5 GPa / 97,9 HV) ve VITA Enamic (140,7 MPa / 28,5 GPa /189,8 HV) materyallerinden daha düşük değerlere sahiptir (Lauvahutanon vd., 2014). Diğer hibrit seramiklerle kıyaslandığında rezilyens modülü ($3,07 \pm 0,45$ MPa) en yüksek iken, marjin kenar pürüzlülüğü (60 ± 16 µm) ise en düşüktür (Awada & Nathanson, 2015).

Kuvvet absorpsiyonu ve esneklik özellikleri oldukça iyidir. Fleksible nanoseramik matriksi, kuvvetlerin homojen ve eşit bir şekilde dağıtılmasını sağlar. Avantajları; sinterleme ve glaze prosedürlerine ihtiyaç duyulmaması, bükülme ve kırılma dayanımının yüksek olması, radyopak olması, chipping riskinin az olması, intraoral olarak tamir ve ilave yapılabilmesidir. Endikasyonları ; inley, onley, veneer, tek diş kron restorasyonları ve implant destekli kronlardır (Cerasmart, 2014).

Hibrit seramik materyallerin mekanik özelliklerinin kıyaslandığı bir çalışmada Cerasmart ile birlikte Lava Ultimate'in bükülme dayanımının daha yüksek bulunduğu rapor edilmiştir (Awada & Nathanson, 2015).

1.2.1.1.2.3.1.2 Lava Ultimate

Lava Ultimate; ağırlıkça %80 oranında nano-rezin doldurucu içeren, freze edilebilen bir materyaldir (Koller vd., 2012; Martin, 2012).

Bu materyalin içeriğinde; 4-11 nm boyutlarında %25 oranında zirkonya, 20 nm boyutlarında %55 oranında silika patikülleri, nanopartikül ve nanokümeler şeklinde rezin matriks içerisine gömülmüştür (Yin vd., 2019).

Nanokümeler olarak adlandırılan bu yeni doldurucu sistemi 2003 yılında dental rezin kompozitler için geliştirilmiştir. Nanopartikül ve nanokümelerin kombinasyonunun, mikrodoldurucu ve hibrit dolduruculu rezin bazlı materyallerle kıyaslandığında daha iyi fiziksel özellikler gösterdiği rapor edilmiştir (Mitra vd., 2003).

Lava Ultimate materyali yaklaşık 200 MPa bükülme dayanımına sahiptir ve içeriğindeki nanokümeler sayesinde diğer kompozit materyallerine kıyasla daha yüksek kırılma ve aşınma direnci gösterirken nanopartiküller sayesinde ise belirgin şekilde daha gelişmiş optik özellikler ve polisajlanma özelliği gösterir. Matriks görevi gören polimer rezin sayesinde azalmış kırılma ve kırılma dayanımı ile birlikte kuvvet absorpsiyonu gibi kompozit materyallerin sahip olduğu özelliklere sahiptir. Yüksek seramik içeriğine rağmen bu materyal kron üretiminde önerilmez, sadece inley , onley ve veneer endikasyonları vardır (Bajraktarova-Valjakova, Korunoska-Stevkowska, vd., 2018).

Zirkonya ve cam esaslı CAD/CAM seramikleri ile kıyaslandığında Lava Ultimate daha düşük kırılma ve yüzey sertliği göstererek daha az chipping göstermiş ve antagonist dişte daha az aşınmaya sebep olmuştur (Chavali vd., 2017; Lawson vd., 2016; Mörmann vd., 2013). Lava Ultimate materyali cam seramiklerden daha fazla bükülme dayanımı gösterir ve bükülme modülü dentine, aşındırma özellikleri ise mineye benzemektedir (Capa vd., 2019; Lauvahutanon vd., 2014).

1.2.1.1.2.3.2 Rezin Matriks Cam Seramik

Rezin matriks cam seramikler çift ağ yapısına sahiptir ve ağırlıkça %86'sını hacimce %75'ini feldspatik seramik ağı, ağırlıkça %14'ünü hacimce %25'ini polimer ağı oluşturmaktadır. Polimer ağı yapısıyla seramiklerde sıklıkla görülen çatlak ilerlemesi problemi azaltılmıştır. Materyalin hacimce büyük bir kısmı seramik yapıdan oluştuğu için renk stabilizasyonundaki problemler diğer rezin içerikli seramiklere kıyasla daha azdır (Giordano, 2016; Gracis vd., 2015).

1.2.1.1.2.3.2.1 Vita Enamic

Vita Enamic materyali, iki tane üç boyutlu birbiri içinden geçen ağ yapısından oluşmaktadır. Bunların ağırlıkça %86'sını hacimce %75'ini feldspatik seramik ağı,

ağırlıkça %14'ünü hacimce %25'ini polimer ağı ile güçlendirilmiş metakrilat oluşturmaktadır. Bloklar birkaç adımda üretilir. İlk olarak pöröz seramik ağı elde etmek için seramik tozu blok içerisine sıkıştırılıp sinterlenir. Sonra elde edilen seramik iskeleti coupling ajanına maruz bırakılır ve pöröz inorganik ağ yapısına monomer karışımı infiltre edilir. Isı uygulamasıyla birlikte polimer ağın oluşumunu indükleyen polimerizasyon gerçekleştirilir. Her iki ağ yapısı birbirine kimyasal yapıştırıcı ajanlarla bağlıdır (Coldea, 2014; Enamic, 2012).

Tek başına pöröz seramiğin bükülme dayanımı 30 MPa, polimer fazın ise 135 MPa'dır. Bu iki fazın bükülme dayanımı birlikte 150-160 MPa'a ulaşabilir (Coldea vd., 2013). Elastik modülü, sertlik ve kırılma sertliği değerleri (30,14 GPa, 2,59 GPa, ve 1,72 MPa) insan dentin ve minesinin değerleriyle benzerdir (He & Swain, 2011). Diğer hibrit seramik ve kompozitlerle karşılaştırıldığında doldurucu içeriği ve Vickers sertlik değeri (189,8) en yüksektir (Lauvahutanon vd., 2014). Ayrıca doğal dişle benzer aşınma karakteristiği gösterir (Mörmann vd., 2013).

Vita Enamic yüzeyine hidroflorik asit uygulaması sonucu yüzeydeki seramik ağı çözünür ve akrilik polimer ağ düzensiz saçılan seramik partikülleriyle birlikte görünür hale gelir (Bajraktarova-Valjakova, Grozdanov, vd., 2018).

Endikasyonları ; inley, onley, veneer ve tek diş restorasyonlarıdır (Enamic, 2012).

1.2.1.1.2.3.3 Rezin Matriks Zirkonya-Silika Seramik

Ağırlıkça %85 oranında inorganik içeriğe sahiptir. İnorganik içerik ultra ince zirkonya- silika partiküllerinden meydana gelir. Geriye kalan %15'lik kısım ise organik matriksi oluşturur. İnorganik kısmı oluşturan zirkonya-silika partikülleri, BISGMA, TEGDMA ve polimer matriksine gömülmüştür. Rezin matriks zirkonya-silika seramiklere Paradigm MZ-100 blok örnek verilebilir (Gracis vd., 2015).

1.3. Seramik Restorasyonların Tamiri

CAD/CAM materyallerindeki tüm gelişmelere rağmen yetersiz okluzal düzenleme, internal stresler, parafonksiyon varlığı, üretim sırasında oluşan pöröziteler gibi çeşitli sebepler restorasyonda kırıklara sebep olabilir (Rekow vd., 2011b).

Seramiklerin tamiri ağız içinde direkt olarak ya da ağız dışında indirekt olarak yapılabilir. İndirekt yapılan tamir ile daha estetik sonuçlar elde edilebilmesine rağmen

restorasyonun tamir için yerinden çıkarılması, sağlam diş dokusunun kaybı ya da destek dişte kırık , ilave fırınlama, distorsiyon, artmış preperasyon ve restorasyon boyutu gibi problemlere sebep olabilmektedir (Capa vd., 2019; Üstün vd., 2018). Bu klinik problemin çözümü için basit, etkili ve ağız içinde de uygulanabilen, restorasyonun yerinden çıkarılması ve en baştan yenilenmesinin önüne geçecek bir yöntem ihtiyacı duyulmuştur (Özcan & Niedermeier, 2002).

Seramiklerin kompozit rezin ile direkt tamiri; maliyeti azalttığı, çevre dokuları koruduğu ve hızlı bir çözüm yöntemi olduğu için uygun bir alternatiftir (Kimmich & Stappert, 2013; Reston vd., 2008). Tamir işleminden önce seramik ve kompozit rezin arasındaki uygun bağlantıyı sağlamak için yüzey hazırlığı işlemi yapılması gereklidir (Capa vd., 2019; Nuray vd., 2006; White vd., 1993).

1.4. Yüzey İşlemi Yöntemleri

Katastrofik olmayan kırıkların intraoral tamiri, restorasyonun tamamen değiştirilmesine gerek duyulmadan düşük maliyetli ve hızlı bir çözüm sağlayabilir (Batista vd., 2015). Seramik yüzeyi ve restoratif tamir materyali arasındaki etkili adezyonu optimize etmek için mekanik ve kimyasal yüzey uygulamaları önerilmiştir. Mekanik yüzey işlemlerine frezle pürüzlendirme, kumlama, asit ile pürüzlendirme, lazer; kimyasal yüzey işlemine ise silan uygulaması örnek verilebilir (Schwenter vd., 2016; Stawarczyk vd., 2012).

1.4.1. Frezle Pürüzlendirme

Elmas frezlerle yapılan pürüzlendirme işlemi seramik ve rezin arasındaki bağlantıyı artırır (Dérand & Derand, 2000). Seramik ve restoratif materyal arasındaki bağlantıyı artıran retatif alanların oluşturulması için siyah ve yeşil bantlı elmas frezlerin kullanımı önerilir. Ağız içinde kolaylıkla uygulanabilmesine rağmen seramik yapısında mikro çatlakların oluşması ve dolayısıyla restorasyonun dayanıklılığının azalmasına sebep olabilmektedir (Nuray vd., 2006; Özcan & Niedermeier, 2002).

1.4.2. Asitle Pürüzlendirme

İki farklı materyal arasındaki adezyon, yüzey enerjisinin artırılması ile sağlanır. Artmış yüzey enerjisi sayesinde ıslanabilirlik artarak seramik ve restoratif materyalin bağlantısı sağlanmış olur (Lung & Matinlinna, 2012; Matinlinna & Vallittu, 2007).

Seramik restorasyonun internal yüzey enerjisini artırmak için hidroflorik asit uygulaması önerilir. %5 'lik hidroflorik asitin seramik yüzeyine 2-3 dakika uygulanması sonucu camsı faz çözünür ve seramik yüzeyi rezin penetrasyonu için daha pürüzlü bir hale gelir (Zogheib vd., 2011). Bu pöröz yüzey sadece rezin bağlantısı için yeterli alan oluşturmakla kalmaz aynı zamanda seramik yüzeyindeki silan ajanıyla bağlantı sağlayan hidroksil gruplarını da açığa çıkarır (Özcan & Volpato, 2015). Asit uygulamasından sonra seramik yüzeyine silan uygulanması kimyasal bağlantıyı artırır ve seramik ve restoratif materyal arasında güvenilir ve stabil bir bağlantı oluşturur (Ramakrishnaiah vd., 2016). Hidroflorik asit alumina ve zirkonya gibi yapısında silika içermeyen polikristalin seramik yüzeylerinde etkili değildir (Gürel, 2004; Özcan & Vallittu, 2003).

Yumuşak dokular üzerindeki toksik özellikleri sebebiyle hidroflorik asit kullanılırken çok dikkatli olunmalıdır. İntraoral uygulamalarda rubberdam kullanılmalı ya da koruyucu jel uygulanmalıdır (Nuray vd., 2006).

1.4.3 Kumlama

Seramiklerin mikro-mekanik bağlantısını artırmak için sıklıkla kullanılan bir yöntemdir. Kumlama; kaba, düzensiz ve temiz bir yüzey oluşturarak seramiğin yüzey alanını ve yüzey enerjisini artırır. Basınç altında püskürtülen alüminyum oksit (Al_2O_3) partikülleri yüzey gerilimini azaltır ve silan bağlayıcı ajanların optimal ıslanmasını sağlar (Dilber vd., 2012). Alüminyum oksit partiküllerinin boyutu 25-250 mikrometre (μm) arasında değişmekle birlikte genellikle 50 ya da 110 μm 'lik alüminyum oksit partiküllerinin 2-3 bar basınçla 10 milimetre (mm) mesafe uzaktan yaklaşık 10 saniye (sn) püskürtülmesiyle uygulanır (Soares vd., 2005). Daha çok asitle pürüzlendirme sağlanamayan oksit seramiklerin yüzey düzenlenmesinde tercih edilir. Al_2O_3 partiküllerinin sadece istenilen ya da zarar görmüş bölgeye uygulanması zor olduğundan içeriğinde silikat bulunan seramiklerin pürüzlendirilmesinde uygulanması önerilmez (Dérand & Derand, 2000; Madani vd., 2000). Kumlama işleminin en büyük dezavantajı mikro çatlaklar oluşturarak seramik yapısında hasara yol açabilmesidir (Guazzato vd., 2004).

1.4.4 Tribokimyasal Silika Kaplama

Tribokimyasal silika kaplama silika ile kaplanmış alumina partiküllerinin yüksek basınçlarda seramik yüzeyine püskürtülerek yapılan bir çeşit kumlama işlemidir.

Basınçla gönderilen partiküller bir kinetik enerjiye sahiptir ve yüzeye çarpınca bir kısmı eriyerek bu enerjiyi kaybederler. Silika ile kaplanmış alumina tozları seramik yüzeyine gömülür ve bir silika tabakası oluşturur (Gbureck vd., 2003; Tian vd., 2014). Silika ile kaplanmış yüzeye bir silan bağlayıcı bir ajanın uygulanmasıyla rezin ve seramik arasında kuvvetli bir kimyasal bağlantı sağlanır. Böylece tribokimyasal silika kaplama ile hem mekanik hem kimyasal bağlantı sağlanmış olur (Shimakura vd., 2007).

Rocatec ve CoJet tribokimyasal silika kaplama için en sık kullanılan sistemlerdir (Uludamar vd., 2011).

1.4.5 Lazer ile Pürüzlendirme

Lazer kelimesinin açılımı “Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation” olup “Uyarılmış Radyasyon Emisyonu ile Işık Amplifikasyonu” anlamına gelmektedir. 1964 yılında diş hekimliğinde ilk kez kullanılmaya başlayan lazerin diş üzerine uygulandığında hem mine hem dentin yüzeyinde çukurcuklar oluşturduğu rapor edilmiştir (Nagaraj, 2012).

Lazer uygulaması ile birlikte seramik yüzeyi erir ve bunun sonucunda yüzeyde buharlaşma ve ablyasyon meydana gelir ve yüzey pürüzlülüğü artar. Böylece seramik ve restoratif materyal arasındaki mikro mekanik bağlantı artırılmış olur (Demirtag & Culhaoglu, 2019; Spohr vd., 2008).

En sık kullanılan lazerler; Er:YAG, Nd:YAG ve CO₂ lazerler olup, lazer uygulamasının rezin kompozitlerin adezyonunu artıracak şekilde seramik yüzeyinde düzensiz alanlar oluşturduğunu bildirmiştir (Akhavan Zanjani vd., 2015). Ayrıca lazerin gücü ile oluşan yüzey pürüzlülüğü arasında doğru bir orantı olduğu bildirilmiştir (Goekce vd., 2007; Tian vd., 2014).

1.4.6 Silan Uygulaması

Silanlar organik-inorganik hibrit bileşiklerdir ve benzer olmayan organik ve inorganik yapılar arasında kimyasal bağlantıyı sağlarlar (Matinlinna vd., 2004). Silan bağlayıcı ajanlar rezin ve seramik arasında kimyasal bağlantıyı artırır ve silika içeren materyallerde adezyonu sağlamakta etkilidirler (Yano vd., 2020). Silanların yapısında seramik yüzeyinde silanol (Si-OH) bağlarını oluşturarak kondenzasyon reaksiyonu yapan inorganik bir grup ve metakrilat bazlı rezinlerle kimyasal bağlanmayı sağlayan

organik bir grup mevcuttur. Seramik ve kompozit rezin arasındaki kimyasal bağlantıyı artırmak için kullanılan birçok silan çeşidi bulunmaktadır. Diş hekimliği pratiğinde seramik ve rezin kompozit arasındaki kimyasal bağlantıyı sağlamak için en sık kullanılan silan; 3-metakriloksipropil-trimetoksisilan (3-MPS)'dir (Sakai vd., 2011; Tian vd., 2014).

Silanlar hidrofobik yapıdadır ve bağlanabilmek için öncelikle asitle hidrofilik yapıdaki silanole (Si-OH) hidrolize olmalıdır. Silanoldeki ve seramik yüzeyindeki hidroksil grupları etkileşerek hidrojen bağlarını, silanolun içindeki silanol gruplarının kendi içinde etkileşime girmesiyle de hidrojen bağlarının oluşmasıyla birlikte hidrofobik silakson ağları meydana gelir. Bu siloksan ağının oluşması için meydana gelen tepkimelere silanizasyon adı verilmektedir (Matinlinna & Vallittu, 2007).

Silanlar temas açısını azaltarak seramiğin yüzey ıslanabilirliğini artırır (Meng vd., 2011). Uygulanan silan kalınlığı 10-50 nm kalınlığında olmalıdır. Kalın uygulanan silan restorasyonda koheziv kırıklara sebep olabilmektedir. Bu nedenle optimum silan kalınlığı elde etmek için silan uygulanan yüzey kuru sıcak havayla kurutulmalı ve silan kalınlığı inceltilmelidir (Kern, 2009; Tian vd., 2014).

1.5 Kompozit Rezinler

Kompozitler fiberler ya da partiküllerden oluşan doldurucu fazın, polimer matriks fazı içerisine gömülmesinden elde edilen iki materyalin birleşimidir (Ravi vd., 2013). Bowen tarafından 1962 yılında kompozit içeriğine Bisfenol A-Glisidil Metakrilat ve matriks ile doldurucu arasındaki bağlantıyı artıran organo silan bağlayıcı ajan eklemesiyle birlikte dental kompozitlerde büyük bir gelişme yaşanmıştır. Dental kompozitlerin; kullanım kolaylığı, yüksek aşınma direnci, translusensi ve parlatalabilirliği gibi özellikleri sebebiyle tanıtıldığı zamandan bu yana kullanımı ve popülerliği hızla artmıştır (Anusavice vd., 2012).

1.5.1 Kompozit Rezinlerin Yapısı

Kompozit rezinlerin yapısı organik rezin matriks faz, inorganik doldurucu faz ve ara fazdan oluşmaktadır (Ravi vd., 2013).

1.5.1.1 Organik Faz

Rezin matriks olarak da adlandırılır ve başlatıcılar, stabilizörler ve pigmentler içerir. Kompozit rezinin aktif bileşeni olup polimerize edilinceye kadar sıvı yapıdadır (Ravi vd., 2013). İçeriğindeki temel monomer; bisfenol-A ve glisil metakrilatın reaksiyonundan elde edilen Bowen rezini olarak da adlandırılan Bis-GMA'dır (Bowen & Marjenhoff, 1992). Polimer matriks içeriğinde UDMA ve Bis-GMA bulunmaktadır ve oda sıcaklığında aşırı visköz bir yapıdadır ve viskoziteyi azaltmak için TEDGMA monomeri yapıya eklenir (Ritter, 2017).

1.5.1.2 İnorganik Faz

İnorganik faz; cam, kuartz ve kolloidal silika gibi kompozit yapısını güçlendirmek ve polimerizasyon büzülmesini engellemek için şeffaf mineral doldurucular içerir. Rezin kompozit içeriğinin hacimce 30% ila 70% 'i ya da ağırlıkça 50% ila 85%'i dolduruculardan oluşmaktadır. Kompozitin tensil ve kompresif dayanımı, elastik modülü, abrazyon direnci, radyoopasitesi, estetiği ve polisaj özellikleri dolduruculardan etkilenmektedir. Radyoopasiteyi artırmak için inorganik faza eklenen elementler baryum ve stronsiyumdur. Ayrıca doldurucular su absorpsiyonunu, polimerizasyon büzülmesini ve termal ekspansiyon katsayısını azaltırlar (Ravi vd., 2013; Riva & Rahman, 2019).

1.5.1.3 Ara Faz

Organik faz ve inorganik fazın bağlayıcı ajanlarla bağlanması ara faz olarak adlandırılır ve bu bağlanma kompozitin mekanik ve fiziksel özellikleri için önemlidir. 3- metakriloksipropil trimetoksisilan dental kompozitlerde ara faz olarak en yaygın kullanılan silandır (Sakaguchi & Powers, 2012).

1.5.2 Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması

Kompozit resinler farklı şekillerde sınıflandırılabilirler. Kompozitlerin en yaygın sınıflaması; inorganik doldurucu boyutuna, viskozitesine ve polimerizasyon şekillerine göre sınıflandırılmasıdır (McCabe & Walls, 2013).

1.5.2.1 İnorganik Doldurucu Boyutuna Göre Kompozit Reziner

- Megafil kompozitler (50-100 µm)
- Makrofil kompozitler (10-100 µm)
- Midifil kompozitler (1-10 µm)
- Minifil kompozitler (0,1-1 µm)
- Mikrofil kompozitler (0,01-0,1 µm)
- Nanofil kompozitler (0,001-0,01 µm)

1.5.2.2 Viskozitesine Göre Kompozit Reziner

- Kondanse olabilen kompozit reziner
- Akıcı kompozitler

1.5.2.3 Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kompozit Reziner

- Kimyasal olarak polimerize olan kompozit reziner
- Hem kimyasal hem ışıkla polimerize olan kompozit reziner
- Işıkla polimerize olan kompozit reziner

1.6 Ağız Ortamını Taklit Eden Testler

Dental restoratif materyallerin başarı ve ömrünü değerlendirirken iyi kontrol edilmiş klinik çalışmalar ideal yöntem olarak kabul edilir (Opdam vd., 2018). Ancak klinik araştırmalar yıllar sürebilir ve hastalarla ilgili öngörülemeyen problemler ortaya çıkabilir. Ayrıca sürekli tanıtılan yeni materyallerin olası klinik avantaj ve dezavantajlarını etkili ve hızlı bir şekilde değerlendirecek yöntemlere ihtiyaç vardır. Restoratif materyallerin bağlantı dayanımını laboratuvar ortamında değerlendirirken ağız ortamındaki materyalin yaşlanma prosedürünü hızlı ve etkili bir şekilde taklit etmek önemlidir. Resin bazlı materyallerde yaşlandırma prosedürü için en sık kullanılan yöntemler suda bekletme ve termal döngüdür (Eliasson & Dahl, 2020).

1.6.1 Suda Bekletme

Sıklıkla kullanılan yaşlandırma yöntemlerinden biridir. 37°C derecedeki suda 24 saat /7 gün/ 30 gün boyunca 37°C derecede bekletilerek uygulanır. Suda bekletme ve termal döngü sonrası rezin ve bağlandığı yüzey arasındaki bağlantının zayıflaması; kompozit rezin içerisinde matriks ve doldurucu arasındaki hidrolitik bozulmadan kaynaklanmaktadır (De Munck vd., 2003; Wegner vd., 2002).

1.6.2 Termal Döngü

Diş hekimliğinde 1952 yılından itibaren kullanılmakta olan bu yöntem restoratif materyallerin tekrarlanan sıcak ve soğuk su banyolarında döngüsel maruziyete tabi tutularak oral kavitedeki termal değişikliklerin taklit edilmesiyle uygulanır (Morresi vd., 2014).

Ağız boşluğundaki sıcaklık değişimleri dinamiktir bu nedenle fizyolojik olarak en uygun sıcaklık aralığını tam olarak ayarlamak zordur (Morresi vd., 2014). Literatürde 5°C-55°C derece sıcaklıklarda her bir banyoda 30 saniye bekleyecek şekilde tekrarlayan döngüler, termal döngü testleri için standart olarak kabul edilmiştir (Eliasson & Dahl, 2020; Soh & Selwyn, 1992).

Termal döngü testlerinde standart döngü sayısı için birçok görüş olsa da Gale ve Darwell tarafından öne sürülen, günde yaklaşık 20-50 döngü gerçekleştiği ve bu nedenle ağız ortamındaki 1 yıllık döngünün 10,000 termal sıklüse denk geldiği varsayımı birçok araştırmacı tarafından kabul edilmiştir (Gale & Darvell, 1999; Morresi vd., 2014).

1.7 Bağlanma Dayanımı ve Test Yöntemleri

Bağlanma başarısızlıkları değerlendirilirken klinik testler kullanıldığında değişkenleri sabitlemek oldukça güçtür ve oluşan farklı çeşitteki kuvvetler değerlendirmeyi zorlaştırmaktadır. Bu nedenle laboratuvar testleri istenilen parametreyi sabitleme kolaylığı ve verilerin hızlı bir şekilde elde edilebilmesi, yeni bir materyalin özelliklerini mevcut altın standart ile kıyaslayabilme kolaylığı ve göreceli olarak kolay ve ucuz protokol ve malzemelerin kullanılması gibi avantajlar sağladığı için daha çok tercih edilmektedir (Sirisha vd., 2014; Van Meerbeek vd., 2010).

1.7.1 Makro Test Yöntemleri

Makro test yöntemleri; bağlantı alanının 3 mm²'den fazla olduğu durumlarda kullanılır. Makaslama ve çekme en sık kullanılan makro test yöntemleridir (Van Meerbeek vd., 2010).

1.7.1.1 Makaslama Testi

Restoratif materyallerin bağlanma dayanımını makaslama kuvveti uygulayarak değerlendiren ve en sık kullanılan test yöntemlerinden biridir. Test protokolünü standardize etmek için Ultradent jig (Ultradent, Salt Lake City, UT, ABD), SDI rig (SDI, Bayswater, Victoria, Avustralya) gibi özel aparatlar dizayn edilmiştir. Bu test yöntemi uygulanırken adeziv-diş arayüzüne değil adeziv-kompozit arayüzüne uygulanmasına dikkat edilmelidir. Tel looplar ya da bıçak sırtı uca sahip keskinlerle makaslama kuvveti uygulanır (Van Meerbeek vd., 2010).

1.7.1.2 Çekme Testi

Her iki tarafından pasif olarak tutulan örneklere çekme kuvveti uygulanarak yapılan bir testtir. Genellikle simanların, seramik ve metaller gibi sert materyallerle olan bağlanma dayanımını ölçmek için kullanılır. Yorulma direncini dinamik olarak test etmek için kullanılır ve homojen sonuçlar elde edilir ancak uygulanması çok vakit aldığı için çok sık kullanılan bir test yöntemi değildir. Kök kanalına uygulanmış postların retansiyonunu değerlendirmekte oldukça faydalıdır (Braga vd., 2010; Sirisha vd., 2014; Van Meerbeek vd., 2010).

1.7.2 Mikro Test Yöntemleri

Bağlanma yüzeyinin 3 mm²'den daha az olduğu çalışmalarda kullanılır. Mikro makaslama ve mikro çekme testlerini içerir (Sirisha vd., 2014; Van Meerbeek vd., 2010).

1.7.2.1 Mikro Makaslama Testi

2002 yılında tanıtılmıştır ve tek bir diştten çok sayıda örnek test etme kolaylığı sağlamaktadır. Homojen olmayan stres dağılımı makro makaslama testinden daha belirgindir. Bu nedenle kullanımı çok tercih edilen bir test yöntemi değildir (Van Meerbeek vd., 2010).

1.7.2.2 Mikro Çekme Testi

1994 yılında Sano ve arkadaşları tarafından geliştirilmiştir ve en güvenilir test yöntemlerinden biridir (Sano vd., 1994). Testin yapıldığı bağlantı alanı 1 mm² ya da daha azdır. Mikro çekme bağlantı dayanımı, kırılma esnasındaki kuvvetin materyalin kesit alanına bölünmesiyle hesaplanır (Armstrong vd., 2010). Mikro çekme testi uygulanırken yarısı restoratif materyalde diğer yarısı dişte olan örnekler daha homojen stres dağılımını sağlamak amacıyla kum saati, çubuk veya halter şeklinde trimlenir. Trimleme işlemi doğru bir şekilde yapılmazsa erken başarısızlığa dolayısıyla beklenenden daha düşük bağlantı dayanımına sebep olur (Sadek vd., 2006).

1.8 Yüzey İnceleme Yöntemleri

1.8.1 Profilometre Analizi

Profilometre analizi dental materyallerin yüzey özelliklerini ve pürüzlülüklerini ölçmek ve değerlendirmek için kullanılan rutin yöntemlerden biridir. Yüzey pürüzlülüğünü değerlendirirken kullanılan standart teknik; yüzey üzerindeki vadi ve tepelerin arasındaki mesafeyi ölçmektir (Chappard vd., 2003).

Kontak profilometrede test aparatı konsol üzerine monte edilmiş keskin uçtan oluşur ve bu keskin uç yüzey üzerinde doğrusal bir şekilde hareket eder. Yüzey düzensizlikleri elektrik sinyallerine dönüştürülerek kaydedilir. Kontak profilometre kullanılarak yüzey pürüzlülüğü iki boyutlu olarak ölçülmektedir ve dental implantlar gibi karmaşık yüzey geometrisine sahip materyallerin yüzey değerlendirmesi zordur (Chappard vd., 2003). Kontak profilometre ile yüzey pürüzlülüğü ölçülürken elmas uçlu bir stylus kullanılır. Sensör, x ekseninde hareket ederken z eksenindeki yüzey değişiklikleri kaydeder. Bu nedenle incelenen örnek yüzeyi ve sensör arasındaki paralellik dikkatli bir şekilde ayarlanmalıdır. Bu tekniğin ölçüm hassasiyeti 0.01 µm'dir ve yüzey pürüzlülüğü minimal olduğu durumlarda optik yöntemlerin kullanımı önerilmektedir (Joniot vd., 2006).

Optik profilometre ise yüzey geometrisini üç boyutlu şekilde yansıtan bir yüzey inceleme yöntemidir. Mekanik olarak bir temas yoktur ve yüzey ölçümü optik ışınlarla yapılır. Pahalı bir yüzey inceleme yöntemi olduğu için yaygın olarak kullanılmaz (Joniot vd., 2006).

Yüzey pürüzlülüğü ölçülürken kullanılan bazı parametreler; Ra, Rp, Rv, Rmax ve Rz'dir. Ra; yüzey pürüzlülüğünün aritmetik ortalamasını, Rmax; en yüksek tepe ve en derin vadi arası vertikal mesafeyi, Rv; merkez çizgi ile en derin vadi arası mesafeyi, Rp; merkez çizgi ve en yüksek tepe arası mesafeyi, Rq: yüzey yüksekliklerinin dağılımının standart sapmasını ifade etmektedir (Gadelmawla vd., 2002).

1.8.2 Taramalı Elektron Mikroskobu Analizi (SEM)

Taramalı elektron mikroskobu dental materyallerin mikro yapısını incelemek için yaygın olarak kullanılan bir cihazdır. Bu yöntemde yüzeyi incelenecek örnek yüzeyine çeşitli sinyaller oluşturacak bir elektron ışını demeti gönderilir. SEM'de yüzey görüntülemesiyle ilgili bilgi veren üç tip sinyal vardır: sekonder elektronlar, geri yansıyan elektronlar ve x-ışınları. Sekonder elektronlar örnek morfolojisini yansıtan yüzeydeki atomlardan yayılır. Küçük çaplı birincil elektronlar yüksek çözünürlük elde edilmesini sağlarlar. Geri saçılan elektronlar yüzeydeki atomlardan yansıyan birincil elektronlardır. Örneği oluşturan elementlerin atom numarası, oluşan görüntünün kontrastını oluşturur. SEM ile incelenen yüzeylerin görüntüsü örnek üzerine gelen elektronların bir etkisi sonucu elektronlar ve incelenen örneğin atomları arasında oluşan etkileşimin algılayıcı ile toplanması ve katot ışın tüpünün ekranına iletilmesiyle elde edilir (Saghiri vd., 2012).

Yüzey topografyasının tanımlanmasında SEM'in bazı limitasyonları vardır. Elektron ışını tekniği yüzey yapısının üç boyutlu olarak incelenmesine izin vermez. Ayrıca kontrastın elde edilmesi elektronların farklı emisyonlarına bağlı olması düz homojen yüzeyli materyallerde sorun oluşturabilir (Kakaboura vd., 2007).

1.9 Amaç

Bu çalışmanın amacı; gelişmiş mekanik ve estetik özelliklere sahip rezin matriks seramik materyallerinin kompozit materyali ile tamiri sonrası günlük hayatta sık tüketilen içeceklerde bekletilerek bağlanma dayanımı değerlerini değerlendirmektir.

1.10 Hipotez

Bu çalışmada test edilen boş hipotez (H_0): günlük hayatta sık tüketilen içeceklerin, rezin matris seramik materyaller ve kompozit rezin arasındaki bağlantı dayanımını etkileyemeceğidir.



2. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma Kırıkkale Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından desteklenmiştir (Proje no:2020/075). Araştırmalar Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarları'nda, Kırıkkale Üniversitesi Bilimsel ve Teknolojik Araştırmalar Uygulama ve Araştırma Merkezi Laboratuvarları'nda, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Merkezi Araştırma Laboratuvarı'nda yapılmıştır. Çalışma kapsamında kullanılan malzemeler ve cihazlar Çizelge 2.1 ve Çizelge 2.2 'de gösterilmiştir.

Çizelge 2.1. Çalışmada kullanılan malzemelerin kimyasal kompozisyonu ve üretici firmaları

Materyal	Kimyasal Kompozisyon	Üretici Firma	Seri No
GC Cerasmart	71% Silika ve baryum cam nanopartikülleri, Bis-MEPP, UDMA, DMA	GC, Tokyo, Japonya	2007221
Lava Ultimate	80% silika ve zirkonya nano partikülleri, 20% (Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA, TEGDMA)	3M Espe St. Paul, MN, ABD	N880844
Vita Enamic	86% seramik, 14% (UDMA+TEGDMA)	Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya	74760
Frez (Yeşil Bantlı Elmas Fissür Frez)	107-181 mikrometre gren boyut, elmas fissür frez	Meissinger, Almanya	W-19012501
G- Multi Primer	Silan, MDP, etanol	GC, Tokyo, Japonya	2101151
G-Premio Bond	MDP, 4-MET, MEPS, metakrilat monomer, aseton, su, başlatıcılar, silika	GC, Tokyo, Japonya	2011181
GC Essentia Universal	UDMA, Bis-MEPP, Bis-EMA, Bis-GMA, TEGDMA, prepolimerize dolgu maddeleri (17 nm): stronsiyum camı (400 nm), lantanideflüorür (100 nm), silika (16 nm) FAISi camı (850 nm)	GC, Tokyo, Japonya	200915A
Otopolimerizan Akriolik Rezine	% >95 metilmetakrilat, %	Kemdent, Swindon, İngiltere	REF4970

Çizelge 2.2. Çalışmada kullanılan cihazlar ve üretici firmaları

Cihazlar	Üretici Firma
Hassas Kesit Alma Cihazı	Microcut 151, Metkon, Bursa, Türkiye
Zımpara ve Polisaj Cihazı	Forcipol 1V Grinder Polisher, Metkon, Bursa, Türkiye
Termal döngü cihazı	Esetron Smart Robotechnologies, Ankara, Türkiye
Yüksek Hızlı Döner El Aleti (Aeratör)	KaVo Dental, Biberach, Almanya
Profilometre Cihazı	Perthometer M2, Mahr, Gottingen, Almanya
Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)	JSM- 5600 LV, JEOL, Tokyo, Japonya
Shear Bond Aparatı	SDI Limited, Bayswater, Avustralya
Polimerizasyon Cihazı	3M ESPE Elipar S10, Minnesota, ABD
Universal test cihazı	Lloyd-LRX, Lloyd Instruments, Fareham, İngiltere
Stereomikroskop	S100 OPMI pico Carl Zeiss MeditecAG, Almanya

Çalışmamızda sırasıyla şu aşamalar izlenmiştir:

1. Resin matriks seramik blokların kesilmesi
2. Örneklerin akrile gömülmesi
3. Yapay yaşlandırma işlemleri
4. Yüzey işlemlerinin uygulanması
5. Yüzey pürüzlülüğünün kontak profilometre ile ölçülmesi
6. Örneklerin yüzey pürüzlülüklerinin SEM’de değerlendirilmesi
7. Örneklere silan uygulanması
8. Bonding ajanının ve kompozit rezinin, resin matriks seramik yüzeylere uygulanması

9. Örneklerin solüsyonda bekletilmesi
10. Makaslama testinin uygulanması
11. Başarısızlık tiplerinin belirlenmesi
12. İstatiksel analiz

2.1. Rezin Matriks Seramik Blokların Kesilmesi

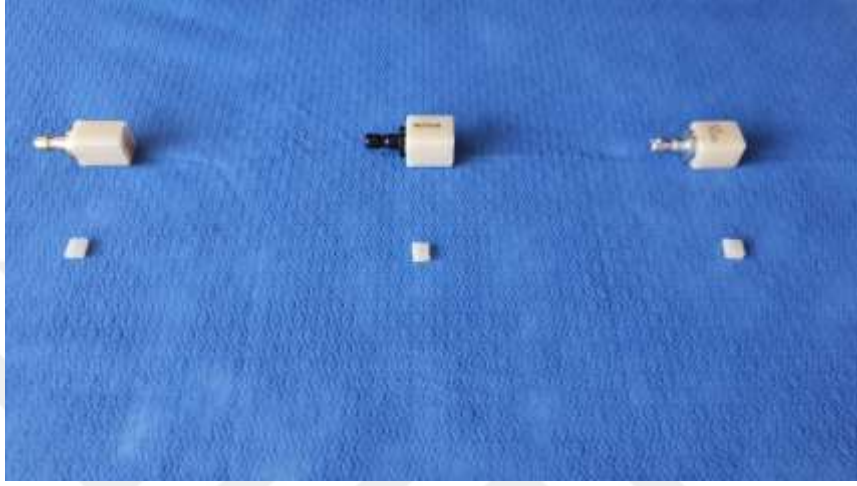
Bu çalışmada GC Cerasmart (GC Corp, Tokyo, Japonya), Lava Ultimate (3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) ve Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) CAD/CAM blokları kullanılmıştır. 12 x 14 x 18 mm ebatlarındaki bloklardan 6 x 5 x 2 mm ebatlarında örnekler elde edilmiştir.

Seramik rezin kompozit bloklar hassas kesit alma cihazında (Micracut 151; Metkon, Bursa, Türkiye) soğutma sıvısı (Micracool soğutma sıvısı; Metkon, Bursa, Türkiye) ve elmas disk kullanılarak kesilmiştir (Şekil 2.1).



Şekil 2.1. Metkon hassas kesme cihazı

Kesim işlemi sonrasında 6 x 5 x 2 mm ebatlarında 138 adet dikdörtgen şekilli örnek elde edilmiştir. Kesilen örnekler akan su altında çalışan otomatik zımparalama cihazında (Forcipol 1V, Metkon, Bursa, Türkiye) 400 grenli silikon karbit (SiC) adeziv aşındırıcı kağıtlar (Hermes/Schleifmittel GmbH&Co., Hamburg, Germany) kullanılarak zımparalanmıştır. Daha sonra hazırlanan tüm örnekler distile suda bekletilmiş ve ultrasonik temizleyicide temizlenmiştir.



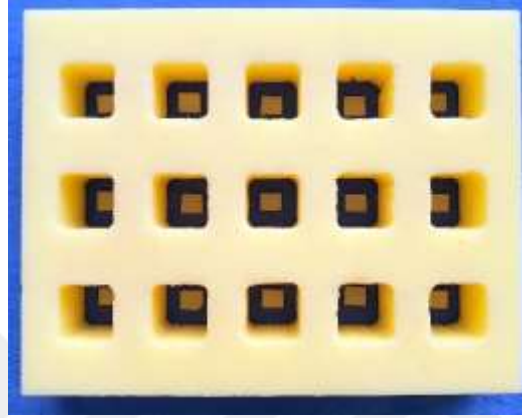
Şekil 2.2. CAD/CAM bloklarından elde edilen örnekler



Şekil 2.3. Ultrasonik temizleme cihazı

2.2. Örneklerin Akrile Gömülmesi

Hazırlanan örneklerin akrilik kalıplara gömülmesi için 15 mm çapında 25 mm yüksekliğinde 15 adet kare prizması şeklinde boşluk içeren kestamit bir kalıp kullanılmıştır (Şekil 2.4). Rezin matriks seramik bloklardan elde edilen örnekler bu boşlukların tabanına ve merkezine yerleştirildikten sonra üretici firma önerileri doğrultusunda hazırlanmış otopolimerizan pembe akrilik rezinle doldurulmuştur.



Şekil 2.4. Örneklerin akrile gömülmesinde kullanılan kestamit kalıp

Otopolimerizan akrilik sertleşip polimerize olduktan sonra örnekler kalıptan çıkarılmış ve sonra yüzey işlemi öncesi olası akril kalıntısını elimine etmek ve standart yüzey oluşturmak için her bir örneğin açıkta kalan yüzü zımparalama cihazında (Şekil 2.5) sırasıyla 400,600,800 ve 1200 grenli SiC içeren adeziv aşındırıcı kağıtlar kullanılarak 60 sn boyunca su altında zımparalanmıştır.



Şekil 2.5. Zımpara makinesi

2.3. Yapay Yaşlandırma İşlemleri

Yapay yaşlandırma işlemi için Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde bulunan termal döngü cihazı (Esetron, Ankara, Türkiye) kullanılmıştır (Şekil 2.6).

Tamir işlemi öncesi ve sonrası tüm örnekler 10.000 döngü termal döngü işlemine maruz bırakılmıştır. 5 ± 2 °C ve 55 ± 2 °C sıcaklıklara sahip distile su içeren sıcak ve soğuk banyo tanklarında bekleme süresi 30 sn ve iki banyo arası transfer süresi ise 5 sn olacak şekilde ayarlanmıştır (Eliasson & Dahl, 2020; Soh & Selwyn, 1992).



Şekil 2.6. Termal döngü cihazı

2.4. Yüzey İşlemlerinin Uygulanması

GC Cerasmart, Lava Ultimate ve Vita Enamic rezin matriks seramik CAD/CAM bloklarından hazırlanan örnekler 10.000 termal siklus sonrası, tamir yüzeyleri su soğutması eşliğinde yeşil kuşaklı (107–181 mikrometre gren) elmas fissür frez (Meisinger, Düsseldorf, Almanya) ile pürüzlendirilmiştir (Bahadır & Bayraktar, 2020; Güngör vd., 2016). Standardizasyonu sağlamak amacıyla her 5 örnek sonrası frez değiştirilmiş ve pürüzlendirme işlemi 4 sn boyunca yapılmıştır (Özcan vd., 2009; Wahsh & Ghallab, 2015).



Şekil 2.7. Frezle pürüzlendirme

2.5. Yüzey Pürüzlülüğünün Kontak Profilometre ile Ölçülmesi

Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Araştırma Laboratuvarı'ndaki profilometre cihazı (Perthometer M2, Mahr, Gottingen, Almanya) kullanılarak örneklerin yüzey pürüzlülüğü ölçümleri yapılmıştır (Şekil 2.8).

Çalışmada profilometrenin cut off değeri 0,25 mm'ye, ölçüm aralığı 1,75 mm'ye ve örnekleme uzunluğu $n=5$ olacak şekilde ayarlanmıştır. Örneklerin merkezinden yapılan üç farklı bölgenin ortalama yüzey pürüzlülüğü değeri (Ra) kaydedilmiştir ve bu üç ölçümün aritmetik ortalaması alınmıştır. Her bir grup için yüzey pürüzlülüğü ölçüm işlemi yapıldıktan sonra cihaz yeniden kalibre edilmiştir.



Şekil 2.8. Profilometre cihazı

2.6. Örneklerin Yüzey Pürüzlülüklerinin SEM De Değerlendirilmesi

Kırıkkale Üniversitesi Bilimsel ve Teknolojik Araştırmalar Uygulama ve Araştırma Merkezi'nde örneklerin yüzey özelliklerinin SEM cihazında (JEOL JSM-5600, Japonya) incelenmesi gerçekleştirilmiştir. Örnek tutucusuna yerleştirilen örnekler daha iletken hale gelmeleri için palladyum ile kaplanmıştır. SEM cihazına yerleştirilen örneklere vakumlama yapılarak örnek içerisindeki hava ve suyun eliminasyonu sağlanmıştır. SEM görüntüleri 100X ve 1000X büyütmede olacak şekilde alınmıştır.



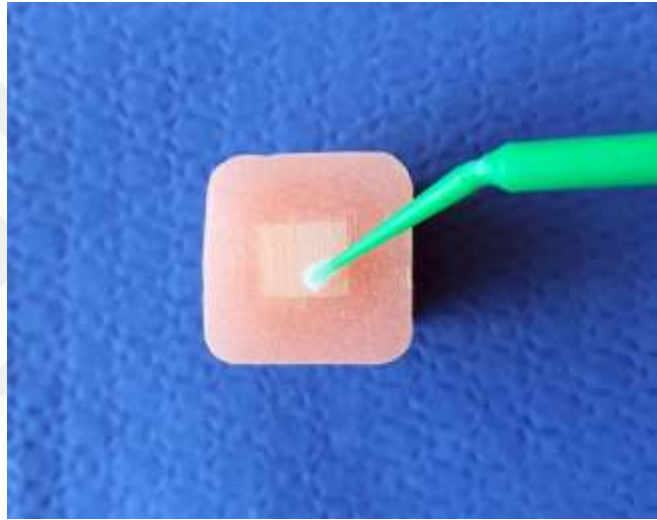
Şekil 2.9. Taramalı elektron mikroskobu

2.7. Örneklere Silan Uygulanması

Tüm örnekler için yüzey işlemleri tamamlandıktan sonra bütün örnekler bir silan bağlayıcı ajan olan G-Multi Primer (GC, Tokyo, Japonya) uygulanmıştır. G-Multi Primer (GC, Tokyo, Japonya) üretici firmanın talimatları doğrultusunda yüzeye 1 dk boyunca uygulanarak daha sonra yağsız ve kuru bir hava spreyiyle kurutulmuştur.



Şekil 2.10. G- Multi Primer



Şekil 2.11. Silan uygulanması

2.8. Bonding Ajanının ve Kompozit Rezinin Rezin Matriks Seramik Yüzeylere Uygulanması

Silan uygulamasından sonra bütün örneklere G-Premio Bond (GC, Tokyo, Japonya) ve GC Essentia Universal (GC, Tokyo, Japonya) kompozit rezin uygulanmıştır. G-Premio Bond üretici firma talimatlarına göre; 10 sn boyunca bir aplikatör yardımı ile uygulanmış sonrasında 5 sn hava ile inceltilerek 10 sn boyunca Elipar S10 (3M ESPE, Minnesota, ABD) ışık cihazıyla polimerizasyonu sağlanmıştır.



Şekil 2.12. G-Premio Bond



Şekil 2.13. GC Essentia Universal kompozit rezin

Bonding ajanının uygulamasından sonra her bir örnek kompozit rezin uygulamasının standardizasyonu sağlamak amacıyla shearbond aparatına (SDI Limited, Bayswater, Avustralya) yerleştirilmiştir. 5 mm yüksekliğe ve 3.5 mm internal çapa sahip silindirik paslanmaz çelik metal mold tamir edilecek örnek yüzeyinin merkezine gelecek şekilde yerleştirilmiş ve üç adet yay ile desteklenen levha ile sabitlenmiştir. Paslanmaz çelik metal mold içerisine her tabaka 2 mm olacak şekilde kompozit rezin yerleştirilerek üretici firma talimatları doğrultusunda 20 sn boyunca Elipar S10 (3M ESPE, Minnesota, ABD) ışık cihazıyla polimerizasyonu sağlanmıştır ve oksijen inhibisyon tabakası oluşmasını engellemek amacıyla en son tabakanın üstü Mylar bant ile kapatılmıştır. Polimerizasyondan sonra bağlanan her örnek 24 saat boyunca distile su içerisinde 37°C'de bekletilmiştir ve 10.000 termal döngüye maruz bırakılmıştır.



Şekil 2.14. Bir örneğin SDI SBS Rig test aparatındaki görüntüsü



Şekil 2.15. Test aparatında tamir edildikten sonraki görüntüsü



Şekil 2.16. Tamir yapılmış tüm örneklerin görüntüsü

2.9.Örneklerin Solüsyonda Bekletilmesi

Tüm örneklerin kompozit rezin ile tamiri ve tamir sonrası termal döngü işlemlerinden sonra örnekler, kendi içerisinde distile su (kontrol), siyah çay ve kolada (Coca-Cola, İstanbul, Türkiye) bekletilmek üzere üç ayrı gruba ayrılarak toplamda dokuz farklı grup oluşturulmuştur (n=15).

1. Grup : GC Cerasmart-Distile su (kontrol)
2. Grup : GC Cerasmart- Çay
3. Grup : GC Cerasmart- Kola
4. Grup : Lava Ultimate- Distile su (kontrol)
5. Grup : Lava Ultimate- Çay
6. Grup : Lava Ultimate- Kola
7. Grup : Vita Enamic- Distile su (kontrol)
8. Grup : Vita Enamic- Çay
9. Grup : Vita Enamic- Kola

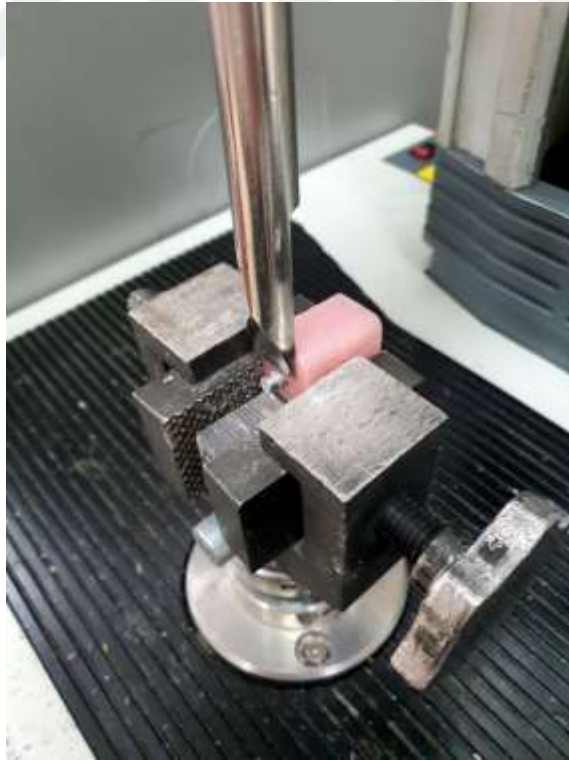
Siyah çay (Lipton Yellow Label, Unilever, İstanbul, Türkiye) 1 adet poşet çay 200 ml kaynar suda 5 dakika bekletilerek hazırlanmıştır. Kola ve distile su ise saf solüsyonlar şeklinde kullanılmıştır. Örnekler solüsyonlarda 28 gün bekletilmiştir ve solüsyonlar her gün yenilenmiştir (Bahadır & Bayraktar, 2020; Yamanel, 2018).

2.10. Makaslama Testinin Uygulanması

Farklı solüsyonlarda bekletilen örneklerin seramik ve kompozit rezin arasındaki bağlantı dayanım testi Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan universal test cihazında (Lloyd-LRX, Lloyd Instruments, Fareham, İngiltere) yapılmıştır (Şekil 2.17). Makaslama testi seramik ve kompozit rezin ara yüzeyine paralel şekilde 1 mm/dk hızla yaklaşan bıçak sırtı şeklindeki ucun Newton (N) biriminden kuvvet uygulamasıyla gerçekleştirilmiştir. Makaslama bağlanma dayanımı MegaPascal (MPa) değerine çevirmek için “(MPa) = Yük (N) / Alan (mm²), Alan = (πr²) (mm²), r = bağlanma yüzeyinin yarıçapı” formülü kullanılmıştır.



Şekil 2.17. Universal test cihazı



Şekil 2.18. Universal test cihazına yerleştirilmiş örneğin görüntüsü

2.11. Başarısızlık Tiplerinin Belirlenmesi

Makaslama testi yapıldıktan sonra kırılan örneklerin yüzeyi stereomikroskopta (NZ.1902-P, Euromex, Arnhem, Hollanda) incelenmiş ve başarısızlık çeşitleri adeziv, koheziv ya da karışık kırık olarak belirlenmiştir (Şekil 2.19).



Şekil 2.19. Stereomikroskop

2.12. İstatiksel Analiz

Çalışmada veriler IBM SPSS Statistics 23 (SPSS inc., IBM Corp., New New York, ABD) programına aktarılarak tamamlanmıştır. Çalışma verileri değerlendirilirken sayısal ölçümler için tanımlayıcı istatistikler (ortalama, standart sapma, minimum ve maksimum) verilmiştir. İki'den fazla grup arasında fark olup olmadığına tek yönlü varyans analizi (One Way ANOVA) ile bakılmıştır. “Tek yönlü varyans analizi” (ANOVA) sonucunda öncelikle varyans homojenliği için Levene testine, ardından farklılığın hangi grup ya da gruplardan kaynaklandığı “çoklu karşılaştırma testi” (Bonferroni ya da Tamhane’s T2) ile kontrol edilmiştir. Varyans homojenliğini sağlayan değişkenlerde gruplar arasındaki fark incelemesi için Bonferroni, varyans homojenliğini sağlamayan değişkenlerde gruplar arasında fark incelemesi için Tamhane’s T2 testine bakılmıştır. Anlamlılık için $p < 0,05$ kabul edilmiştir.

3. BULGULAR

3.1. Yüzey Pürüzlülük Bulguları

Rezin matriks seramik örneklerin her birine frezle yüzey pürüzlendirmesi yapıldıktan sonra yüzey pürüzlülük değerleri kontak profilometre cihazında ölçülmüştür. Örneklerin merkezinden yapılan üç farklı bölgenin ortalama yüzey pürüzlülüğü değeri (Ra), mikrometre (μm) cinsinden ölçülmüş ve kaydedilmiştir. Bu üç ölçümün aritmetik ortalaması alınmıştır ve SPSS istatistik paket programına yüklenmiştir.

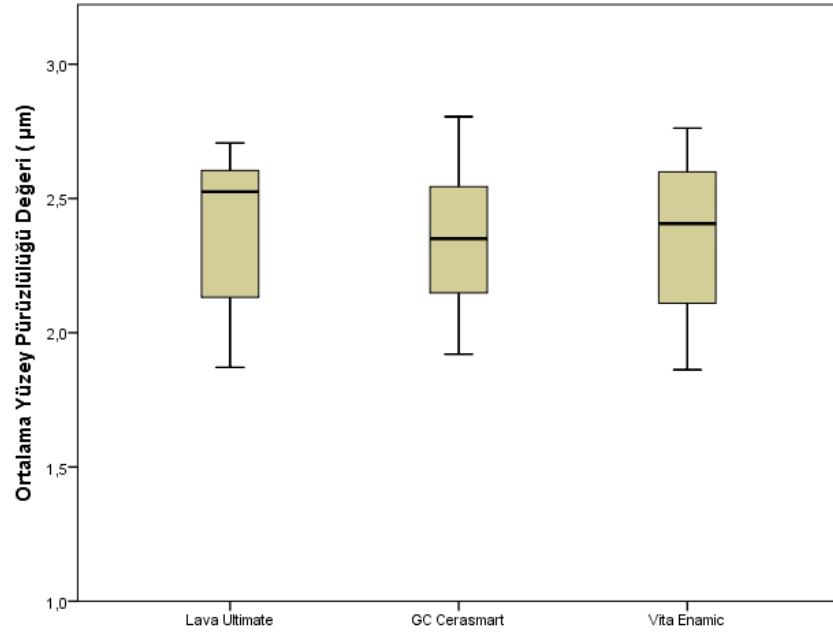
GC Cerasmart Lava Ultimate ve Vita Enamic materyallerinin ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri sırasıyla; 2,357 μm ; 2,370 μm ve 2,353 μm 'dur. En yüksek yüzey pürüzlülüğü değeri GC Cerasmart materyaline, en düşük yüzey pürüzlülüğü değeri ise Vita Enamic materyaline aittir. Ancak materyaller arasında ortalama yüzey pürüzlülüğü değeri (μm) bakımından istatistiksel olarak anlamlı derecede bir farklılık bulunmamaktadır.

Çizelge 3.1. Materyaller arasındaki farklılıkların incelenmesi

Materyal	Ortalama Yüzey Pürüzlülüğü Değeri (μm)				p
	Ort	SS	Min	Maks	
GC Cerasmart	2,357	0,262	1,920	2,805	0,984
Lava Ultimate	2,370	0,283	1,871	2,707	
Vita Enamic	2,353	0,291	1,862	2,762	
Toplam	2,360	0,273	1,862	2,805	

A,B: Grupların ortalamaları arasındaki farklılıkları gösterir (a=en yüksek yüzde).

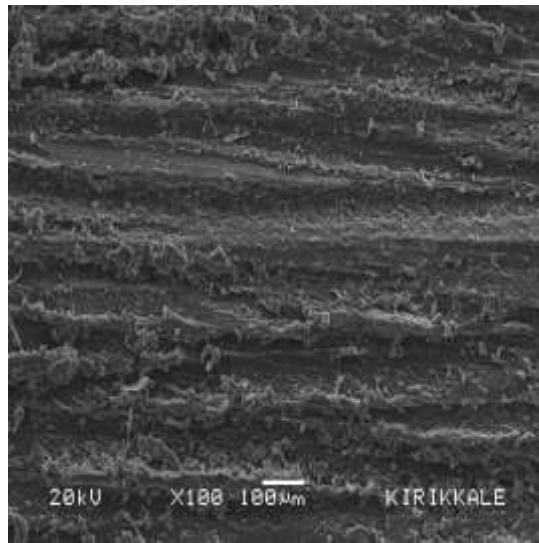
**:p<0,05*



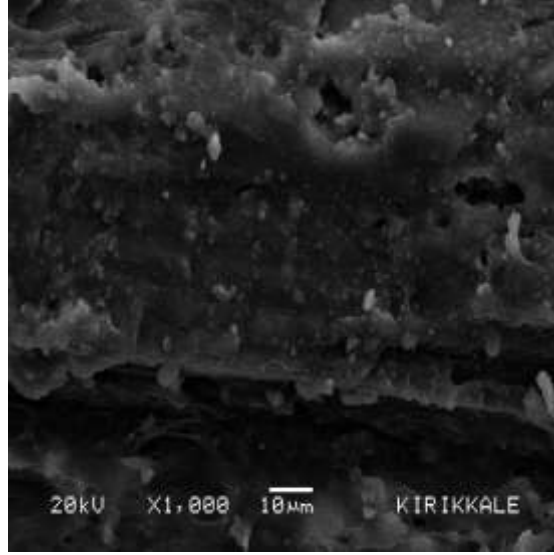
Şekil 3.1. GC Cerasmart, Lava Ultimate ve Vita Enamic materyallerine ait ortalama yüzey pürüzlülüğü değerlerini gösteren saplı kutu grafiği

3.2. SEM Analizi Bulguları

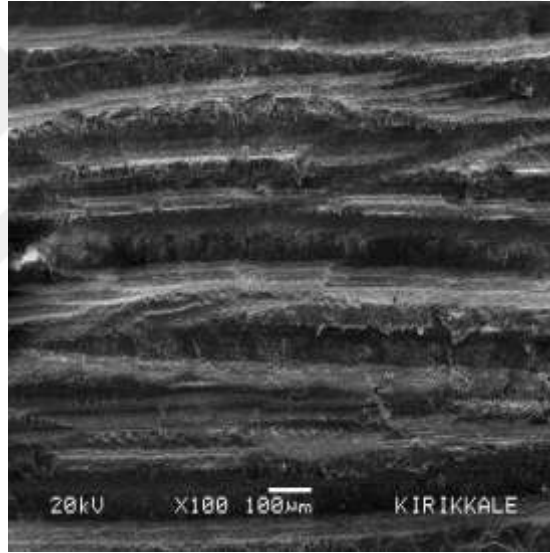
Frezle pürüzlendirilen örneklerden her gruptan birer tane ortalama pürüzlülük değerine en yakın örnek seçilerek taramalı elektron mikroskopunda X100 ve X1000'lik büyütmelerde incelenmiştir. Her üç materyalde de yüzey; pürüzlü, derin oluklar, girinti ve çıkıntılarla seyreden pürüzlü yüzeyler halinde görülmüştür. Kompozit faz koyu gri bölgeler şeklinde izlenirken, seramik faz ise açık gri bölgeler olarak gözlemlenmiştir.



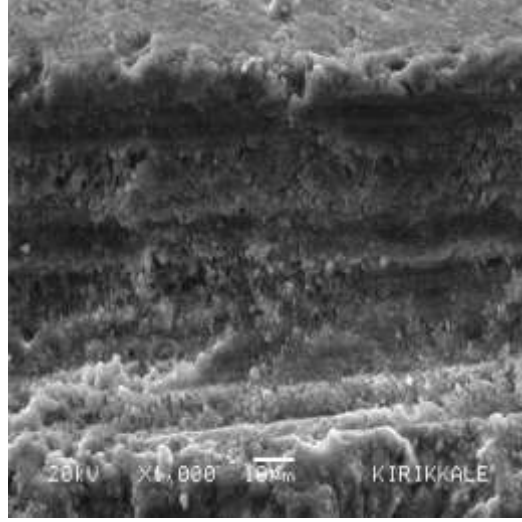
Şekil 3.2. GC Cerasmart materyalinin frezle pürüzlendirme sonrası SEM de x100 büyütülmüş görüntüsü



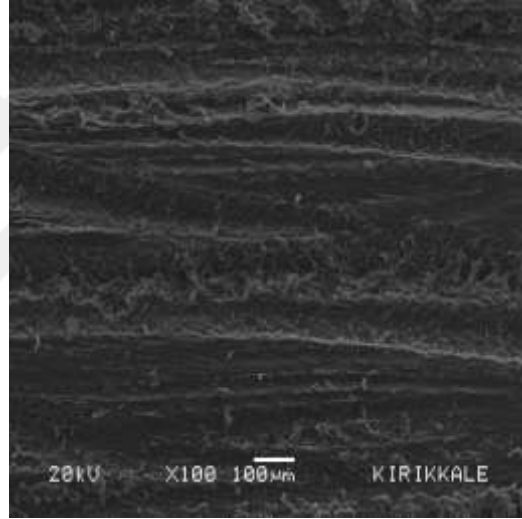
Şekil 3.3. GC Cerasmart materyalinin frezle pürüzlendirme sonrası SEMde x1000 büyütülmüş görüntüsü



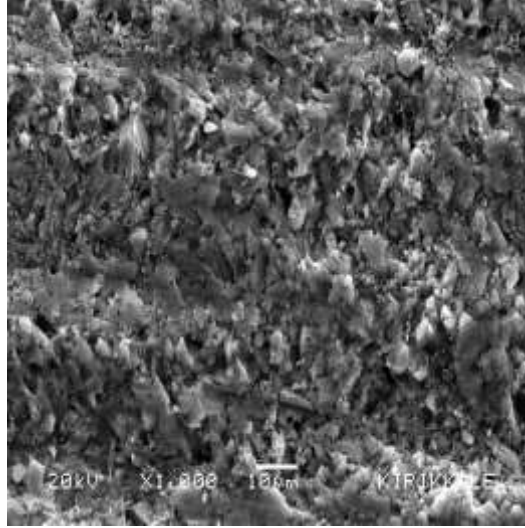
Şekil 3.4. Lava Ultimate materyalinin frezle pürüzlendirme sonrası SEM de x100 büyütülmüş görüntüsü



Şekil 3.5. Lava Ultimate materyalinin frezle pürüzlendirme sonrası SEM de x1000 büyütülmüş görüntüsü



Şekil 3.6. Vita Enamic materyalinin frezle pürüzlendirme sonrası SEM de x100 büyütülmüş görüntüsü



Şekil 3.7. Vita Enamic materyalinin frezle pürüzlendirme sonrası SEM de x1000 büyütülmüş görüntüsü

3.3. Bağlanma Dayanımı Bulguları

Rezin matriks seramik materyaller ve kompozit rezin arasındaki bağlantı dayanımı makaslama testi yapılarak Newton (N) biriminde ölçülmüştür. Makaslama bağlanma dayanımı MegaPascal (MPa) değerine çevirmek için “(MPa) = Yük (N) / Alan (mm²), Alan = (πr^2) (mm²), r = bağlanma yüzeyinin yarıçapı” formülü kullanılmıştır.

Çizelge 3.2. Materyallere göre gruplar arasındaki farklılıkların incelenmesi

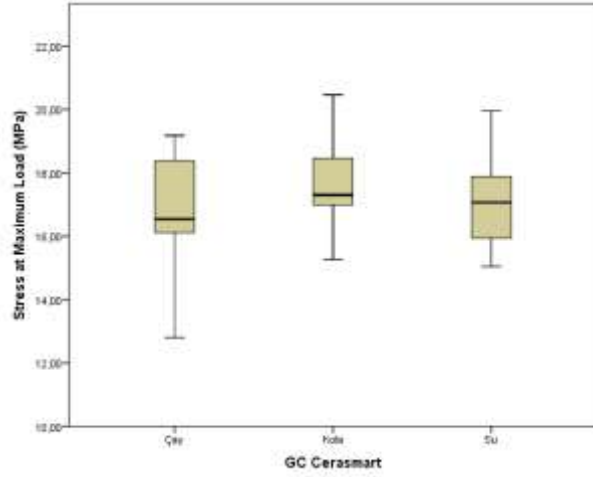
Materyal		Bağlanma Dayanımı (MPa)				P	P
		Ort	SS	Min	Maks		
GC Cerasmart	Kontrol	17,143	2,204	12,641	21,420	0,606	-
	Çay	16,833	1,728	12,806	19,176		
	Kola	17,501	1,449	15,255	20,458		
Lava Ultimate	Kontrol	18,353	1,866	14,894	22,785	0,000*	A
	Çay	16,935	1,768	14,208	19,647		A
	Kola	15,141	1,640	12,238	19,058		B
Vita Enamic	Kontrol	19,613	3,246	14,235	24,539	0,000*	A
	Çay	14,926	2,283	12,303	21,186		B
	Kola	15,341	1,352	12,871	18,086		B
Toplam	Kontrol	18,397	2,675	12,641	24,539	0,000*	A
	Çay	16,231	2,116	12,303	21,186		B
	Kola	15,994	1,809	12,238	20,458		B

A,B: Grupların ortalamaları arasındaki farklılıkları gösterir (a=en yüksek yüzde).

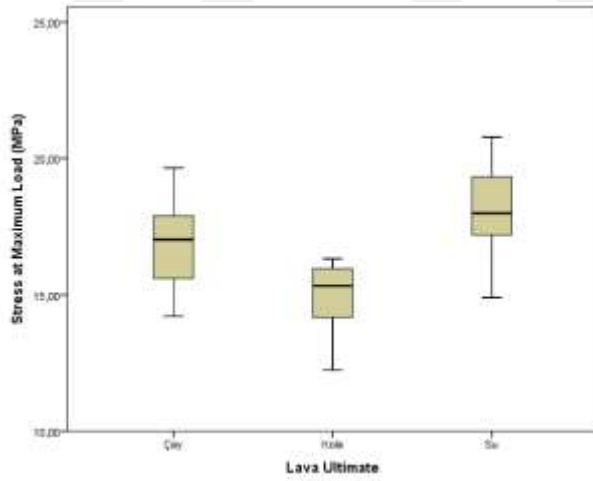
*:p<0,05

GC Cerasmart materyalinde gruplar arasında bağlanma dayanımı değerleri (MPa) ölçümü bakımından istatistiksel olarak anlamlı derecede bir farklılık bulunmamakta iken Lava Ultimate ve Vita Enamic materyallerinde bağlanma dayanımı değerleri (MPa) ölçümü bakımından istatistiksel olarak anlamlı derecede bir farklılık

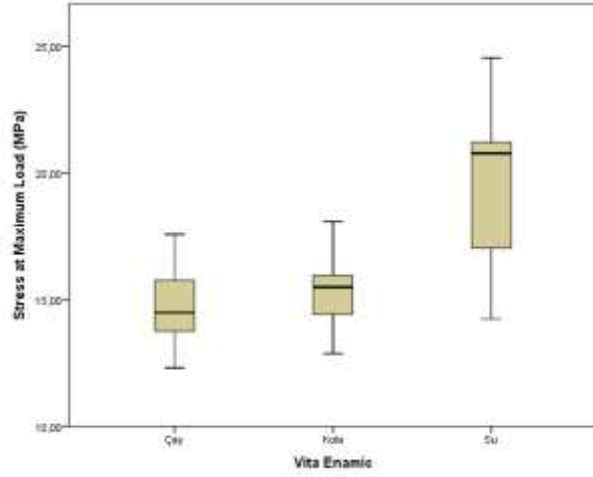
bulunmaktadır. Buna göre, Lava Ultimate materyalinde çay ve kontrol grubundaki bağlanma dayanımı değerleri (MPa) ortalaması kola grubuna göre daha yüksektir. Ayrıca vita enamic materyalinde kontrol grubundaki bağlanma dayanımı (MPa) ölçüm ortalaması çay ve kola grubuna göre daha yüksektir.



Şekil 3.8. GC Cerasmart materyaline ait gruplar arasındaki ortalama bağlantı dayanımı değeri farklılıklarını gösteren saplı kutu grafiği



Şekil 3.9. Lava Ultimate materyaline ait gruplar arasındaki ortalama bağlantı dayanımı değeri farklılıklarını gösteren saplı kutu grafiği



Şekil 3.10. Vita Enamic materyaline ait gruplar arasındaki ortalama bağlantı dayanımı değeri farklılıklarını gösteren saplı kutu grafiği

Çizelge 3.3. Gruplara göre materyaller arasındaki farklılıkların incelenmesi

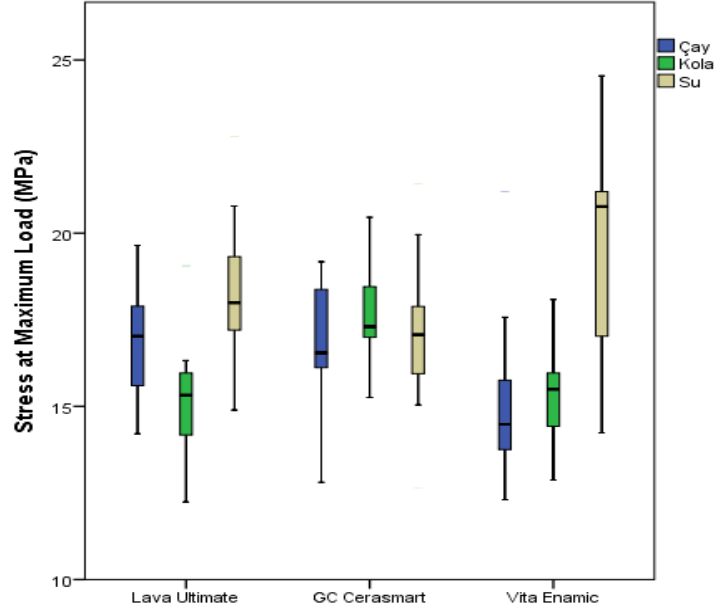
Materyal	Bağlanma Dayanımı (MPa)				P	P	
	Ort	SS	Min	Maks			
Kontrol	GC Cerasmart	17,143	2,204	12,641	21,420	0,033*	B
	Lava Ultimate	18,353	1,866	14,894	22,785		
	Vita Enamic	19,613	3,246	14,235	24,539		
Çay	GC Cerasmart	16,833	1,728	12,806	19,176	0,010*	A
	Lava Ultimate	16,935	1,768	14,208	19,647		
	Vita Enamic	14,926	2,283	12,303	21,186		
Kola	GC Cerasmart	17,501	1,449	15,255	20,458	0,000*	A
	Lava Ultimate	15,141	1,640	12,238	19,058		
	Vita Enamic	15,341	1,352	12,871	18,086		
Toplam	GC Cerasmart	17,159	1,800	12,641	21,420	0,648	-
	Lava Ultimate	16,810	2,174	12,238	22,785		
	Vita Enamic	16,691	3,223	12,303	24,539		

A,B: Grupların ortalamaları arasındaki farklılıkları gösterir (a=en yüksek yüzde).

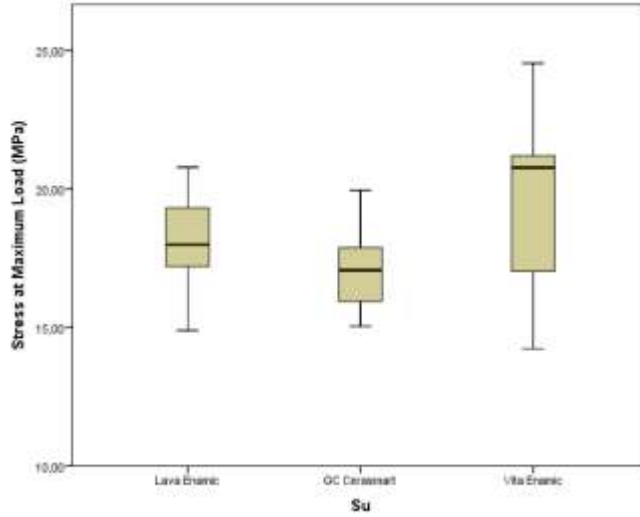
*:p<0,05

Çay, kola ve kontrol grubunda materyaller arasında bağlanma dayanımı (MPa) ölçümü bakımından istatistiksel olarak anlamlı derecede bir farklılık bulunmaktadır. Buna göre, çay grubunda Lava Ultimate ve GC Cerasmart materyallerindeki bağlanma dayanımı (MPa) ortalaması Vita Enamic materyaline göre daha yüksektir. Kola grubunda GC Cerasmart materyalindeki bağlantı dayanımı değerleri (MPa) ortalaması

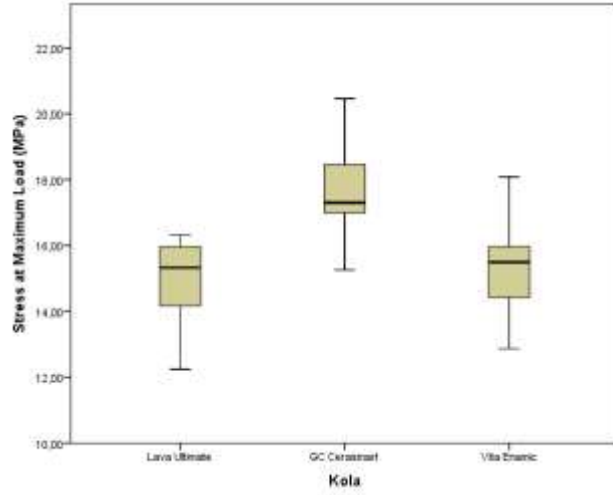
Lava Ultimate ve Vita Enamic materyallerine göre daha yüksektir. Kontrol grubunda ise Vita Enamic materyalindeki bağlanma dayanımı ortalaması GC Cerasmart materyaline göre daha yüksektir.



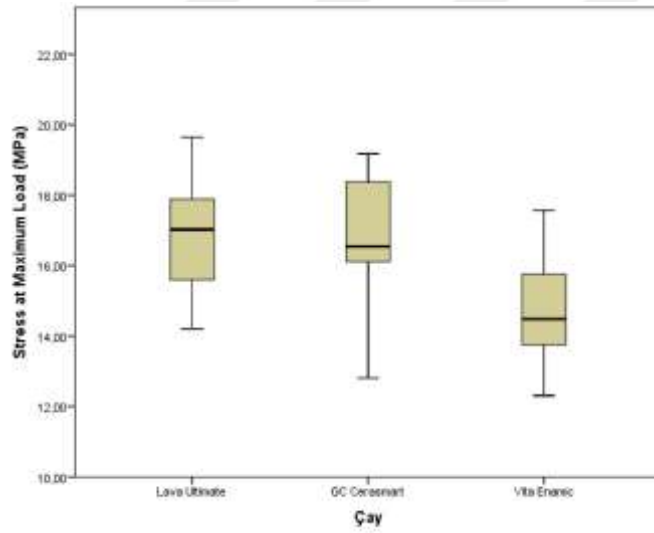
Şekil 3.11. Gruplara göre materyaller arasındaki farklılıkları gösteren saplı kutu grafiği



Şekil 3.12. Kontrol grubunun materyaller arasındaki ortalama bağlantı dayanımı farklılıklarını gösteren saplı kutu grafiği



Şekil 3.13. Kola grubunun materyaller arasındaki ortalama bağlantı dayanımı farklılıklarını gösteren saplı kutu grafiği



Şekil 3.14. Çay grubunun materyaller arasındaki ortalama bağlantı dayanımı farklılıklarını gösteren saplı kutu grafiği

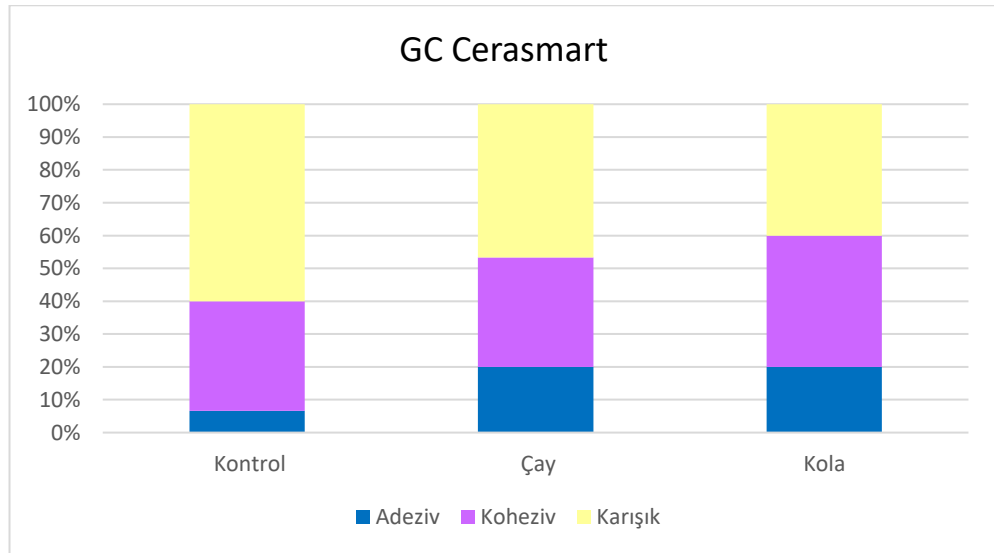
3.4. Kırılma Analizi Bulguları

Makaslama testi yapıldıktan sonra kırılan örnekler X12'lik büyütmedeki stereomikroskopta incelenmiş ve başarısızlık tipleri belirlenmiştir.

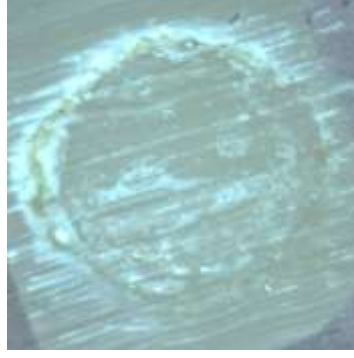
Çizelge 3.4. Gruplara göre kırılma analizi bulguları

Gruplar	Başarısızlık Tipi		
	Adeziv	Koheziv	Karışık
GC – Çay	2	5	8
GC – Kola	2	4	9
GC- Kontrol	5	7	3
LU -Çay	4	5	6
LU- Kola	5	5	5
LU- Kontrol	1	7	7
VE- Çay	3	3	9
VE- Kola	4	3	8
VE- Kontrol	1	6	8

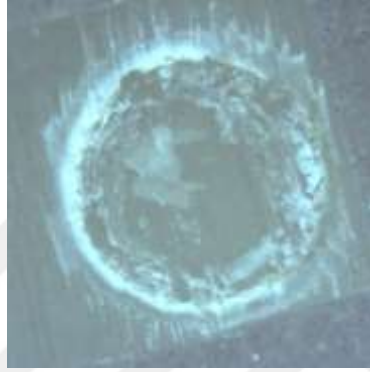
GC Cerasmart materyaline ait kırılan örnekler incelendiğinde çay ve kola grubunda çoğunlukla karışık kırılma tipi gözlemlenirken kontrol grubunda daha çok koheziv başarısızlık gözlenmiştir. GC Cerasmart materyaline ait her bir grup için stereomikroskopta incelenen örneklere ait farklı başarısızlık türleri birer örnek ile gösterilmiştir.



Şekil 3.15. GC Cerasmart materyaline ait kırılma türlerinin gruplara göre dağılımı



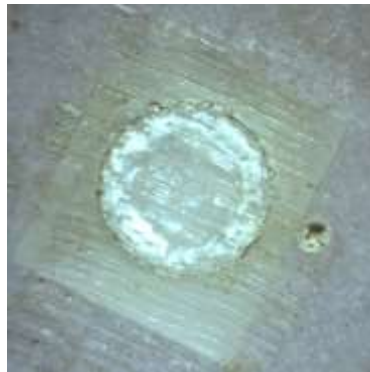
Şekil 3.16. GC Cerasmart kontrol grubuna ait adeziv kırılma türü



Şekil 3.17. GC Cerasmart kontrol grubuna ait karışık kırılma türü



Şekil 3.18. GC Cerasmart kontrol grubuna ait koheziv kırılma türü



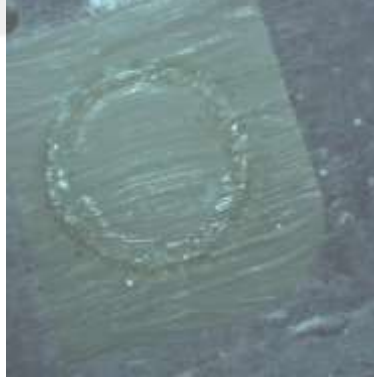
Şekil 3.19. GC Cerasmart çay grubuna ait adeziv kırılma türü



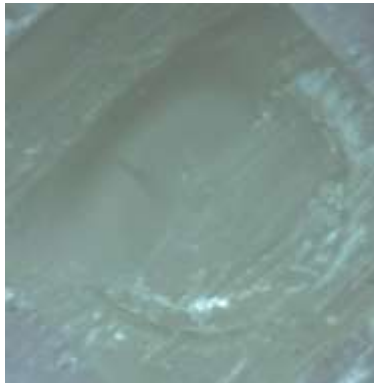
Şekil 3.20. GC Cerasmart çay grubuna ait karışık kırılma türü



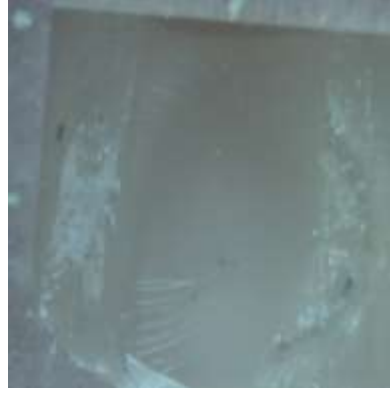
Şekil 3.21. GC Cerasmart çay grubuna ait koheziv kırılma türü



Şekil 3.22. GC Cerasmart kola grubuna ait adeziv kırılma türü

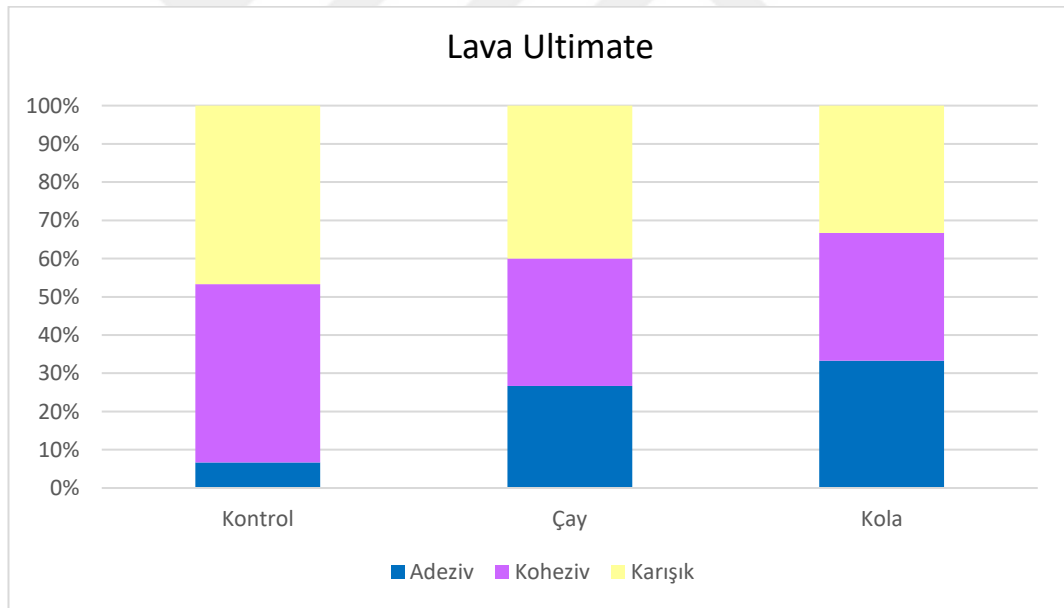


Şekil 3.23. GC Cerasmart kola grubuna ait karışık kırılma türü

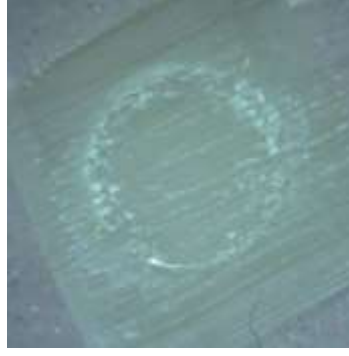


Şekil 3.24. GC Cerasmart kola grubuna ait koheziv kırılma türü

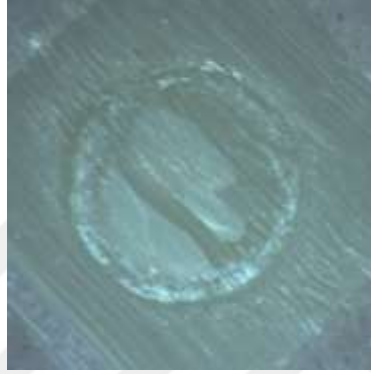
Lava Ultimate materyaline ait kırılan örnekler incelendiğinde çay ve kola grubunda çoğunlukla karışık ve koheziv kırılma tipi gözlemlenirken birlikte kontrol grubunda daha çok koheziv ve karışık başarısızlık tipi gözlemlenmiştir. Lava Ultimate materyaline ait her bir grup için stereomikroskopta incelenen örnekler için farklı başarısızlık türleri birer örnek ile gösterilmiştir.



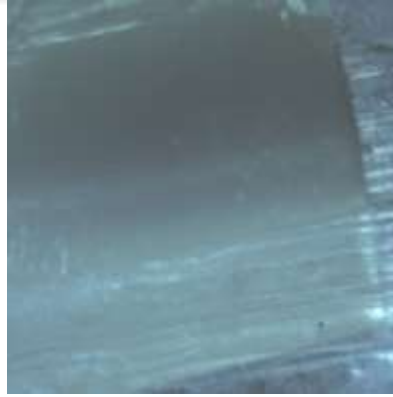
Şekil 3.25. Vita Enamic materyaline ait kırılma türlerinin gruplara göre dağılımı



Şekil 3.26. Lava Ultimate kontrol grubuna ait adeziv kırılma türü



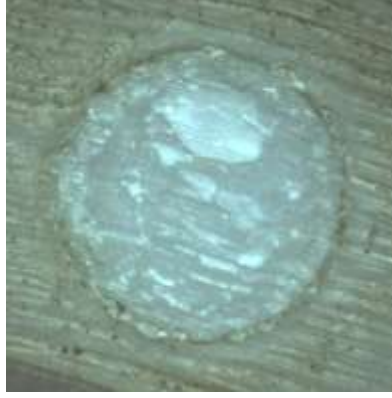
Şekil 3.27. Lava Ultimate kontrol grubuna ait karışık kırılma türü



Şekil 3.28. Lava Ultimate kontrol grubuna ait koheziv kırılma türü



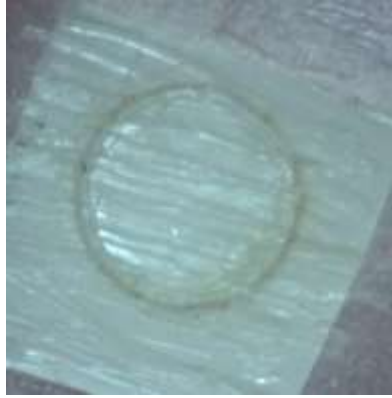
Şekil 3.29. Lava Ultimate çay grubuna ait adeziv kırılma türü



Şekil 3.30. Lava Ultimate çay grubuna ait karışık kırılma türü



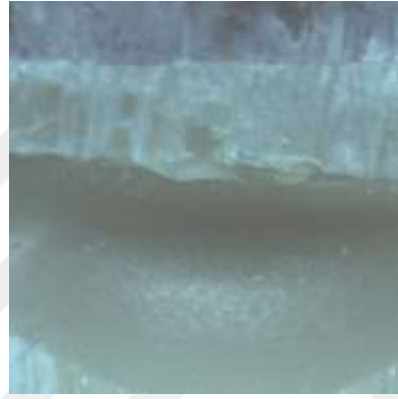
Şekil 3.31. Lava Ultimate çay grubuna ait koheziv kırılma türü



Şekil 3.32. Lava Ultimate kola grubuna ait adeziv kırılma türü

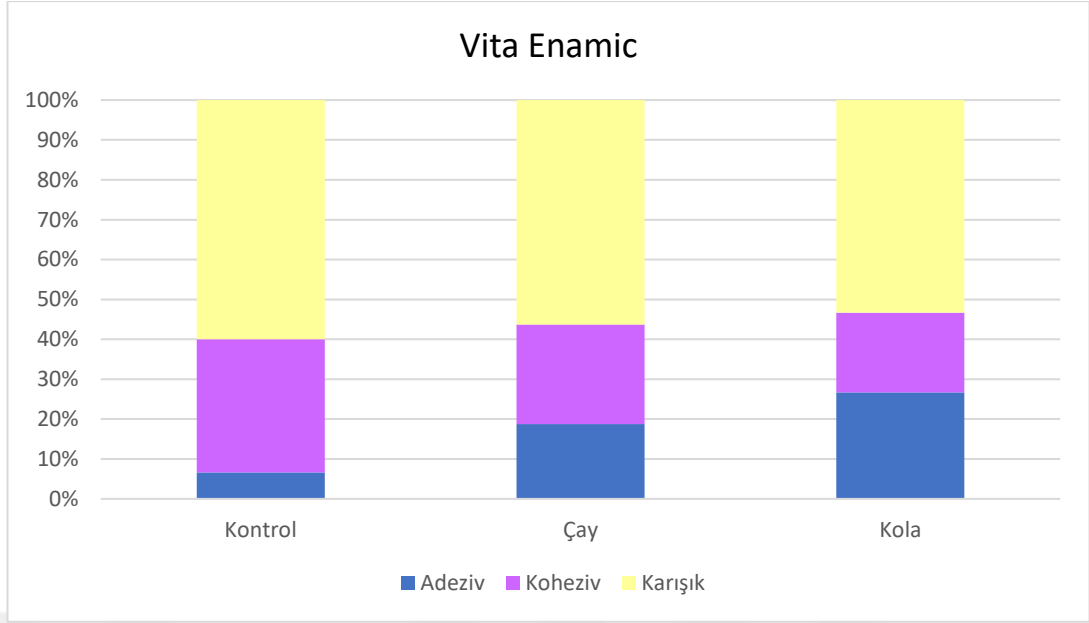


Şekil 3.33. Lava Ultimate kola grubuna ait karışık kırılma türü

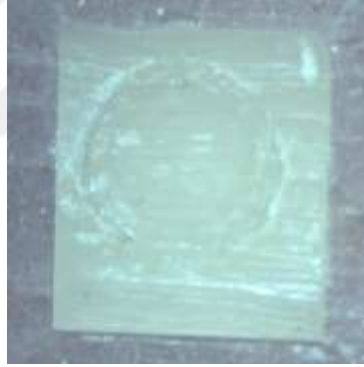


Şekil 3.34. Lava Ultimate çay grubuna ait koheziv kırılma türü

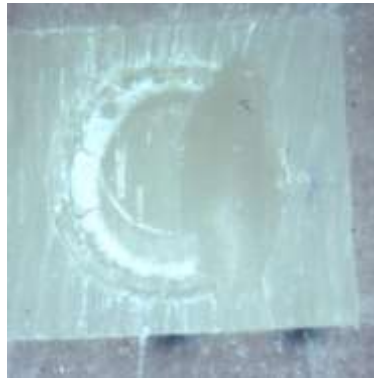
Vita Enamic materyaline ait kırılan örnekler incelendiğinde tüm gruplarda çoğunlukla karışık ve koheziv kırılma tipi gözlemlenmiştir. Vita Enamic materyaline ait her bir grup için stereomikroskopta incelenen örneklere ait farklı başarısızlık türleri birer örnek ile gösterilmiştir.



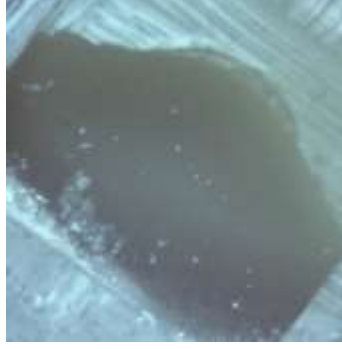
Şekil 3.35. Vita Enamic materyaline ait kırılma türlerinin gruplara göre dağılımı



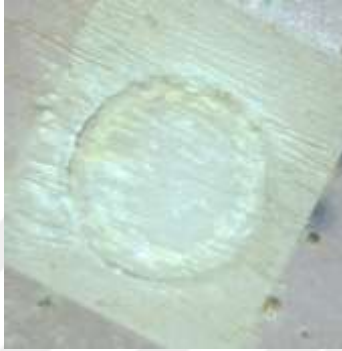
Şekil 3.36. Vita Enamic kontrol grubuna ait adeziv kırılma türü



Şekil 3.37. Vita Enamic kontrol grubuna ait karışık kırılma türü



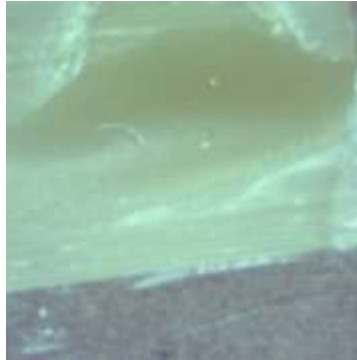
Şekil 3.38. Vita Enamic kontrol grubuna ait koheziv kırılma türü



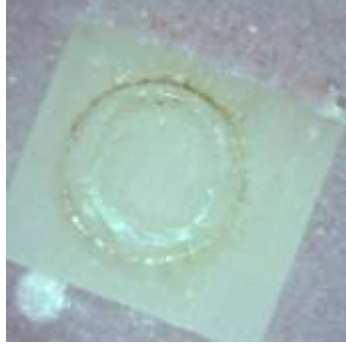
Şekil 3.39. Vita Enamic çay grubuna ait adeziv kırılma türü



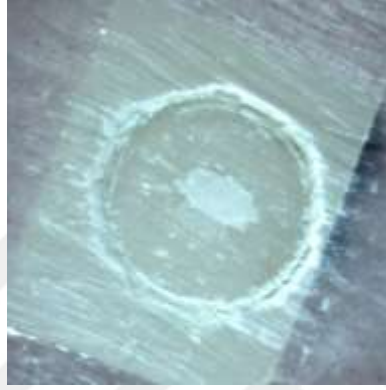
Şekil 3.40. Vita Enamic çay grubuna ait karışık kırılma türü



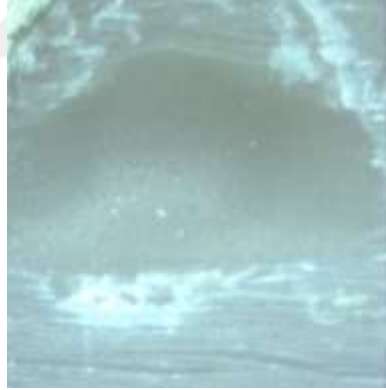
Şekil 3.41. Vita Enamic çay grubuna ait koheziv kırılma türü



Şekil 3.42. Vita Enamic kola grubuna ait adeziv kırılma türü



Şekil 3.43. Vita Enamic kola grubuna ait karışık kırılma türü



Şekil 3.44. Vita Enamic kola grubuna ait koheziv kırılma türü

4. TARTIŞMA VE SONUÇ

Bu in- vitro çalışmada günlük hayatta sık tüketilen içeceklerin rezin matris seramik materyaller ve kompozit rezin arasındaki bağlantı dayanımı üzerine olan nicel ve nitel etkileri değerlendirilmiştir. Bu çalışmanın sonuçlarına göre; günlük hayatta sık tüketilen içeceklerin rezin matris seramik materyaller ve kompozit rezin arasındaki bağlantı dayanımı değerini etkilemeyeceği şeklindeki H_0 hipotezimiz reddedildi.

Seramiğin üstün mekanik ve estetik özellikleri ile kompozit rezinlerin bükülme dayanımı ve antagonist dişte oluşturduğu düşük aşındırma gibi avantajları rezin matris seramik materyallerde birleştirilmiştir. Albero ve ark.(2015); rezin matris seramiklerin, geleneksel seramiklere göre doğal diş dokusuna yakın bükülme dayanımına sahip olduğunu rapor etmişlerdir. Chavali ve ark. (2017); rezin matris seramik, lityum disilikat ve zirkonya örneklerin kopma ve kırılma dayanımlarını incelemişler ve rezin matris seramiklerin diğer gruplara göre daha az kırılma ve kopma başarısızlığı gösterdiğini rapor etmişlerdir. Ayrıca rezin matris seramiklerden elde edilen restorasyonların ağız içerisinde düşük kuvvetlerin olduğu bölgelerde cam seramik restorasyonlara iyi bir alternatif olabileceği bildirilmiştir (Sevmez vd., 2019). Resin matris seramiklerin diğer bir avantajı ise final restorasyon elde ederken herhangi bir fırınlama işlemine ihtiyaç duyulmadan polisaj kitleriyle bitim ve polisajlarının yapılabilmesidir. Böylece restorasyonlar daha hızlı bir şekilde üretilebilmektedir. Ayrıca cam seramiklere göre daha esnek bir yapıya sahiptirler ve bu özellikleri sayesinde posterior bölge restorasyonlarında çiğneme kuvvetlerini daha dengeli bir şekilde absorbe ederler (Cerasmart, 2014; Enamic, 2012; Lava Ultimate, 2011).

GC Cerasmart ; ağırlıkça %71 oranında doldurucu partikül içeren, yüksek yoğunlukta bir kompozit rezin materyaldir (Awada & Nathanson, 2015). Kompozisyonunu polimer matris içerisine gömülmüş, göreceli olarak küçük ve uniform şekilde dağılmış alümina-baryum-silika partikülleri oluşturur (Cerasmart, 2014). Lava Ultimate; ağırlıkça %80 oranında nano-rezin doldurucu içeren, 4-11 nm boyutlarında %25 oranında zirkonya, 20 nm boyutlarında %55 oranında silika partikülleri, nanopartikül ve nanokümelere şeklinde rezin matris içerisine gömülmüştür (Yin vd., 2019). Vita Enamic ise; iki tane üç boyutlu birbiri içinden geçen ağ yapısından oluşmaktadır. Bunların ağırlıkça %86'sını hacimce %75'ini feldspatik

seramik ağı, ağırlıkça %14'ünü hacimce %25'ini polimer ağı ile güçlendirilmiş metakrilat oluşturmaktadır (Coldea, 2014; Enamic, 2012).

Rezin matriks seramiklerin sahip olduğu tüm avantajlara rağmen yetersiz okluzal düzenleme, parafonksiyon varlığı, üretim sırasında oluşan poröziteler gibi problemler restorasyon kırıklarına sebep olabilir ve restorasyonun tamir ihtiyacı doğabilir. Ayrıca monolitik restorasyonlar özellikle posterior bölgede kullanıldığında klinik başarısızlık gösterebilirler. Başarısız olan restorasyonun tamamen yenilenmesi, diş ve diş çevresi yumuşak dokularda ekstra travmaya ve zaman kaybına sebep olabilir. Bu nedenle restoratif materyallerle olabildiğince ağız içinde minimal invaziv bir şekilde tamir edilmelidirler (Nandini, 2010; Şişmanoğlu, Gürcan, Yildirim-Bilmez, vd., 2020; Wady vd., 2014). Restorasyonun yerinden çıkarılmasına gerek olmadan ağız içerisinde kompozit rezin ile tamiri daha pratik, ekonomik ve kolay bir uygulamadır (Nuray vd., 2006; Özcan & Niedermeier, 2002; Rekow vd., 2011a).

Rezin matriks seramiklerin kompozit rezin ile tamirinin yapıldığı çok sayıda çalışma literatürde mevcuttur (Bahadır & Bayraktar, 2020; Duzyol vd., 2016; Güngör vd., 2016; Loomans vd., 2017; Tinastepe vd., 2018). Stawarczyk ve ark. (2015); Lava Ultimate rezin nanoseramikten elde edilen örnekleri farklı termal döngü sayısı uygulamış ve farklı adeziv sistemleri kullanarak tamir etmişler ve bağlantı dayanımlarını değerlendirmişlerdir. Tatar ve Ural (2018a); Vita Enamic ve Lava Ultimate materyallerini kullandıkları çalışmada; farklı yüzey işlemlerinin ardından örnekleri kompozit rezin ile tamir etmiş ve bağlantı dayanımını makaslama testi ile değerlendirmişlerdir. Verrisimo ve ark. (2020); Vita Enamic ve Lava Ultimate rezin matriks seramik bloklardan elde ettikleri örnekleri kompozit rezin ile tamir etmiş ve bağlantı dayanımlarını kıyaslamışlardır. Özcan (2020); Lava Ultimate materyaline farklı yüzey işlemleri ve farklı yaşlandırma prosedürleri uygulayarak direkt kompozit rezinle olan bağlantı dayanımını makaslama testiyle incelemiştir. Literatür incelendiğinde, kompozit rezin ve rezin matriks seramik materyaller arasındaki bağlantı dayanımını inceleyen birçok çalışma bulunmasına rağmen kompozit rezin ile tamir edilmiş rezin matriks seramiklerin bağlantı dayanımına günlük hayatta sık tüketilen içeceklerin etkisini değerlendiren bir çalışma bulunamamıştır.

Dental seramiklerin tamirinde, seramik yüzeyinin ıslanabilirliğini ve yüzey pürüzlülüğünü artırarak, seramik ve restoratif materyal arasındaki bağlantı dayanımını artırmak için bazı yüzey işlemleri uygulanmaktadır. Bunlardan başlıcaları; frezle pürüzlendirme, asitle pürüzlendirme, kumlama, tribokimyasal silika kaplama, silan bağlayıcı ajan uygulaması ve lazerle pürüzlendirme. Restoratif materyalin kompozisyonuna bağlı olarak ideal yüzey işlemi değişmektedir ve literatürde en ideal yüzey işlemi ile ilgili kesin bir fikir birliği yoktur (Atsu vd., 2006; Elsaka, 2014; Özcan & Vallittu, 2003). Hidroflorik asitle seramik yüzeyinin pürüzlendirilmesi yaygın olarak kullanılmaktadır. Ancak hidroflorik asidin toksik etkileri nedeniyle kullanımı risk taşımaktadır. Temas etmesi durumunda yumuşak dokular ve deri; solunum ile birlikte akciğerler ciddi boyutta zarar görebilir (Nuray vd., 2006; Özcan & Vallittu, 2003). Alüminyum oksit ile kumlama işlemi de yüzey pürüzlendirme işlemi için sıklıkla kullanılan bir yöntemdir (Amaral vd., 2006; Demirtaş & Culhaoglu, 2019; Güngör vd., 2016; Lise vd., 2017; Loomans vd., 2017; Sirin Karaarslan vd., 2016; Souza vd., 2017; Visuttiwattanakorn vd., 2017). Kumlama işlemi ağız dışı yapılabildiği gibi ağız içi de özel kumlama aparatları kullanılarak yapılabilmektedir. Ancak ağız içi kumlama aparatının yaygın olarak kullanılmaması ve ulaşımının kolay olmaması ve küçük boyuttaki alüminyum oksit partiküllerinin inhalasyonu riski gibi dezavantajları mevcuttur (Roeters, 2000). Çalışmamızda üç farklı rezin matrisli seramik materyalinin rezin kompozit ile tamiri sonrası günlük hayatta sıkça tüketilen içeceklerin tamir dayanımına etkisi değerlendirileceği için yeterli yüzey pürüzlülüğü ve kabul edilebilir bağlanma dayanımı sağladığı ve ayrıca ağız içerisinde tamir yapılırken restorasyonun yerinden tamamen çıkarılmasına gerek bırakmaması, kolay uygulanabilirliği nedeniyle tüm gruplarda yüzey işlemi standardizasyonunu sağlamak amacıyla frezle pürüzlendirme, yüzey işlemi olarak seçilmiştir.

Literatür incelendiğinde tamir işlemi yapılan birçok çalışmada frez ile pürüzlendirme işleminin tamir öncesi yüzey işlemi olarak kullanıldığı görülmektedir (Bahadır & Bayraktar, 2020; Bektas vd., 2012; Duzyol vd., 2016; Elsaka, 2016; Erdemir vd., 2014; Güngör vd., 2016; Pollington vd., 2010; Tinastepe vd., 2018; Türk vd., 2006; Wendler vd., 2016). Yeşil bantlı kalın grenli elmas fissür frez birçok çalışmada frezle pürüzlendirme için tercih edilmiştir (Bahadır & Bayraktar, 2020; Bayram vd., 2011; Bektas vd., 2012; Celik vd., 2014; Güngör vd., 2016; Tinastepe vd., 2018; Yesil vd., 2007). Da Costa ve ark.(2012); yapılan rezin kompozit tamirine farklı grenli frezlerle

yapılan yüzey işlemlerinin etkisini araştırmışlar ve frez boyutlarının tamir dayanımını anlamlı ölçüde etkilemediğini rapor etmişlerdir.

Kimyai ve ark. (2010); hazırladıkları indirekt kompozit rezin örnekleri; kontrol, alüminyum oksit ile kumlama, lazer ile pürüzlendirme, elmas frez ile pürüzlendirme işlemlerinin yapıldığı dört gruba ayırmışlar ve atomik kuvvet mikroskobu ile yüzey özelliklerini incelemişler ve karşılaştırmışlardır. Direkt kompozit rezinle örneklerin tamiri yapılmış ve makaslama testi uygulanarak bağlantı değerleri incelenmiştir. Her grupta da herhangi bir yüzey işlemi yapılmayan kontrol grubuna kıyasla bağlantı dayanımının arttığı gözlemlenmiştir. Lazer grubu ve frez grubu arasında yüzey pürüzlülüğü değerleri istatistiksel olarak anlamlı derecede bir fark bulunmamıştır ve mekanik pürüzlendirmenin bağlantı dayanımını olumlu yönde etkilediği rapor edilmiştir.

Güngör ve ark. (2016); kompozit rezin ile tamir edilmiş rezin matriks seramiklerin makaslama dayanımına baktıkları çalışmada; Vita Enamic, Lava Ultimate ve GC Cerasmart örneklere üç farklı yüzey işlemi uygulamışlardır. Uygulanan yüzey işlemleri; alüminyum oksit ile kumlama, frezle pürüzlendirme ve hidroflorik asit uygulamasını takiben silan uygulamasıdır. Grupların kendi içlerinde ve hiçbir yüzey işlemi uygulanmamış kontrol grubuyla yüzey pürüzlülükleri kıyaslandığında frezle pürüzlendirilmiş gruplarda yüzey pürüzlülüğü değerleri en yüksek olarak bulunmuştur. Yüzey işlemlerinin rezin matriks seramiklerde yüzey pürüzlülüğünü artırdığı ve rezin matriks seramikler ve kompozit rezin arasındaki bağlanma dayanımını artırdığı rapor edilmiştir. En yüksek bağlanma dayanımı frezle pürüzlendirme ve hidroflorik asit uygulamasını takiben asit uygulanan gruplarda gözlemlenmiştir. Bu tez çalışmasında da bu çalışmayla benzer materyaller kullanılmış, frezle pürüzlendirme ve silan bağlayıcı ajan uygulamasının kombinasyonu yüzey işlemi olarak uygulanmıştır.

Elsaka ve ark. (2016); metal ve seramik braketlerin Vita Enamic materyaline ışıkla polimerize olan kompozitle olan bağlantı dayanımını değerlendirdikleri çalışmada; yüzey işlemi olarak fosforik asitle pürüzlendirme, hidroflorik asitle pürüzlendirme, frezle pürüzlendirme ve Cojet ile silika kaplama işlemi uygulamışlardır. Örneklerin yüzeyi SEM ile incelendiğinde elmas frez ile pürüzlendirilen yüzeylerde makro ve mikro tutuculuğu artıran derin oluk ve çizgiler gözlemlenmiştir. Bu tez çalışmasında da elmas frez ile yüzey işlemi uygulanan Vita Enamic grubunda benzer şekilde oluklar gözlemlenmiştir.

Tinaştepe ve ark. (2018); farklı yüzey işlemlerinin Lava Ultimate rezin nanoseramik materyali ve kompozit rezin arasındaki bağlantı dayanımını değerlendirdiği çalışmada; frezle pürüzlendirme grubu, Cojet uygulanan grup ve kontrol grubu olmak üzere örnekleri üç alt gruba ayırmışlardır. Yüzey işlemlerinden sonra örnekler SEM’de incelenmiştir. Yüzey pürüzlülüğü en fazla olan grup elmas frezle pürüzlendirilmiş grup olduğu ve girintiler, çıkıntılar ve oluklar gibi kaba yüzey özelliklerine sahip olduğu rapor edilmiştir.

Bahadır ve Bayraktar (2020); Lava Ultimate ve Vita Enamic materyallerinden elde ettikleri örnekleri frezle pürüzlendirme, lazer ve kontrol grubu olarak üç farklı alt gruba ayırmışlardır. Daha sonra örnekler kendi aralarında iki alt gruba daha ayrılarak örneklerin yarısına silan uygulanırken diğer yarısına silan uygulaması yapılmamıştır. Her iki materyal grubu da frezle pürüzlendirme sonrası SEM’de incelenmiş ve kontrol grubuna göre daha pürüzlü olduğu ve tek yönlü oluk şeklinde girintiler olduğu rapor edilmiştir. Bu tez çalışmasında da kullanılan rezin matriks seramik materyaller elmas frezle pürüzlendirilmiş ve benzer yüzey özellikleri sergilemiştir.

Silan bağlayıcı ajan uygulanması; rezin matriks seramikler, silika içerikli polikristalin seramikler ve cam seramik yüzeylerde ıslanabilirliği artırıp temas açısını azaltarak kimyasal bağlantıyı olumlu yönde etkiler (Atsu vd., 2006; Duzyol vd., 2016; Elsaka, 2014). Mekanik yüzey pürüzlendirme işlemlerinden sonra seramik yüzeyine silan uygulaması sonrası seramik yüzeyi ve kompozit rezin arasındaki bağlantı dayanımının arttığı rapor edilmiştir (Brosh vd., 1997; Tinastepe vd., 2018). İçeriğinde MDP (10-Metakriloiloksidesil dihidrojen fosfat) olan silanların kullanımı önerilmektedir (Perdigão & Swift Jr, 2015). MDP; fosforik asit ve metakrilat grubundan oluşmakta ve fosforik asit grubuyla seramik yüzeyindeki oksit tabakasına, metakrilat grubuyla da rezine bağlantı sağlamaktadır (Kern, 2015; Pott vd., 2015). Bu nedenle bu tez çalışmasında rezin matriks seramik bloklardan hazırlanan örneklerin yüzeylerinin frezle pürüzlendirmesini takiben tüm yüzeylere MDP içerikli bir silan bağlayıcı ajan uygulanmıştır.

Yoshihara ve ark. (2016); rezin nanoseramikten elde ettikleri bloklara iki farklı adeziv sistemi (silan içeren ve silan içermeyen) uygulamışlar bu grupları da kendi içlerinde ikiye ayırıp gruplardan birine silan uygulamayıp diğer gruba silan uygulamasından sonra farklı rezin simanlar uygulamış ve makaslama testi yaparak bağlantı

dayanımlarını değerlendirmişlerdir. Silan uygulanmayan tüm örnek gruplarında daha düşük bağlantı dayanım değerleri rapor edilmiştir.

Higashi ve ark. (2016); CAD/CAM rezin blokların rezin simanla olan bağlantısına kumlama ve silanizasyonun etkisini değerlendirdikleri çalışmada; CAD/CAM rezin bloklardan elde ettikleri örneklere yüzey işlemleri olarak; kumlama, silan uygulaması, kumlama ve silan uygulamasının kombinasyonunu uygulamışlardır. Örnekleri 1 ay, 3 ay ve 6 ay süreyle suda bekletmişler ve mikrotensil testi uygulayarak bağlantı dayanımlarını değerlendirmişlerdir. Çalışmanın sonucu olarak silan uygulamasının bağlantı dayanımını artırdığını rapor etmişlerdir.

Murillo-Gómez ve ark. (2017); silan içerikli adezivlerin cam seramikler ve rezin siman arasındaki bağlantı dayanımına etkisini değerlendirdikleri çalışmada; biri silan içeren diğeri silan içermeyen iki farklı adeziv kullanmışlar ve örnekleri 24 saat ve 6 ay boyunca suda bekletmişlerdir. Bu çalışmanın sonuçlarına göre silan uygulamasını takiben bir adeziv uygulamasının ve silan içerikli bir adeziv kullanılmasının hem kısa dönem hem de uzun dönem boyunca suda bekletme sonrası seramik ve rezin siman arasındaki bağlantıyı artırdığını bildirmişlerdir.

Demirtağ ve Çulhaoğlu (2019); Lava Ultimate ve Vita Enamic materyali kullandıkları çalışmada elde edilen örnekleri ; kontrol, hidroflorik asit, kumlama, femtosaniye lazer ve bu grupların her birine silan uygulamasının yapıldığı sekiz ana gruba ayırmışlardır. Yüzey işlemlerinden sonra her bir örneğe rezin siman uygulanmış ve makaslama testi uygulanmış ve ortalama bağlantı dayanımı değerlendirilmiştir. Silan uygulamasının rezin matriks seramikler ve rezin siman arasındaki bağlantı dayanımını artırdığını bildirmişlerdir.

Bahadır ve Bayraktar (2020); Vita Enamic ve Lava Ultimate materyallerin kompozit rezinle birlikte tamir kapasitesini ölçtüğü çalışmada örneklere yüzey işlemleri olarak frezle pürüzlendirme, lazer uygulaması uygulamışlardır. Örneklerin yarısına adeziv ve kompozit uygulamadan önce silan uygulanırken diğer yarısına silan uygulanmamıştır ve kompozit rezin ve seramik arasındaki bağlantı dayanımını mikrotensil testi yapılarak değerlendirilmiştir. Çalışmanın sonucunda; adeziv silan içerse bile konvansiyonel silan uygulamasının bağlantı dayanımını anlamlı derecede artırdığı rapor edilmiştir.

Literatür incelendiğinde daha önce yapılmış olan çalışmaların sonuçları dikkate alındığında silan uygulamasının rezin matriks seramikler ve restoratif materyal

arasındaki bağlantı dayanımını artırdığı sonucuna varılmıştır. Bu nedenle bu tez çalışmasında kullanılan rezin matris seramiklerin kompozit rezinle tamiri öncesinde frezle pürüzlendirme sonrası silan uygulaması yapılmıştır.

Herbir örnek yüzeyi için frezle pürüzlendirme işlemi yapıldıktan sonra kontak profilometre cihazıyla yüzey pürüzlülüğü değerleri ölçülmüştür. Yüzey pürüzlülüğü değerleri Ra parametresi dikkate alınarak ölçülmüştür. Ra parametresi günümüzdeki araştırmacılar tarafından kabul görmüş bir değerdir ve kolay ve hızlı bir değerlendirme sunduğu için sıklıkla tercih edilmektedir. İdeal yüzey pürüzlülüğü değerlerini elde etmede optik profilometre ya da kontak profilometrelerin hangisinin daha üstün olduğu konusunda ortak bir görüş yoktur. Kontak profilometre ve optik profilometre yöntemlerinin her ikisi de literatürde bildirilmiştir (Elias vd., 2015; Kakaboura vd., 2007; Lorente vd., 2010; Rodriguez vd., 2009). Bu nedenle bu tez çalışmasında örneklerin yüzey pürüzlülüklerini incelerken kontak profilometre cihazı kullanılmıştır.

Profilometre testine ek olarak frezle yüzey pürüzlendirilmesi yapılan örneklerin yüzey özelliklerini değerlendirmek amacıyla yüzey analizi uygulaması yapılmıştır. Yüzey analizleri ile incelenen yüzeylerin genel özellikleri ve mikroyapısı ile ilgili karakteristik özellikler değerlendirilebilmektedir ve bu nedenle araştırmalarda sıklıkla tercih edilirler (Della Bona vd., 2007, 2014). Çalışmamızda yüzeyleri frezle pürüzlendirilen ve yüzey pürüzlülüğü değerleri kontak profilometre cihazı ile ölçülen örnekler arasından her gruptan yüzey pürüzlülük değeri ortalamaya en yakın olan bir adet örnek seçilerek SEM analizi yapılmıştır. SEM analizi ile incelenen tüm örneklerde girintili-çıkıntılı oluklar şeklinde yüzey özellikleri gözlemlenmiştir. Bu tez çalışmasındaki SEM analizi sonrası örneklerde gözlemlenen yüzey özellikleri literatürde frezle pürüzlendirme yapılmış diğer çalışmalardaki yüzey özellikleriyle uyumlu bulunmuştur (Bahadır & Bayraktar, 2020; Bektas vd., 2012; Duzyol vd., 2016; Elsaka, 2016; Erdemir vd., 2014; Güngör vd., 2016; Pollington vd., 2010; Tinastepe vd., 2018; Türk vd., 2006; Wendlar vd., 2016).

Bu tez çalışması yüzey pürüzlülüğü açısından değerlendirildiğinde; GC Cerasmart Lava Ultimate ve Vita Enamic materyallerinin ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri sırasıyla; 2,357 µm; 2,370 µm ve 2,353 µm'dur. En yüksek yüzey pürüzlülüğü değeri GC Cerasmart materyaline ait olmasına rağmen gruplar arasında yüzey pürüzlülüğü açısından anlamlı derecede bir farklılık yoktur.

Yüzey pürüzlülüğü ölçümleri yapıldıktan sonra, üretici firma talimatlarına uygun olarak silan uygulaması ve adeziv uygulamasını takiben kompozit rezin uygulanmıştır. Diş hekimliğinde kullanılan birçok adeziv sistemi vardır. Son zamanlarda yaygın olarak kullanılan self-etch ve etch and rinse olarak kullanılabilen universal adezivler ortaya çıkmıştır (Conrad vd., 2007; Zawta, 2001). Universal adezivler içeriğindeki MDP monomeri sayesinde alümina, zirkonya ve metallere kimyasal bağlanma sağlar (Yeo vd., 2003). Bu nedenle çalışmamızda universal bir adeziv olan G- Premio Bond ve üstün mekanik ve estetik özelliklere sahip olan nano hibrit kompozit GC Essentia Universal kullanılmıştır. Seramik yüzeyi ve kompozit rezin arasındaki bağlantı dayanımını daha sağlıklı bir şekilde değerlendirebilmek ve tamir prosedürünü standardize etmek için shearbond strength rig aparatı kullanılmıştır.

Yapay yaşlandırma yöntemleri kullanılarak in vitro araştırmalarda ağız ortamındaki, nem ve kuvvetler taklit edilebilmektedir (Morresi vd., 2014). Ağız içindeki sıcaklık değişimlerinin taklit edildiği termal döngü testi in vitro çalışmalarda en çok tercih edilen yapay yaşlandırma yöntemlerinden birisi olarak kabul edilmektedir (Gale & Darvell, 1999). Termal döngü yönteminde teste maruz bırakılacak örnekler belirlenen sürelerde tekrarlayan periyotlarda sıcak su banyosu ve soğuk su banyosuna maruz kalmaktadırlar (Bektas vd., 2012). Suda bekletme ve termal döngü sonrası rezin ve bağlandığı yüzey arasındaki bağlantının zayıflaması; kompozit rezin içerisinde matriks ve doldurucu arasındaki hidrolitik bozulmadan kaynaklanmaktadır (De Munck vd., 2003; Wegner vd., 2002). Literatürde 5°C-55°C derece sıcaklıklarda her bir banyoda 30 saniye bekleyecek şekilde tekrarlayan döngüler, termal döngü testleri için standart olarak kabul edilmiştir (Eliasson & Dahl, 2020; Soh & Selwyn, 1992). Termal döngü testlerinde ağız ortamındaki 1 yıllık döngünün 10.000 termal döngüye denk geldiği varsayımı birçok araştırmacı tarafından kabul edilmiştir (Gale & Darvell, 1999; Morresi vd., 2014). Bu tez çalışmasında literatür dikkate alınarak önceki çalışmalar incelenmiş ve ağız ortamını taklit etmek amacıyla suda bekletme ve termal döngü yapay yaşlandırma yöntemleri tercih edilmiş ve termal döngü parametreleri sıcak su banyosu için; 5 ± 2 °C, sıcak su banyosu için; 55 ± 2 °C, transfer süresi; 5 sn bekleme süresi; 30 sn şeklinde ayarlanırken döngü sayısı tamir öncesi ve tamir sonrası 10.000 döngü olmak üzere toplam 20.000 döngü yapılmıştır (Bahadır & Bayraktar, 2020; Stawarczyk vd., 2015; Subaşı & Alp, 2017; Tinastepe vd., 2018).

Literatür incelendiğinde birçok çalışmada günlük hayatta sık tüketilen içeceklerin dental restoratif materyallerde meydana getirdiği renk değişimi incelenmiştir. Ancak bu içeceklerin dental restoratif materyallerin bağlantı dayanımına etkisini inceleyen bir çalışma literatürde mevcut değildir. Çalışmamızda günlük hayatta sık tüketilen içeceklerin, kompozit rezin ile tamir edilmiş rezin matris seramiklerin bağlantı dayanımına olan etkileri araştırılmıştır. Bu amaçla tamir edilmiş örnekler distile su, çay ve kola solüsyonlarında 28 gün boyunca bekletilmiştir. Araştırmalar doğrultusunda bir bardak içeceğin tüketilme süresi 15 dakika olarak referans alındığında 28 gün boyunca solüsyonda bekletmenin yaklaşık 2 yıldan uzun bir süreye denk geldiği rapor edilmiştir (Bahadır & Bayraktar, 2020; Noie vd., 1995; Yamanel, 2018).

Seramik ve restoratif materyal arasındaki bağlantıyı test etmek ve bu materyallerin klinik performansı hakkında bilgi edinmek amacıyla bağlanma dayanımı testleri in vitro çalışmalarda sıklıkla kullanılmaktadır. Makaslama kuvvetleri ağız içerisinde yaygın olarak meydana gelen kuvvetlerden biridir ve restoratif materyalin yerinden çıkmasına neden olur. Bu nedenle makaslama testi klinik önem arz etmektedir ve restoratif materyallerin bağlanma dayanımını değerlendiren en yaygın kullanılan testlerden birisi olarak kabul edilmektedir (Alzraikat vd., 2016; Demirel & Baltacıoğlu, 2019; Elsaka, 2016; Emsermann vd., 2019b; Güngör vd., 2016; Sismanoglu vd., 2021; Şişmanoğlu, Gürcan, Yıldırım-Bilmez, vd., 2020; Verissimo, Moura, vd., 2020).

Makaslama testleri ile restoratif materyal ve seramik arayüzüne uygulanan kuvvetler düzensiz olsa da bağlantı yüzeyinin standardizasyonunu sağlayan özel jigler yardımıyla pratik bir şekilde uygulanabilmektedirler (Braga vd., 2010). Bizim çalışmamızda ISO/TS 11405 standartına uygun olarak universal test cihazına sabitlenen örneklerin tamir bağlantı yüzeyine bıçak sırtı şeklindeki uç ile 1 mm/dk hızla örneklerde başarısızlık gerçekleşene kadar kuvvet uygulanmıştır. Başarısızlığın gerçekleştiği kuvvet değeri bağlantı dayanımı olarak kaydedilmiştir.

Makaslama testinden sonra rezin matris seramiklerin bağlanma dayanımı değerleri ve başarısızlık tipleri arasındaki ilişkiyi incelemek için kırılan örnekler stereomikroskop altında incelenmiştir ve başarısızlık tipleri belirlenmiştir. Literatürde makaslama testi sonrası karışık ve koheziv başarısızlığın adeziv başarısızlığa göre daha yüksek bağlantı dayanımları gösterdiği ve ayrıca makro testlerde koheziv ve

karışık başarısızlığın mikro testlere göre daha yaygın görüldüğü rapor edilmiştir (Atsu vd., 2006; Demirtag & Culhaoglu, 2019; Oyagüte vd., 2009; Toledano vd., 2007).

Bu çalışmada GC Cerasmart için 22 adet karışık kırılma tipi görülürken, sırasıyla 16 adet koheziv ve 7 adet adeziv kırılma tipi gözlemlenmiştir. Adeziv kırılma en fazla çay ve kola gruplarında görülürken koheziv kırılma ise kontrol grubunda daha fazla görülmüştür. Lava Ultimate için 18 adet karışık kırılma tipi görülürken 17 adet koheziv ve 10 adet adeziv başarısızlık tipi gözlemlenmiştir. Adeziv kırılma en fazla kola ve çay gruplarında görülürken, koheziv kırılma tipi ise en fazla kontrol grubunda görülmüştür. Vita Enamic için 25 adet karışık kırılma tipi görülürken 12 adet koheziv ve 8 adet adeziv başarısızlık tipi gözlemlenmiştir. Adeziv kırılma en fazla çay ve kola gruplarında görülürken, karışık kırılma tipi ise en fazla kontrol grubunda görülmüştür. Literatürle uyumlu olarak makaslama testi sonrası bu tez çalışmasında en fazla koheziv ve karışık başarısızlık tipi görülmüştür.

Çalışmamızda ortalama bağlanma dayanımı değerleri materyaller açısından değerlendirildiğinde GC Cerasmart için en yüksek değerler kontrol grubu ($17,143 \pm 2,204$) ve kola grubunda ($17,501 \pm 1,449$) gözlemlenirken çay grubunun bağlanma dayanımı değeri ($16,833 \pm 1,728$) bu iki gruba kıyasla daha düşük olmasına rağmen istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık sergilememiştir. Lava Ultimate için en yüksek bağlanma dayanımı değeri kontrol grubunda ($18,353 \pm 1,866$) gözlenmiştir. Daha sonra bu grubu sırasıyla çay grubu ($16,935 \pm 1,768$) ve kola grubu ($15,141 \pm 1,640$) izlemiştir. Vita Enamic grubu içinse en yüksek bağlanma dayanımı değerini kontrol grubu ($19,613 \pm 3,246$) sergilemiştir. Kontrol grubunu sırasıyla çay grubu ($14,926 \pm 2,283$) ve kola grubu ($15,341 \pm 1,352$) takip etmiştir.

Çalışmamızda bağlanma dayanımı değerleri gruplara göre değerlendirildiğinde bağlantı dayanımı değerleri; kontrol grubunda; Vita Enamic ($19,613 \pm 3,246$), Lava Ultimate ($18,353 \pm 1,866$) ve GC Cerasmart ($17,143 \pm 2,204$) şeklinde; çay grubunda; Lava Ultimate ($16,935 \pm 1,768$), GC Cerasmart ($16,833 \pm 1,728$) ve Vita Enamic ($14,926 \pm 2,283$) şeklinde; kola grubunda ise; GC Cerasmart ($17,501 \pm 1,449$), Vita Enamic ($15,341 \pm 1,352$) ve Lava Ultimate ($15,141 \pm 1,640$) şeklinde görülmüştür. Bu sonuçlara göre kontrol grubunda Vita Enamic materyali en yüksek bağlantı dayanımı değerini sergilerken çay grubunda Lava Ultimate ve kola grubunda GC Cerasmart en yüksek bağlantı değerini sergilemiştir.

Literatürde klinik uygulamalarda, kompozit rezin için 15-25 MPa bağlantı dayanımı değeri, kompozit rezin ve tamir metoduna bağlı olarak optimum bağlantı değeri olarak rapor edilmiştir (Elsaka, 2015; Güngör vd., 2016; Wiegand vd., 2015). Bu tez çalışmasında literatürle uyumlu olarak her bir grubun bağlantı dayanımı değeri klinik olarak kabul edilebilir değerlerde bulunmuştur.

Bekletilen solüsyon çeşidi dikkate alınmaksızın materyale göre bağlantı dayanımı değerlendirildiğinde en yüksek bağlantı dayanımı değeri Vita Enamic materyalinde gözlenmiş ve ortalama bağlantı dayanımı değeri GC Cerasmart ve Lava Ultimate materyallerinin bağlantı dayanımından anlamlı derecede daha yüksek bulunmuştur ($p=0,033$). GC Cerasmart, Lava Ultimate ve Vita Enamic materyallerine ait ortalama bağlantı dayanımı değerleri arasındaki bu farklılığın materyallerin mikro yapılarının ve içeriklerindeki farklılıklardan kaynaklandığı düşünülmektedir. Thornton I ve Ruse ND (2014); rezin matriks seramiklerin karakterizasyonunu inceledikleri çalışmalarında Vita Enamic materyalinin rezin nanoseramik materyallerden daha üstün mekanik özelliklere sahip olduğunu ve su ile yaşlandırma sonrasında mekanik özelliklerinin daha az etkilendiğini rapor etmişlerdir. Flury ve ark. (2014); rezin matriks seramiklerin rezin simanla 24 saat ve 6 ay sonraki ortalama bağlantı dayanımı değerlerini karşılaştırdıkları çalışmanın sonuçlarında Vita Enamic materyalinin 6 ay sonraki ortalama bağlantı dayanımı değerinin değişmediğini, Lava Ultimate materyalinin 6 ay sonraki ortalama bağlantı dayanımı değerinin ise anlamlı derecede düştüğünü gözlemlemişlerdir. Bu nedenle ortalama bağlantı dayanımı değerindeki farklı sonuçların sebebi olarak Vita Enamic materyalinin hidrolitik dayanıklılığının daha fazla olması, GC Cerasmart ve Lava Ultimate materyallerinin matriks yapısının rezin ağırlıklı, Vita Enamic materyalinin matriksinin ise seramik ağırlıklı olmasına bağlanmıştır.

Seramik ve restoratif dental materyaller arasındaki bağlantı dayanımı; restoratif materyal türü ve yapısı ve boyutları; yüzey işlemi çeşidi; seramik çeşidi; yaşlandırma prosedürü ve bağlantı dayanımı test yönteminden etkilenebilmektedir (Sirisha vd., 2014; Tian vd., 2014). Bu durum farklı çalışmalarda farklı bağlantı dayanımı değerleri bulunmasına ve çalışmaların birbiriyle kıyaslanmasının zorlaşmasına sebep olmaktadır.

Güngör ve ark.(2016); kompozit rezin ile tamir edilmiş rezin matriks seramiklerin makaslama dayanımını kıyasladıkları çalışmada Vita Enamic, Lava Ultimate ve GC

Cerasmart örneklere alüminyum oksit ile kumlama, hidroflorik asit uygulamasını takiben silan uygulaması ve frezleme olmak üzere üç farklı yüzey işlemi uygulamışlardır. Kontrol grubuna herhangi bir yüzey işlemi uygulanmamıştır. Örneklerin yarısına termal döngü uygulanmıştır. Frezle pürüzlendirme ve hidroflorik asit ve silan uygulanan gruplarda bağlantı dayanımı değerlerini daha yüksek bulmuşlardır. Kontrol grubu dışındaki tüm gruplarda ortalama bağlanma dayanımı değerleri ortalaması 15 MPa değerine yakın olup klinik uygulamalar için kabul edilebilir bulunmuştur.

Tatar ve ark. (2018b); rezin matriks seramiklerden elde ettikleri örnekleri kontrol grubu, hidroflorik asit uygulanan grup, hidroflorik asit ve silan uygulanmış grup ve silika kaplı alüminyum oksit ve silan uygulanmış grup olarak dört alt gruba ayırmışlardır. Yüzey işlemlerinden sonra kompozit rezin ve seramik bağlantısı sağlandıktan sonra örnekler 5000 termal döngüye maruz bırakılmış ve makaslama testi uygulanmıştır. Vita Enamic materyaline ait ortalama bağlantı dayanımı değerleri kontrol grubunda; $11,76 \pm 1,73$ MPa, hidroflorik asit grubunda; $19,78 \pm 2,62$ MPa, hidroflorik asit ve silan grubunda; $25,25 \pm 3,46$ MPa, silika kaplı alüminyum oksit ve silan grubunda; $28,79 \pm 6,73$ MPa olarak gözlemlenmiştir. Lava Ultimate materyaline ait ortalama bağlantı dayanımı değerleri ise kontrol grubunda; $14,24 \pm 2,61$ MPa, hidroflorik asit grubunda; $22,48 \pm 3,63$ MPa, hidroflorik asit ve silan grubunda; $22,74 \pm 4,38$ MPa, silika kaplı alüminyum oksit ve silan grubunda; $28,65 \pm 1,84$ MPa olarak gözlemlenmiştir. Sonuç olarak; uygulanan bütün yüzey işlemlerinin makaslama testi için yeterli olduğu gözlemlenmiştir. Farklı yüzey işlemleri ve farklı kimyasal yapıdaki materyallerin bağlantı dayanımını farklı etkileyeceğini belirtmişlerdir.

Emsermann ve ark. (2019a); Brilliant Crios, GC Cerasmart, Lava Ultimate ve Vita Enamic materyallerinin kompozit rezinle olan bağlantı dayanımını makaslama testiyle inceledikleri çalışmada hazırlanan örnekleri yüzey işlemi metoduna göre sekiz farklı alt gruba ayırmışlardır. Bu gruplar kontrol grubu, kumlama, kumlama ve silan, hidroflorik asit ve silan, tribokimyasal silika kaplama ve silan, üretici firma talimatları ve silan, sadece üretici firma talimatlarıdır. Makaslama testi uygulandıktan sonra bağlantı dayanımı değerleri Brilliant Crios için 3-5 MPa, GC Cerasmart için 2-4 MPa, Lava Ultimate için 1-6 Mpa ve Vita Enamic için 2-7 MPa arasında değişen değerler bulunmuştur. Bu çalışmanın sonuçlarına göre kumlama, hidroflorik asit ve tribokimyasal silika kaplamadan daha iyi bağlantı dayanımı değerleri sağladığı rapor

edilmiştir. Bu çalışma ve bizim çalışmamız arasındaki ortalama bağlantı dayanımı farklılığına, uygulanan farklı yüzey işlemlerinin sebep olduğu düşünülmektedir.

Demirtağ ve Çulhaoğlu (2019) ; Lava Ultimate ve Vita Enamic materyallerinden elde ettikleri örnekler yüzey işlemlerine göre ; kontrol, silan, kumlama, kumlama + silan, lazer, lazer + silan, asit, asit + silan, alt gruplarına ayırmışlardır. Seramik örneklerin yüzeylerine rezin siman uygulandıktan sonra 2000 termal döngü uygulanmış ve örneklerin makaslama dayanımları incelenmiştir. Vita Enamic için 0-24 MPa, Lava Ultimate için 0-17 MPa arasında değişen bağlantı dayanımı değerleri gözlemlenmiştir.

Şişmanoğlu ve ark. (2020); yüzey işlemlerinin ve universal adeziv kullanımının CAD/CAM materyallerinin bağlantı dayanımına olan etkisini mikroshear testi uygulayarak değerlendirmişlerdir. GC Cerasmart, Lava Ultimate, Vita Enamic ve Vita Mark II materyallerinin kullanıldığı bu çalışmada elde edilen örnekler uygulanan yüzey işlemlerine göre; kontrol grubu, hidroflorik asit grubu, alüminyum oksit partikülleriyle kumlama ve tribokimyasal silika kaplama grubu olmak üzere dört alt gruba ayrılmıştır. Hazırlanan örneklerin kompozit rezin materyali ile bağlantısı sağlandıktan sonra 5000 termal döngü uygulanmıştır. Mikro makaslama testi uygulandıktan sonra bağlantı dayanımı değerleri; GC Cerasmart için 11-32 MPa, Lava Ultimate için 12-34 MPa, Vita Enamic için 10-32 MPa ve Vita Mark II için 6-28 MPa arasında bulunmuştur.

Gül ve ark. (2020); Lava Ultimate, GC Cerasmart, ve Vita Mark II materyallerinin kompozit rezinle olan bağlantı dayanımını mikroçekme testi uygulayarak incelemişlerdir. Kullanılan tamir sistemi yöntemlerine göre sekiz farklı alt grup oluşturmuşlardır. Bu gruplar; kontrol grubu, %34,5 fosforik asit grubu, Cojet sistemi, Z-Prime Plus sistemi, GC tamir sistemi, Cimara tamir sistemi, porselen tamir sistemi ve Clearfill tamir sistemidir. Çalışmanın sonucu olarak kullanılan tüm tamir sistemlerinin klinik olarak kabul edilebilir bağlantı dayanımı sağladığı ve klinik kullanım için yeterli olduğu rapor edilmiştir. Bizim çalışmamızda da GC tamir seti kullanılmış olup klinik olarak kabul edilebilir bağlantı dayanımı değerleri elde edilmiştir.

Bu çalışmanın sonuçlarına göre; günlük hayatta sık tüketilen içeceklerin rezin matriks seramik materyaller ve kompozit rezin arasındaki bağlantı dayanımı değerini etkilemeyeceği şeklindeki hipotezimiz reddedilmiştir.

Ağız ortamının ısı ve nem açısından tam olarak taklit edilememesi, uygulanan yüzey işleminin rezin matris seramik yüzeyinde oluşturduğu hacim kaybı miktarının ölçülememesi bu çalışmanın limitasyonları 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.

Kompozit rezin ile tamir edilmiş üç farklı rezin matris seramik materyalinin bağlantı dayanımına günlük hayatta sık tüketilen içeceklerin etkilerinin değerlendirildiği tez çalışmamızda aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1. Frezle pürüzlendirme işlemi, hem klinikte kolay uygulanabilmesi hem de bağlantı dayanımı için yeterli yüzey pürüzlülüğü sağlaması açısından GC Cerasmart, Lava Ultimate ve Vita Enamic materyalleri için klinik olarak kabul edilebilir bir yüzey işlemidir.
2. Lava Ultimate ve Vita Enamic materyalleri için çay ve kola içeceklerinde bekletilen örneklerin bağlantı dayanımı değerleri, distile suda bekletilen örneklerin bağlantı dayanımına oranla daha düşük bulunmuştur.
3. Günlük hayatta sık kullanılan içeceklerin rezin matris seramik ve kompozit rezin arasındaki bağlantı dayanımını düşürdüğü gözlemlenmiştir ancak yine de bütün gruplar için bağlantı dayanımı değerleri klinik olarak kabul edilebilir değerdedir.
4. Kırılma tipleri ve bağlantı dayanımı değerleri birlikte değerlendirildiğinde bağlantı dayanımı değeri yüksek olan örneklerde koheziv ve karışık kırılma tipi görülme oranı artmıştır.

KAYNAKLAR

- Akhavan Zanjani, V., Ahmadi, H., Nateghifard, A., Ghasemi, A., Torabzadeh, H., Abdoh Tabrizi, M., Alikhani, F., Razi, R., & Nateghifard, A. (2015). Effect of different laser surface treatment on microshear bond strength between zirconia ceramic and resin cement. *Journal of investigative and clinical dentistry*, 6(4), 294–300.
- Al-Amleh, B., Lyons, K., & Swain, M. (2010). Clinical trials in zirconia: a systematic review. *Journal of oral rehabilitation*, 37(8), 641–652.
- Alamoush, R. A., Silikas, N., Salim, N. A., Al-Nasrawi, S., & Satterthwaite, J. D. (2018). Effect of the composition of CAD/CAM composite blocks on mechanical properties. *BioMed research international*, 2018.
- Albakry, M., Guazzato, M., & Swain, M. V. (2003). Fracture toughness and hardness evaluation of three pressable all-ceramic dental materials. *Journal of dentistry*, 31(3), 181–188.
- Albero, A., Pascual, A., Camps, I., & Grau-Benitez, M. (2015). Comparative characterization of a novel cad-cam polymer-infiltrated-ceramic-network. *Journal of clinical and experimental dentistry*, 7(4), e495.
- Alzraikat, H., Taha, N. A., Qasrawi, D., & Burrow, M. F. (2016). Shear bond strength of a novel light cured calcium silicate based-cement to resin composite using different adhesive systems. *Dental materials journal*, 35(6), 881–887.
- Amaral, R., Özcan, M., Bottino, M. A., & Valandro, L. F. (2006). Microtensile bond strength of a resin cement to glass infiltrated zirconia-reinforced ceramic: the effect of surface conditioning. *Dental Materials*, 22(3), 283–290.
- Anderson, B., Odman, P., & Carlsson, L. (1992). A new Branemark single tooth abutment: handling and early clinical experience. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 7, 105–111.
- Andersson, M., & Odén, A. (1993). A new all-ceramic crown: a dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain. *Acta Odontologica Scandinavica*, 51(1), 59–64.
- Anusavice, K. J., Shen, C., & Rawls, H. R. (2012). *Phillips' science of dental materials*. Elsevier Health Sciences.
- Armstrong, S., Geraldeli, S., Maia, R., Raposo, L. H. A., Soares, C. J., & Yamagawa, J. (2010). Adhesion to tooth structure: a critical review of “micro” bond strength test methods. *Dental materials*, 26(2), e50–e62.
- Asgar, K. (1988). Casting metals in dentistry: past--present--future. *Advances in dental research*, 2(1), 33–43. <https://doi.org/10.1177/08959374880020011701>
- Atsu, S. S., Kilicarlan, M. A., Kucukesmen, H. C., & Aka, P. S. (2006). Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. *The Journal of prosthetic dentistry*, 95(6), 430–436.
- Awada, A., & Nathanson, D. (2015). Mechanical properties of resin-ceramic

- CAD/CAM restorative materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 114(4), 587–593.
- Bahadır, H. S., & Bayraktar, Y. (2020). Evaluation of the repair capacities and color stabilities of a resin nanoceramic and hybrid CAD/CAM blocks. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 12(3), 140.
- Bajraktarova-Valjakova, E., Grozdanov, A., Guguvcevski, L., Korunoska-Stevkovska, V., Kapusevska, B., Gigovski, N., Mijoska, A., & Bajraktarova-Misevska, C. (2018). Acid etching as surface treatment method for luting of glass-ceramic restorations, part 1: acids, application protocol and etching effectiveness. *Open access Macedonian journal of medical sciences*, 6(3), 568.
- Bajraktarova-Valjakova, E., Korunoska-Stevkovska, V., Kapusevska, B., Gigovski, N., Bajraktarova-Misevska, C., & Grozdanov, A. (2018). Contemporary dental ceramic materials, a review: chemical composition, physical and mechanical properties, indications for use. *Open access Macedonian journal of medical sciences*, 6(9), 1742.
- Batista, G. R., Kamozi, M. B., Gutierrez, N. C., Caneppele, T. M., & Torres, C. (2015). Effects of different surface treatments on composite repairs. *J Adhes Dent*, 17(5), 421–426.
- Bayram, M., Yeşilyurt, C., Kuşgöz, A., Ülker, M., & Nur, M. (2011). Shear bond strength of orthodontic brackets to aged resin composite surfaces: effect of surface conditioning. *The European Journal of Orthodontics*, 33(2), 174–179.
- Bektas, Ö. Ö., Eren, D., Siso, S. H., & Akin, G. E. (2012). Effect of thermocycling on the bond strength of composite resin to bur and laser treated composite resin. *Lasers in medical science*, 27(4), 723–728.
- Beuer J, F. E. (2008). *Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations*. 204(9), 505–511.
- Borba, M., de Araújo, M. D., Fukushima, K. A., Yoshimura, H. N., Cesar, P. F., Griggs, J. A., & Della Bona, Á. (2011). Effect of the microstructure on the lifetime of dental ceramics. *Dental Materials*, 27(7), 710–721.
- Bowen, R. L., & Marjenhoff, W. A. (1992). Dental composites/glass ionomers: the materials. *Advances in dental research*, 6(1), 44–49.
- Braga, R. R., Meira, J. B. C., Boaro, L. C. C., & Xavier, T. A. (2010). Adhesion to tooth structure: a critical review of “macro” test methods. *Dental Materials*, 26(2), e38–e49.
- Brosh, T., Pilo, R., Bichacho, N., & Blutstein, R. (1997). Effect of combinations of surface treatments and bonding agents on the bond strength of repaired composites. *The Journal of prosthetic dentistry*, 77(2), 122–126.
- Capa, N., Say, E. C., Celebi, C., & Casur, A. (2019). Microtensile bond strengths of adhesively bonded polymer-based CAD/CAM materials to dentin. *Dental materials journal*, 38(1), 75–85.
- Celik, C., Cehreli, B. S., Bagis, B., & Arhun, N. (2014). Microtensile bond strength of composite-to-composite repair with different surface treatments and adhesive systems. *Journal of Adhesion Science and Technology*, 28(13), 1264–1276.

- Cerasmart. (2014). GC Cerasmart Product Description. 800.323.7063 www.gcamerica.com.
- Chai, J., Chu, F., Chow, T. W., & Liang, B. M. H. (2007). Chemical solubility and flexural strength of zirconia-based ceramics. *International journal of prosthodontics*, 20(6), 587–595.
- Chai, J., Takahashi, Y., Sulaiman, F., Chong, K., & Lautenschlager, E. P. (2000). Probability of fracture of all-ceramic crowns. *International Journal of Prosthodontics*, 13(5).
- Chappard, D., Degasne, I., Hure, G., Legrand, E., Audran, M., & Basle, M. F. (2003). Image analysis measurements of roughness by texture and fractal analysis correlate with contact profilometry. *Biomaterials*, 24(8), 1399–1407.
- Chavali, R., Nejat, A. H., & Lawson, N. C. (2017). Machinability of CAD-CAM materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 118(2), 194–199.
- Christel, P., Meunier, A., Heller, M., Torre, J. P., & Peille, C. N. (1989). Mechanical properties and short-term in vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *Journal of biomedical materials research*, 23(1), 45–61.
- Christensen, G. (2001). Computerized restorative dentistry: state of the art. *The Journal of the American Dental Association*, 132(9), 1301–1303.
- Christensen, R. P., Galan, A. D., & Mosher, T. A. (2006). Clinical status of eleven CAD/CAM materials after one to twelve years of service. *State of the art of CAD/CAM restorations*, 20.
- Coldea, A. (2014). *Suitability of Polymer-Infiltrated-Ceramic-Networks for CAD/CAM based dental restorative materials*. University of Otago.
- Coldea, A., Swain, M. V., & Thiel, N. (2013). Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dental Materials*, 29(4), 419–426.
- Conrad, H. J., Seong, W.-J., & Pesun, I. J. (2007). Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry*, 98(5), 389–404.
- Coşkun, A., & Yaluğ, S. (2002). Metal desteksiz porselen sistemleri. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 5, 97–102.
- Culp, L., & McLaren, E. A. (2010). Lithium disilicate: the restorative material of multiple options. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 31(9), 716–720.
- da Costa, T. R. F., Serrano, A. M., Atman, A. P. F., Loguercio, A. D., & Reis, A. (2012). Durability of composite repair using different surface treatments. *Journal of Dentistry*, 40(6), 513–521.
- Davidowitz, G., & Kotick, P. G. (2011). The use of CAD/CAM in dentistry. *Dental Clinics of North America*, 55(3), 559–570.
- 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. *Journal of dental research*, 82(2), 136–140.

- Della Bona, A. (2009). *Bonding to ceramics: scientific evidences for clinical dentistry*. Artes Médicas.
- Della Bona, A., Corazza, P. H., & Zhang, Y. (2014). Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dental Materials*, 30(5), 564–569.
- Della Bona, A., Donassollo, T. A., Demarco, F. F., Barrett, A. A., & Mecholsky Jr, J. J. (2007). Characterization and surface treatment effects on topography of a glass-infiltrated alumina/zirconia-reinforced ceramic. *Dental Materials*, 23(6), 769–775.
- Della Bona, A., Mecholsky Jr, J. J., & Anusavice, K. J. (2004). Fracture behavior of lithia disilicate-and leucite-based ceramics. *Dental Materials*, 20(10), 956–962.
- Demirel, G., & Baltacıoğlu, İ. H. (2019). Influence of different universal adhesives on the repair performance of hybrid CAD-CAM materials. *Restorative dentistry & endodontics*, 44(3).
- Demirtag, Z., & Culhaoglu, A. K. (2019). Surface roughness of ceramic-resin composites after femtosecond laser irradiation, sandblasting or acid etching and their bond strength with and without silanization to a resin cement. *Operative dentistry*, 44(2), 156–167.
- Denry, I., & Holloway, J. A. (2010). Ceramics for dental applications: a review. *Materials*, 3(1), 351–368.
- Dérand, P., & Derand, T. (2000). Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *International Journal of Prosthodontics*, 13(2).
- Dilber, E., Yavuz, T., Kara, H. B., & Ozturk, A. N. (2012). Comparison of the effects of surface treatments on roughness of two ceramic systems. *Photomedicine and laser surgery*, 30(6), 308–314.
- Dirxen, C., Blunck, U., & Preissner, S. (2013). Clinical performance of a new biomimetic double network material. *The open dentistry journal*, 7, 118–122.
- Duzyol, M., Sagsoz, O., Polat Sagsoz, N., Akgul, N., & Yildiz, M. (2016). The effect of surface treatments on the bond strength between CAD/CAM blocks and composite resin. *Journal of Prosthodontics*, 25(6), 466–471.
- Elias, C. N., Fernandes, D. J., Resende, C. R. S., & Roestel, J. (2015). Mechanical properties, surface morphology and stability of a modified commercially pure high strength titanium alloy for dental implants. *Dental Materials*, 31(2), e1–e13.
- Eliasson, S. T., & Dahl, J. E. (2020). Effect of thermal cycling on temperature changes and bond strength in different test specimens. *Biomaterial investigations in dentistry*, 7(1), 16–24.
- Elsaka, S. E. (2014). Bond strength of novel CAD/CAM restorative materials to self-adhesive resin cement: the effect of surface treatments. *J Adhes Dent*, 16(6), 531–540.
- Elsaka, S. E. (2015). Repair bond strength of resin composite to a novel CAD/CAM hybrid ceramic using different repair systems. *Dental Materials Journal*, 34(2), 161–167. <https://doi.org/10.4012/dmj.2014-159>
- Elsaka, S. E. (2016). Influence of surface treatments on bond strength of metal and

ceramic brackets to a novel CAD/CAM hybrid ceramic material. *Odontology*, 104(1), 68–76.

- Emsermann, I., Eggmann, F., Krastl, G., Weiger, R., & Amato, J. (2019a). Influence of pretreatment methods on the adhesion of composite and polymer infiltrated ceramic cad-cam blocks. *The journal of adhesive dentistry*, 21(5), 433–443. <https://doi.org/10.3290/j.jad.a43179>
- Emsermann, I., Eggmann, F., Krastl, G., Weiger, R., & Amato, J. (2019b). Influence of pretreatment methods on the adhesion of composite and polymer infiltrated ceramic CAD-CAM blocks. *J Adhes Dent*, 21(5), 433–443.
- Enamic. (2012). Technical and scientific documentation. *Vita, Bad Sackingen, Almanya*.
- Erdemir, U., Sancakli, H. S., Sancakli, E., Eren, M. M., Ozel, S., Yucel, T., & Yildiz, E. (2014). Shear bond strength of a new self-adhering flowable composite resin for lithium disilicate-reinforced CAD/CAM ceramic material. *The journal of advanced prosthodontics*, 6(6), 434–443.
- Flury, S., Schmidt, S. Z., Peutzfeldt, A., & Lussi, A. (2014). *Dentin bond strength of two recent CAD/CAM-materials after storage*.
- Gadelmawla, E. S., Koura, M. M., Maksoud, T. M. A., Elewa, I. M., & Soliman, H. H. (2002). Roughness parameters. *Journal of materials processing Technology*, 123(1), 133–145.
- Gale, M. S., & Darvell, B. W. (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of dentistry*, 27(2), 89–99.
- Gbureck, U., Masten, A., Probst, J., & Thull, R. (2003). Tribochemical structuring and coating of implant metal surfaces with titanium oxide and hydroxyapatite layers. *Materials Science and Engineering: C*, 23(3), 461–465.
- Giordano, R. (2006). Materials for chairside CAD/CAM–produced restorations. *The Journal of the American Dental Association*, 137, 14S-21S.
- Giordano, R. A. (2016). Modern Indirect Restorations: The Right Material for Every Situation. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 37(9), 656–658.
- Glauser, R., Sailer, I., Wohlwend, A., Studer, S., Schibli, M., & Schärer, P. (2004). Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. *International Journal of Prosthodontics*, 17(3).
- Goekce, B., Özpınar, B., Dündar, M., Cömlekoglu, E., Sen, B. H., & Güngör, M. A. (2007). Bond strengths of all-ceramics: acid vs laser etching. *Operative dentistry*, 32(2), 173–178.
- Gracis, S., Thompson, V. P., Ferencz, J. L., Silva, N. R. F. A., & Bonfante, E. A. (2015). A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *International Journal of prosthodontics*, 28(3), 227–235.
- Guazzato, M., Albakry, M., Ringer, S. P., & Swain, M. V. (2004). Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I.

- Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dental materials*, 20(5), 441–448.
- Guess, P. C., Schultheis, S., Bonfante, E. A., Coelho, P. G., Ferencz, J. L., & Silva, N. R. F. A. (2011). All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. *Dental clinics*, 55(2), 333–352.
- Guess, P. C., Strub, J. R., Steinhart, N., Wolkewitz, M., & Stappert, C. F. J. (2009). All-ceramic partial coverage restorations—Midterm results of a 5-year prospective clinical splitmouth study. *Journal of dentistry*, 37(8), 627–637.
- Gul, P., & Altinok-Uygun, L. (2020). Repair bond strength of resin composite to three aged CAD/CAM blocks using different repair systems. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 12(3), 131–139. <https://doi.org/10.4047/jap.2020.12.3.131>
- Güngör, M. B., Nemli, S. K., Bal, B. T., Ünver, S., & Doğan, A. (2016). Effect of surface treatments on shear bond strength of resin composite bonded to CAD/CAM resin-ceramic hybrid materials. *The journal of advanced prosthodontics*, 8(4), 259–266.
- Gürel, G. (2004). Porselen Laminat Venerler Bilim ve Sanatı. *İstanbul: Quintessence Yayıncılık Ltd. Şti*, s, 32, 63–112.
- Hager, B., Odén, A., Andersson, B., & Andersson, L. (2001). Procera AllCeram laminates: a clinical report. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(3), 231–232.
- He, L.-H., & Swain, M. (2011). A novel polymer infiltrated ceramic dental material. *Dental materials*, 27(6), 527–534.
- Heffernan, M. J., Aquilino, S. A., Diaz-Arnold, A. M., Haselton, D. R., Stanford, C. M., & Vargas, M. A. (2002). Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 88(1), 4–9.
- Helvey, G. (2013). Classification of Dental Ceramics. *Inside Continuing Education*, 13(April), 62–68.
- Higashi, M., Matsumoto, M., Kawaguchi, A., Miura, J., Minamino, T., Kabetani, T., Takeshige, F., Mine, A., & Yatani, H. (2016). Bonding effectiveness of self-adhesive and conventional-type adhesive resin cements to CAD/CAM resin blocks. Part 1: Effects of sandblasting and silanization. *Dental materials journal*, 35(1), 21–28.
- Ho, G. W., & Matinlinna, J. P. (2011). Insights on ceramics as dental materials. Part II: chemical surface treatments. *Silicon*, 3(3), 117–123.
- Höland, W., Schweiger, M., Frank, M., & Rheinberger, V. (2000). A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress® 2 and the IPS Empress® glass-ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 53(4), 297–303.
- Johnston, S. A., & Wailes, B. (2014). 6. Ceramics. İçinde *Dun Ailinne* (ss. 73–84). <https://doi.org/10.9783/9781934536407.73>
- Joniot, S., Salomon, J. P., Dejou, J., & Grégoire, G. (2006). Use of two surface

- analyzers to evaluate the surface roughness of four esthetic restorative materials after polishing. *Operative dentistry*, 31(1), 39–46.
- Kakaboura, A., Fragouli, M., Rahiotis, C., & Silikas, N. (2007). Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 18(1), 155–163.
- Karapetian, V. E., Sorg, T., Jöckel, M., & Baumann, M. A. (1996). Comparison of different polishing systems for dental inlay ceramics. *CAD/CAM in aesthetic dentistry*. Chicago: Quintessence Publishing Co., Inc.
- Kelly, J., Nishimura, I., & Dentistry, S. C. (1996). Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *The Journal of prosthetic dentistry*, 75(1), 18–32.
- Kelly, J. R., & Benetti, P. (2011). Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Australian dental journal*, 56, 84–96.
- Kern, M. (2009). Resin bonding to oxide ceramics for dental restorations. *Journal of Adhesion Science and Technology*, 23(7–8), 1097–1111.
- Kern, M. (2015). Bonding to oxide ceramics—laboratory testing versus clinical outcome. *Dental Materials*, 31(1), 8–14.
- Kimmich, M., & Stappert, C. F. J. (2013). Intraoral treatment of veneering porcelain chipping of fixed dental restorations: a review and clinical application. *The Journal of the American Dental Association*, 144(1), 31–44.
- Kimyai, S., Mohammadi, N., Navimipour, E. J., & Rikhtegaran, S. (2010). Comparison of the effect of three mechanical surface treatments on the repair bond strength of a laboratory composite. *Photomedicine and laser surgery*, 28(S2), S-25.
- Kırmalı, Ö. (2014). Diş hekimliğinde dental seramikler. *Cumhuriyet Dental Journal*, 17(3), 316–324.
- Kohal, R., Klaus, G., & Strub, J. R. (2006). Zirconia-implant-supported all-ceramic crowns withstand long-term load: a pilot investigation. *Clinical oral implants research*, 17(5), 565–571.
- Koller, M., Arnetzl, G. V, Holly, L., & Arnetzl, G. (2012). Lava ultimate resin nano ceramic for CAD/CAM: customization case study. *International journal of computerized dentistry*, 15(2), 159–164.
- Lauvahutanon, S., Takahashi, H., Shiozawa, M., Iwasaki, N., Asakawa, Y., Oki, M., Finger, W. J., & Arksornnukit, M. (2014). Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dental materials journal*, 33(5), 705–710.
- Lava Ultimate. (2011). CAD/CAM restorative—Technical product profile. *St Paul, Minn: 3M ESPE*.
- Lawson, N. C., Bansal, R., & Burgess, J. O. (2016). Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials. *Dental Materials*, 32(11), e275–e283.
- Leinfelder, K. F., & Kurdziolek, S. M. (2004). Contemporary CAD/CAM technologies: the evolution of a restorative system. *Practical procedures & aesthetic dentistry* :

PPAD, 16(3), 224–231.

- Li, J., Liao, H., & Hermansson, L. (1996). Sintering of partially-stabilized zirconia and partially-stabilized zirconia—hydroxyapatite composites by hot isostatic pressing and pressureless sintering. *Biomaterials*, 17(18), 1787–1790.
- Li, R. W. K., Chow, T. W., & Matinlinna, J. P. (2014). Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. *Journal of prosthodontic research*, 58(4), 208–216.
- Lise, D. P., Van Ende, A., De Munck, J., Vieira, L. C. C., Baratieri, L. N., & Van Meerbeek, B. (2017). Microtensile bond strength of composite cement to novel CAD/CAM materials as a function of surface treatment and aging. *Operative dentistry*, 42(1), 73–81.
- Liu, P.-R., & Essig, M. E. (2008). Panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 29(8), 482–484.
- Loomans, B. A. C., Mesko, M. E., Moraes, R. R., Ruben, J., Bronkhorst, E. M., Pereira-Cenci, T., & Huysmans, M. (2017). Effect of different surface treatment techniques on the repair strength of indirect composites. *Journal of dentistry*, 59, 18–25.
- Lorente, M. C., Scherrer, S. S., Richard, J., Demellayer, R., Amez-Droz, M., & Wiskott, H. W. A. (2010). Surface roughness and EDS characterization of a Y-TZP dental ceramic treated with the CoJet™ Sand. *dental materials*, 26(11), 1035–1042.
- Ludovichetti, F. S., Trindade, F. Z., Werner, A., Kleverlaan, C. J., & Fonseca, R. G. (2018). Wear resistance and abrasiveness of CAD-CAM monolithic materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 120(2), 318-e1.
- Lung, C. Y. K., & Matinlinna, J. P. (2012). Aspects of silane coupling agents and surface conditioning in dentistry: an overview. *Dental materials*, 28(5), 467–477.
- Luthardt, R. G., Sandkuhl, O., & Reitz, B. (1999). Zirconia-TZP and alumina--advanced technologies for the manufacturing of single crowns. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry*, 7(4), 113–119.
- Madani, M., Chu, F. C. S., McDonald, A. V., & Smales, R. J. (2000). Effects of surface treatments on shear bond strengths between a resin cement and an alumina core. *The Journal of prosthetic dentistry*, 83(6), 644–647.
- Mainjot, A. K., Dupont, N. M., Oudkerk, J. C., Dewael, T. Y., & Sadoun, M. J. (2016). From artisanal to CAD-CAM blocks: state of the art of indirect composites. *Journal of dental research*, 95(5), 487–495.
- Maloney, W. J., & Maloney, M. P. (2009). Pierre Fauchard: the father of modern dentistry. *Journal of the Massachusetts Dental Society*, 58(2), 28–29.
- Martin, M. P. (2012). Material and clinical considerations for full-coverage indirect restorations. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 33, 2–5.
- Matinlinna, J. P., Lassila, L. V. J., Özcan, M., Yli-Urpo, A., & Vallittu, P. K. (2004).

- An introduction to silanes and their clinical applications in dentistry. *International Journal of Prosthodontics*, 17(2).
- Matinlinna, J P, & Vallittu, P. K. (2007). Bonding of resin composites to etchable ceramic surfaces—an insight review of the chemical aspects on surface conditioning. *Journal of oral rehabilitation*, 34(8), 622–630.
- Matinlinna, Jukka P, & Vallittu, P. K. (2007). Silane based concepts on bonding resin composite to metals. *J Contemp Dent Pract*, 8(2), 1–8.
- McCabe, J. F., & Walls, A. W. G. (2013). *Applied dental materials*. John Wiley & Sons.
- McLaren, E. A., & Giordano, R. (2010). Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. *Compendium*, 31(9).
- McLaren, E. A., & White, S. N. (1999). Glass-infiltrated zirconia/alumina-based ceramic for crowns and fixed partial dentures. *Practical periodontics and aesthetic dentistry: PPAD*, 11(8), 985–994.
- McLaren, E. A., White, S. N., & of Dentistry, S. (2000). Survival of In-Ceram crowns in a private practice: a prospective clinical trial. *The Journal of prosthetic dentistry*, 83(2), 216–222.
- McLean, J. W. (1979). The nature of dental ceramics and their clinic use. *The Science and Art of Dental Ceramics. Vol. I*, 55–95.
- McLean, J. W. (2001). Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(1), 61–66.
- McLean, J. W., London, D. M. D. S., & Lund, D. O. (2001). *McLean2001. January*, 61–66.
- Meng, X., Yoshida, K., Taira, Y., Kamada, K., & Luo, X. (2011). Effect of siloxane quantity and ph of silane coupling agents and contact angle of resin bonding agent on bond durability of resin cements to machinable ceramic. *Journal of Adhesive Dentistry*, 13(1), 71.
- Meyenberg, K. H., LÜTHY, H., & SCHÄRER, P. (1995). Zirconia posts: a new all-ceramic concept for nonvital abutment teeth. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 7(2), 73–80.
- Mitra, S. B., Wu, D., & Holmes, B. N. (2003). An application of nanotechnology in advanced dental materials. *The Journal of the American Dental Association*, 134(10), 1382–1390.
- Miyazaki, T., Nakamura, T., Matsumura, H., Ban, S., & Kobayashi, T. (2013). Current status of zirconia restoration. *Journal of prosthodontic research*, 57(4), 236–261.
- Mörmann, W. H., & Bindl, A. (2002). All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. *Dental Clinics*, 46(2), 405–426.
- Mörmann, W. H., 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. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 20, 113–125.

- Morresi, A. L., 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. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 29, 295–308.
- Murillo-Gómez, F., Rueggeberg, F. A., & De Goes, M. F. (2017). Short-and long-term bond strength between resin cement and glass-ceramic using a silane-containing universal adhesive. *Operative dentistry*, 42(5), 514–525.
- Nagaraj, K. R. (2012). USE OF LASERS IN PROSTHODONTICS: A REVIEW. *International Journal of Clinical Dentistry*, 5(1).
- Nandini, S. (2010). Indirect resin composites. *Journal of conservative dentistry: JCD*, 13(4), 184.
- Noie, F., O'Keefe, K. L., & Powers, J. M. (1995). Color stability of resin cements after accelerated aging. *International Journal of Prosthodontics*, 8(1).
- Nuray, Ç., ÖZKURT, D. Z., & KAZAZOĞLU, E. (2006). AĞIZ İÇİ PORSELEN TAMİR SİSTEMLERİ. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 1, 34–40.
- O'Brien, W. J. (2002). *Dental materials and their selection*. Quintessence.
- Opdam, N. J. M., Collares, K., Hickel, R., Bayne, S. C., Loomans, B. A., Cenci, M. S., Lynch, C. D., Correa, M. B., Demarco, F., & Schwendicke, F. (2018). Clinical studies in restorative dentistry: new directions and new demands. *Dental Materials*, 34(1), 1–12.
- Otto, T., & De Nisco, S. (2002). Computer-aided direct ceramic restorations: A 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays. *International Journal of Prosthodontics*, 15(2), 122–128.
- Oyagüe, R. C., Monticelli, F., Toledano, M., Osorio, E., Ferrari, M., & Osorio, R. (2009). Effect of water aging on microtensile bond strength of dual-cured resin cements to pre-treated sintered zirconium-oxide ceramics. *Dental Materials*, 25(3), 392–399.
- Özcan, M. (2020). Repair Bond Strength of a CAD/CAM Nanoceramic Resin and Direct Composite Resin: Effect of Aging and Surface Cond... *J Adhes Dent*, 22, 275–283.
- Özcan, M., & Niedermeier, W. (2002). Clinical study on the reasons for and location of failures of metal-ceramic restorations and survival of repairs. *International Journal of Prosthodontics*, 15(3).
- Özcan, M., Valandro, L. F., Amaral, R., Leite, F., & Bottino, M. A. (2009). Bond strength durability of a resin composite on a reinforced ceramic using various repair systems. *Dental materials*, 25(12), 1477–1483.
- Özcan, M., & Vallittu, P. K. (2003). Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dental Materials*, 19(8), 725–731.
- Özcan, M., & Volpato, C. A. (2015). Surface conditioning protocol for the adhesion of resin-based materials to glassy matrix ceramics: how to condition and why. *J Adhes Dent*, 17(3), 292–293.

- Pallesen, U., & Van Dijken, J. W. V. (2000). An 8-year evaluation of sintered ceramic and glass ceramic inlays processed by the Cerec CAD/CAM system. *European journal of oral sciences*, *108*(3), 239–246.
- Papanagiotou, H. P., Morgano, S. M., Giordano, R. A., & Pober, R. (2006). In vitro evaluation of low-temperature aging effects and finishing procedures on the flexural strength and structural stability of Y-TZP dental ceramics. *The Journal of prosthetic dentistry*, *96*(3), 154–164.
- Pathrabe, A., Lahoti, K., & Gade, J. R. (2016). Metal free ceramics in dentistry: A review. *Int J Oral Health Med Res*, *2*(5), 154–158.
- Perdigão, J., & Swift Jr, E. J. (2015). Universal adhesives. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, *27*(6), 331–334.
- Piconi, C., & Maccauro, G. (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, *20*(1), 1–25.
- Piowarczyk, A., Lauer, H.-C., & Sorensen, J. A. (2004). In vitro shear bond strength of cementing agents to fixed prosthodontic restorative materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, *92*(3), 265–273.
- Piowarczyk, A., Ottl, P., Lauer, H., & Kuretzky, T. (2005). A Clinical Report and Overview of Scientific Studies and Clinical Procedures Conducted on the 3M ESPE Lava™ All-Ceramic System. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, *14*(1), 39–45.
- Pollington, S., Fabianelli, A., & van Noort, R. (2010). Microtensile bond strength of a resin cement to a novel fluorcanasite glass-ceramic following different surface treatments. *dental materials*, *26*(9), 864–872.
- Pott, P. C., Stiesch, M., & Eisenburger, M. (2015). Influence of 10-MDP adhesive system on shear bond strength of zirconia-composite interfaces. *Journal of Dental Materials and Techniques*, *4*(3), 117–126.
- Pröbster, L., Geis-Gerstorfer, J., Kirchner, E., & Kanjantra, P. (1997). In vitro evaluation of a glass–ceramic restorative material. *Journal of oral rehabilitation*, *24*(9), 636–645.
- Pröbster, Lothar, & Diehl, J. (1992). Slip-casting alumina ceramics for crown and bridge restorations. *Quintessence International*, *23*(1).
- Raigrodski, A. J. (2004). Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*, *92*(6), 557–562.
- Ramakrishnaiah, R., Alkheraif, A. A., Divakar, D. D., Matinlinna, J. P., & Vallittu, P. K. (2016). The effect of hydrofluoric acid etching duration on the surface micromorphology, roughness, and wettability of dental ceramics. *International journal of molecular sciences*, *17*(6), 822.
- Ravi, R. K., Alla, R. K., Shamma, M., & Devarhubli, A. (2013). Dental Composites- A Versatile Restorative Material: An Overview. *Indian Journal of Dental Sciences*, *5*(5).
- Rekow, E. D., Silva, N., Coelho, P. G., Zhang, Y., Guess, P., & Thompson, V. P.

- (2011a). Performance of dental ceramics: challenges for improvements. *Journal of dental research*, 90(8), 937–952.
- Reston, E. G., Filho, S. C., Arossi, G., Cogo, R. B., Rocha, C. S., & Closs, L. Q. (2008). Repairing ceramic restorations: final solution or alternative procedure? *Operative dentistry*, 33(4), 461–466.
- Ritter, A. V. (2017). *Sturdevant's art & science of operative dentistry-e-book*. Elsevier Health Sciences.
- Riva, Y. R., & Rahman, S. F. (2019). Dental composite resin: A review. *AIP Conference Proceedings*, 2193(1), 20011.
- Rodriguez, J. M., Curtis, R. V., & Bartlett, D. W. (2009). Surface roughness of impression materials and dental stones scanned by non-contacting laser profilometry. *Dental materials*, 25(4), 500–505.
- Roeters, J. J. (2000). A simple method to protect patient and environment when using sandblasting for intraoral repair. *Journal of Adhesive Dentistry*, 2(3).
- Rosenblum, M. A., & Schulman, A. (1997). A review of all-ceramic restorations. *The Journal of the American Dental Association*, 128(3), 297–307.
- Rosenstiel, S. F., & Land, M. F. (2015). *Contemporary fixed prosthodontics-e-book*. Elsevier Health Sciences.
- Ruse, N. D., & Sadoun, M. J. (2014). Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. *Journal of dental research*, 93(12), 1232–1234.
- Sadek, F. T., Monticelli, F., Muench, A., Ferrari, M., & Cardoso, P. E. C. (2006). A novel method to obtain microtensile specimens minimizing cut flaws. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 78(1), 7–14.
- Sadoun, M. (1988). All ceramic bridges with the slip casting technique. *the 7th International Symposium on Ceramics, Paris, September, 1988*.
- Saghiri, M. A., Asgar, K., Lotfi, M., Karamifar, K., Saghiri, A. M., Neelakantan, P., Gutmann, J. L., & Sheibaninia, A. (2012). Back-scattered and secondary electron images of scanning electron microscopy in dentistry: a new method for surface analysis. *Acta Odontologica Scandinavica*, 70(6), 603–609.
- Sakaguchi, R. L., & Powers, J. M. (2012). *Craig's restorative dental materials-e-book*. Elsevier Health Sciences.
- Sakai, M., Taira, Y., & Sawase, T. (2011). Silane primers rather than heat treatment contribute to adhesive bonding between tri-n-butylborane resin and a machinable leucite-reinforced ceramic. *Dental materials journal*, 1111220202.
- Sano, H., Shono, T., Sonoda, H., Takatsu, T., Ciucchi, B., Carvalho, R., & Pashley, D. H. (1994). Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength—evaluation of a micro-tensile bond test. *Dental materials*, 10(4), 236–240.
- Schwenter, J., Schmidli, F., Weiger, R., & Fischer, J. (2016). Adhesive bonding to

- polymer infiltrated ceramic. *Dental materials journal*, 35(5), 796–802.
- Seghi, R. R., Daher, T., & Caputo, A. (1990). Relative flexural strength of dental restorative ceramics. *Dental Materials*, 6(3), 181–184.
- Şen, N., & Tuncelli, B. (2017). Materials used for CAD/CAM restorations: Review. *Turkiye Klinikleri J Dental Sci*, 23(2), 109–115.
- ŞENER, İ. D., & TÜRKER, Ş. B. (2009). KİMYASAL YAPILARINA GÖRE TAM SERAMİK RESTORASYONLAR. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2009(1), 61–67.
- Sevmez, H., BANKOĞLU GÜNGÖR, M., & Yılmaz, H. (2019). Rezin Matriks Seramikler. *Turkiye Klinikleri. Dishekimligi Bilimleri Dergisi*, 25(3).
- Shimakura, Y., Hotta, Y., Fujishima, A., Kunii, J., Miyazaki, T., & Kawawa, T. (2007). Bonding strength of resin cement to silicate glass ceramics for dental CAD/CAM systems is enhanced by combination treatment of the bonding surface. *Dental materials journal*, 26(5), 713–721.
- Sirin Karaarslan, E., Ozsevik, A. S., Cebe, M. A., Gursel Surmelioglu, H. D., Tosun, S., & Yildiz, E. (2016). Bond strength of repaired composite resins: surface treatments, adhesive systems, and composite type. *Journal of adhesion science and Technology*, 30(5), 520–533.
- Sirisha, K., Rambabu, T., Ravishankar, Y., & Ravikumar, P. (2014). Validity of bond strength tests: A critical review-Part II. *Journal of conservative dentistry: JCD*, 17(5), 420.
- Şişmanoğlu, S., Gürcan, A. T., Yıldırım-Bilmez, Z., Turunç-Oğuzman, R., & Gümüştaş, B. (2020). Effect of surface treatments and universal adhesive application on the microshear bond strength of CAD/CAM materials. *The journal of advanced prosthodontics*, 12(1), 22–32.
- Sismanoglu, S., Tugce Gurcan, A., Yildirim-Bilmez, Z., & Gumustas, B. (2021). Mechanical properties and repair bond strength of polymer-based CAD/CAM restorative materials. *International Journal of Applied Ceramic Technology*, 18(2), 312–318.
- Sjögren, G., Molin, M., & Van Dijken, J. W. V. (2004). A 10-year prospective evaluation of CAD/CAM-manufactured (Cerec) ceramic inlays cemented with a chemically cured or dual-cured resin composite. *International Journal of Prosthodontics*, 17(2).
- Soares, C. J., Soares, P. V., Pereira, J. C., & Fonseca, R. B. (2005). Surface treatment protocols in the cementation process of ceramic and laboratory-processed composite restorations: a literature review. *Journal of esthetic and restorative dentistry*, 17(4), 224–235.
- Soh, G., & Selwyn, M. J. (1992). An evaluation of exposure time and temperature in the thermocycling of dental restorative materials. *Clinical materials*, 9(1), 37–41.
- Souza, M. O. de, Leitune, V. C. B., Rodrigues, S. B., Samuel, S. M. W., & Collares, F. M. (2017). One-year aging effects on microtensile bond strengths of composite and repairs with different surface treatments. *Brazilian oral research*, 31.

- Spohr, A. M., Borges, G. A., Júnior, L. H. B., Mota, E. G., & Oshima, H. M. S. (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. *Photomedicine and laser surgery*, 26(3), 203–208.
- Springate, S. D., & Winchester, L. J. (1991). An evaluation of zirconium oxide brackets: a preliminary laboratory and clinical report. *British journal of orthodontics*, 18(3), 203–209.
- Stawarczyk, B., Basler, T., Ender, A., Roos, M., Özcan, M., & Hämmerle, C. (2012). Effect of surface conditioning with airborne-particle abrasion on the tensile strength of polymeric CAD/CAM crowns luted with self-adhesive and conventional resin cements. *The Journal of prosthetic dentistry*, 107(2), 94–101.
- 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(2), 299–308.
- Suárez, M. J., Lozano, J. F. L., Salido, M. P., & Martínez, F. (2004). Three-year clinical evaluation of In-Ceram Zirconia posterior FPDs. *International Journal of Prosthodontics*, 17(1).
- Subaşı, M. G., & Alp, G. (2017). Repair bond strengths of non-aged and aged resin nanoceramics. *The journal of advanced prosthodontics*, 9(5), 364–370.
- Tatar, N., & Ural, C. (2018a). Repair Success of Two Innovative Hybrid Materials as a Function of Different Surface Treatments. *The International journal of prosthodontics*, 31(3), 267–270.
- Tatar, N., & Ural, C. (2018b). Repair Success of Two Innovative Hybrid Materials as a Function of Different Surface Treatments. *The International Journal of Prosthodontics*, 31(3), 267–270. <https://doi.org/10.11607/ijp.5581>
- Taylor, J. A. (1922). *History of dentistry: A practical treatise for the use of dental students and practitioners*. Lea & Febiger.
- Thornton, I., & Ruse, N. D. (2014). Characterization of nanoceramic resin composite and lithium disilicate blocks. *Journal of Dental Research*, 93(Special Issue B), 151.
- Tian, T., Tsoi, J. K.-H., Matinlinna, J. P., & Burrow, M. F. (2014). Aspects of bonding between resin luting cements and glass ceramic materials. *Dental materials*, 30(7), e147–e162.
- Tinastepe, N., Turkes, E., & Kazazoglu, E. (2018). Comparative approach to analyse the effects of different surface treatments on CAD/CAM resin nanoceramics–resin composite repair bond strength. *Biotechnology & Biotechnological Equipment*, 32(1), 142–149.
- Toledano, M., Osorio, R., Osorio, E., Aguilera, F. S., Yamauti, M., Pashley, D. H., & Tay, F. (2007). Durability of resin–dentin bonds: effects of direct/indirect exposure and storage media. *Dental Materials*, 23(7), 885–892.
- Türk, T., Saraç, D., Saraç, Y. Ş., & Elekdağ-Türk, S. (2006). Effects of surface conditioning on bond strength of metal brackets to all-ceramic surfaces. *The European Journal of Orthodontics*, 28(5), 450–456.

- Tysowsky, G. (2009). The science behind lithium disilicate: Today's surprisingly versatile, esthetic & durable metal-free alternative. *Oral Health*, 99(3), 93.
- Uludamar, A, Aygün, Ş., & Özkan, Y. K. (2012). Zirkonya esaslı tam seramik restorasyonlar. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*, 5, 132–141.
- Uludamar, Altay, AYGÜN, Ş., & ÖZKAN, Y. K. (2011). TAM SERAMİK RESTORASYONLARIN SİMANTASYONU. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2011(2), 150–162.
- Üstün, Ö., Büyükhatipoğlu, I. K., & Seçilmiş, A. (2018). Shear bond strength of repair systems to new CAD/CAM restorative materials. *Journal of Prosthodontics*, 27(8), 748–754.
- 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. *Dental materials*, 26(2), e100–e121.
- Van Noort, R., & Barbour, M. (2014). *Introduction to Dental Materials-E-Book*. Elsevier Health Sciences.
- Veríssimo, A. H., Duarte Moura, D. M., de Oliveira Dal Piva, A. M., Bottino, M. A., de Fátima Dantas de Almeida, L., da Fonte Porto Carreiro, A., & de Assunção e Souza, R. O. (2020). Effect of different repair methods on the bond strength of resin composite to CAD/CAM materials and microorganisms adhesion: An in situ study. *Journal of Dentistry*, 93. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2019.103266>
- Veríssimo, A. H., Moura, D. M. D., Dal Piva, A. M. de O., Bottino, M. A., de Almeida, L. de F. D., Carreiro, A. da F. P., & e Souza, R. O. de A. (2020). Effect of different repair methods on the bond strength of resin composite to CAD/CAM materials and microorganisms adhesion: An in situ study. *Journal of dentistry*, 93, 103266.
- Visuttiwattanakorn, P., Suputtamongkol, K., Angkoonkit, D., Kaewthong, S., & Charoonanan, P. (2017). Microtensile bond strength of repaired indirect resin composite. *The journal of advanced prosthodontics*, 9(1), 38–44.
- Wady, A. F., Paleari, A. G., Queiroz, T. P., & Margonar, R. (2014). Repair technique for fractured implant-supported metal-ceramic restorations: a clinical report. *Journal of Oral Implantology*, 40(5), 589–592.
- Wahsh, M. M., & Ghallab, O. H. (2015). Influence of different surface treatments on microshear bond strength of repair resin composite to two CAD/CAM esthetic restorative materials. *Tanta Dental Journal*, 12(3), 178–184.
- Wegner, S. M., Gerdes, W., & Kern, M. (2002). Effect of different artificial aging conditions on ceramic-composite bond strength. *International Journal of Prosthodontics*, 15(3).
- Wendler, M., Belli, R., Panzer, R., Skibbe, D., Petschelt, A., & Lohbauer, U. (2016). Repair bond strength of aged resin composite after different surface and bonding treatments. *Materials*, 9(7), 547.
- White, S. N., Yu, Z., White, S. N., & Yu, Z. (1993). Physical properties of fixed prosthodontic, resin composite luting agents. *International Journal of Prosthodontics*, 6(4).

- Wiegand, A., Stucki, L., Hoffmann, R., Attin, T., & Stawarczyk, B. (2015). Repairability of CAD/CAM high-density PMMA-and composite-based polymers. *Clinical oral investigations*, 19(8), 2007–2013.
- Wu, X., Xie, H., Meng, H., Yang, L., Chen, B., Chen, Y., & Chen, C. (2019). Effect of tribochemical silica coating or multipurpose products on bonding performance of a CAD/CAM resin-based material. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 90, 417–425.
- Yamanel, K. (2018). Farklı İçeceklerin Diş Rengindeki Restoratif Materyallerin Renk Stabiliteleri Üzerine Etkisi. *Süleyman Demirel Üniversitesi Sağlık Bilimleri Dergisi*, 9(2), 26–31.
- Yano, H. T., Ikeda, H., Nagamatsu, Y., Masaki, C., Hosokawa, R., & Shimizu, H. (2020). Correlation between microstructure of CAD/CAM composites and the silanization effect on adhesive bonding. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 101, 103441.
- Yeo, I.-S., Yang, J.-H., & Lee, J.-B. (2003). In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. *The Journal of prosthetic dentistry*, 90(5), 459–464.
- Yesil, Z. D., Karaoglanoglu, S., Akgül, N., Ozdabak, N., & Ilday, N. O. (2007). Effect of different surfaces and surface applications on bonding strength of porcelain repair material. *New York State Dental Journal*, 73(3), 28.
- Yin, R., Kim, Y.-K., Jang, Y.-S., Lee, J.-J., Lee, M.-H., & Bae, T.-S. (2019). Comparative evaluation of the mechanical properties of CAD/CAM dental blocks. *Odontology*, 107(3), 360–367.
- Yoshihara, K., Nagaoka, N., Sonoda, A., Maruo, Y., Makita, Y., Okihara, T., Irie, M., Yoshida, Y., & Van Meerbeek, B. (2016). Effectiveness and stability of silane coupling agent incorporated in ‘universal’ adhesives. *Dental materials*, 32(10), 1218–1225.
- Yüksel, G., Çekiç, C., & Özkan, P. (2000). Metal desteksiz porselen sistemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 10(2), 79–88.
- Zawta, C. (2001). Fixed partial dentures with an all-ceramic system: A case report. *Quintessence International*, 32(5).
- Zeng, K., Odén, A., & Rowcliffe, D. (1996). Flexure tests on dental ceramics. *International Journal of Prosthodontics*, 9(5), 434–439.
- Zhang, Y., Lee, J. J.-W., Srikanth, R., & Lawn, B. R. (2013). Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dental materials*, 29(12), 1201–1208.
- Zimmer, S., Göhlich, O., Rüttermann, S., Lang, H., Raab, W. H. M., & Barthel, C. R. (2008). Long-term survival of Cerec restorations: a 10-year study. *Operative dentistry*, 33(5), 484–487.
- Zogheib, L. V., Bona, A. Della, Kimpara, E. T., & McCabe, J. F. (2011). Effect of hydrofluoric acid etching duration on the roughness and flexural strength of a lithium disilicate-based glass ceramic. *Brazilian dental journal*, 22, 45–50.

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Elif Yiğit
Doğum Tarihi :
Yabancı Dil : İngilizce, Korece
Eğitim Durumu :
Lisans : Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi (2012-2017)
Çalıştığı Kurum : Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik
Anabilim Dalı Araştırma Görevlisi (2018-)
Yayımları (SCI) :
Yayımları (Diğer) :

1. Atrofik Maksilla ve Mandibulanın All-on-Four Konsepti ile Tedavisi. TDB 24. Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi 2018. (Poster)
2. Atrofik Çenelerin Malobridge Destekli All-on-Four Konsepti ile Tedavisi. TDB 25. Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi 2019. (Poster)
3. İmplantüstü Protezlerde Komplikasyon Oranları. TDB 25. Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi 2019. (Sözlü Sunum)
4. Diş Hekimliği Fakültesi 1. Sınıf Öğrencilerinin Covid-19 Sonrası Anksiyete Düzeylerinin ve Web Tabanlı Uzaktan Eğitime Yönelik Geri Bildirimlerinin Değerlendirilmesi. İzmir Demokrasi Üniversitesi 2020 Uluslararası Diş Hekimliği ve Sağlık Bilimleri Kongresi (Sözlü Sunum)
5. Tam Dişsiz Maksillanın All-on-Four Konsepti ile Tedavisi ‘İzmir Demokrasi Üniversitesi 2020 Uluslararası Diş Hekimliği ve Sağlık Bilimleri Kongresi. (Poster)
6. GÜNGÖR ERDOĞAN Hamiyet, YİĞİT Elif. İmplant Destekli Protezlerde Vida Gevşemesi. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg. 31:1, 2021, 138-46.

Araştırma Alanları: