



YAKIN DOĞU ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİNİN CAD/CAM
REZİN-MATRİKS SERAMİKLERİN TAMİR
BAĞLANMA DAYANIMI ÜZERİNE ETKİSİ

DOKTORA TEZİ

Diş Hekimi Semih ARKOY

Lefkoşa
Ocak, 2023

SEMİH ARKOY

FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİNİN CAD/CAM
REZİN-MATRİKS SERAMİKLERİN TAMİR
BAĞLANMA DAYANIMI ÜZERİNE ETKİSİ

DOKTORA TEZİ

2023



YAKIN DOĞU ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİNİN CAD/CAM
REZİN-MATRİKS SERAMİKLERİN TAMİR
BAĞLANMA DAYANIMI ÜZERİNE ETKİSİ

DOKTORA TEZİ

Diş Hekimi Semih ARKOY

Tez DanıŐmanı

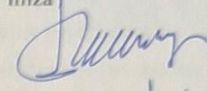
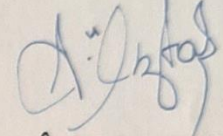
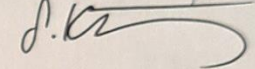
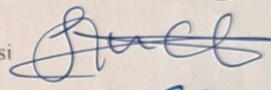

Prof. Dr. M. Mutahhar ULUSOY

Lefkoşa

Ocak, 2023

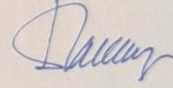
Onay

Dr. Semih Arkoy tarafından hazırlanan "Farklı Yüzey İşlemlerinin CAD/CAM Rezin-Matriks Seramiklerin Tamir Bağlanma Dayanımı Üzerine Etkisi" başlıklı tez, kapsam ve nitelik açısından kalite standartlarına uygunluğu ile ilgili Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında Doktora Tezi olarak 27 Ocak 2023 tarihinde kabul edilmiştir. Tez savunması online (çevrim içi) yapılmıştır. Jüri üyeleri onaylarını sözlü olarak vermişlerdir. Tüm süreç elektronik ortamda kayıt altına alınmıştır.

Jüri Üyeleri	Adı – Soyadı	İmza
Jüri Başkanı/ Danışman:	Prof. Dr. M. Mutahhar ULUSOY Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	
Jüri Üyesi:	Prof. Dr. Derya ÖZTAŞ Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	
Jüri Üyesi:	Prof. Dr. Sevcan KURTULMUŞ YILMAZ Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	
Jüri Üyesi:	Doç. Dr. Simge TAŞAR FARUK Lefke Avrupa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	
Jüri Üyesi:	Doç. Dr. Özay ÖNÖRAL Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	

Anabilim Dalı Başkanı Onayı

27/01/2023




Prof. Dr. M. Mutahhar ULUSOY

Anabilim Dalı Başkanı

Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Onayı

.../.../2023

Prof. Dr. Kenan Hüsnü Can BASER
Enstitü Müdürü



Etik İkelere Uygunluk Beyanı

Bu tezin içinde sunduğum verileri, bilgileri ve belgeleri akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi; tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu; çalışmada bana ait olmayan tüm veri, düşünce, sonuç ve bilgilere bilimsel etik kurallar gereği olarak eksiksiz şekilde uygun atıf yaptığımı ve kaynak göstererek belirttiğimi beyan ederim.

Dt. Semih ARKOY

27/01/23

Teşekkür

Doktora eğitimim boyunca mesleğe ve hayata dair tecrübelerini bulduğu her fırsatta benimle paylaşan, bu tez çalışmasında ve başımın sıkıştığı her anda; saat, yer farketmeksizin destek olup yönlendiren, bana babadan farksız yaklaşan danışman hocam sayın Prof. Dr. Mutahhar ULUSOY'a sonsuz saygı ve teşekkürlerimi sunarım.

Lisans ve doktora eğitimim boyunca her zaman dikkatle dinleyip örnek aldığım, beni hiçbir zaman geri çevirmeyip her zaman yardımcı olan, bu tezin şekillendirilmesinde katkısı bulunan sayın hocam Prof. Dr. Sevcan KURTULMUŞ YILMAZ'a sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Bu fakülteye öğrenci olarak geldiğim ilk günden beri değerli bilgi ve tecrübelerini her fırsatta bana aktaran, doktora eğitimim süresince öğrendiğim çoğu şeyin yol göstericisi olan, beni her zaman doğru yolda tutan, üstümde buraya yazıyla sığdıramayacağım kadar çok emeği olan abi gibi gördüğüm Doç. Dr. Özay ÖNÖRAL'a ve abla gibi gördüğüm Doç. Dr. Burcu GÜNAL'a sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Değerli vakitlerini ayırıp tez jürimde bulunan Prof. Dr. Derya ÖZTAŞ ve Doç. Dr. Simge TAŞAR FARUK'a katkılarından dolayı teşekkür ederim.

Doktora eğitimim süresince her zorluğu birlikte göğüslediğimiz, değerli oda arkadaşlarım Dt. Suzan UĞUR, Dt. Burak MERTSÖZ, Dr. Dt. Cemil BİRAND, Dt. Omar KAMAL ve Yrd. Doç. Dr. Delal BOZYEL'e teşekkürlerimi sunarım.

Bana her konuda destek olan, sevgi ve desteğini her zaman yanımda hissettiğim başta eşim Ecz. Fatma YÜRÜN ARKOY'a, beni bugünlere getiren aileme teşekkürlerimi sunarım.

Dt. Semih ARKOY

Özet

Farklı Yüzey İşlemlerinin CAD/CAM Rezin-Matriks Seramiklerin Tamir Bağlanma Dayanımı Üzerine Etkisi

Arkoy, Semih

Prof. Dr. Muhammed Mutahhar Ulusoy

Doktora, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Ocak 2023, 168 Sayfa

Bu çalışmanın amacı, farklı yüzey pürüzlendirme yöntemlerinin rezin kompozit ile tamir edilen rezin-matriks seramik (RMS) materyallerin mikro çekme bağlanma dayanımı (μ TBS) üzerine etkisini araştırmaktır. Lava Ultimate (LU), Grandio Blocs (GB) ve Shofu Block HC (HC) olmak üzere $14 \times 16 \times 6$ mm boyutlarında üç farklı RMS materyaline termal yaşlandırma işlemi ($\times 10000$ siklus sayısı, 20 sn bekleme süresi, $5-55^0$ C aralığında) uygulanmış ve yüzey işlemlerine göre her bir materyal beş alt gruba ayrılmıştır. Her örneğin tamir kompoziti ile bağlantı gerçekleştirecek yüzeyi, 600-grit silikon karbür kâğıt ile standardize edilmiştir. Uygulanan yüzey işlemleri: Kontrol (C); yeşil kuşak elmas frezle pürüzlendirme (G); 3 bar basınç altında, 10 mm mesafeden, 20 saniye boyunca, 50 μ m boyutunda alüminyum oksit partikül abrazyonu (APA); 2W çıkış gücünde, 140 μ s vuruş süresiyle, 10 Hz tekrarlama hızında, temassız sert doku modunda, 20 sn boyunca, %55 su ve %65 hava ile Er,Cr:YSGG lazer irradyasyonu (LI) ve LI ile birlikte APA'nın kombine uygulanması (APA+LI) şeklindedir. Yüzey işlemlerini takiben materyal yüzeyinde meydana gelen topografik değişiklikler, taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile $\times 1000$ büyütme altında incelenmiştir. Daha sonra, akrilik zemine yapıştırılan örnek yüzeyine universal adeziv uygulanmış ve nanohibrit rezin kompozit tabakalar halinde uygulanarak tamir prosedürü simüle edilmiştir. Sabitlenen örnekler hassas kesim cihazı ile $1 \times 1 \times 12$ mm³ boyutunda çubuklar (n=16) halinde kesilmiş ve universal test cihazında μ TBS testine tabi tutularak bağlanma direnci değerleri kaydedilmiştir.

Örneklerde oluşan başarısızlık tipleri stereomikroskop kullanılarak $\times 40$ büyütme altında belirlenmiştir. Bağ dayanım değerleri, iki yönlü ANOVA ve Tukey post-hoc testi ile değerlendirilmiştir ($\alpha = 0.05$). μ TBS değerleri, yüzey işlemi değişkeninden ve değişkenlerin etkileşiminden önemli ölçüde etkilenmiştir ($p \leq 0,001$). Ancak, RMS materyal tipinin μ TBS değerleri üzerinde anlamlı bir etkisi saptanmamıştır ($p > 0.05$). Tüm materyaller ve yüzey işlemleri arasında GB^{APA+LI} grubu en yüksek μ TBS değerini (70.94 ± 6.03) göstermiştir. GB^C dışında (18.01 ± 7.88), tüm yüzey işlemleri ile klinik olarak kabul edilebilir μ TBS değerleri (≥ 20 MPa) elde edilmiştir. Kontrol grubu ile kıyaslandığında uygulanan tüm yüzey işlemleri GB ve LU materyallerinde μ TBS değerlerini artırmıştır ($p < 0.05$). HC materyalinde ise kontrol grubu ile kıyaslandığında, HC^G ve HC^{APA} grupları μ TBS değerlerini düşürürken ($p < 0.05$), HC^{LI} ve HC^{APA+LI} grupları μ TBS değerinde anlamlı derecede fark yaratmamıştır ($p > 0.05$). Bu çalışma, intraoral RMS materyal tamirinde yüzey hazırlığı için üretici tarafından önerilen diğer prosedürlere kıyasla, LI ve APA+LI yüzey işlem gruplarının alternatif bir yol olarak uygulanabileceğini göstermiştir.

Anahtar kelimeler: alüminyum oksit partikül abrazyonu, Er,Cr:YSGG lazer, mikro çekme bağlanma dayanımı, nanohibrit kompozit, rezin-matriks seramik

Abstract**Effect of Different Surface Treatments on Repair Bond Strength of CAD/CAM Resin-Matrix Ceramics****Arkoy, Semih****Prof. Dr. Muhammed Mutahhar Ulusoy****PhD, Department of Prosthetic Dentistry****January 2023, 168 pages**

The purpose of this study was to investigate the influence of different surface treatment methods on the microtensile bond strength (μ TBS) of resin-matrix ceramic (RMC) materials repaired with resin composite. Thermal aging process on three different RMC materials of $14 \times 16 \times 6$ mm dimensions, namely Lava Ultimate (LU), Grandio Blocs (GB) and Shofu Block HC (HC) was applied ($\times 10000$ cycle, 20 sec. waiting time, in the range of $5-55^0$ C) and each material was divided into five subgroups according to surface treatments. The surface of each specimen to bond with the repair composite was standardized with 600-grit silicon carbide paper. Applied surface treatments: Control (C); green belt diamond bur roughening (G); abrasion of $50 \mu\text{m}$ aluminum oxide particles at a pressure of 3 bar, at a distance of 10 mm, for 20 seconds (APA); Er,Cr:YSGG laser irradiation at 2W output power, $140 \mu\text{s}$ pulse time, 10 Hz repetition rate, non-contact hard tissue mode, 55% water and 65% air for 20 seconds (LI) and combined application of LI group with APA group (APA+LI). Topographic alterations on the material surface following surface treatments were examined by scanning electron microscope (SEM) under $\times 1000$ magnification. Then, universal adhesive was applied to the specimen surface adhered to the acrylic substrate and the repair procedure was simulated by applying nanohybrid resin composite layers. The fixed specimens were cut into $1 \times 1 \times 12 \text{ mm}^3$ bars ($n=16$) with a precision cutting device, and bond strength values were recorded by subjecting them to the μ TBS test in a universal testing device. The types of failures in the samples were determined under $\times 40$ magnification using a

stereomicroscope. Bond strength values were evaluated by two-way ANOVA and Tukey post-hoc test ($\alpha = 0.05$). The μ TBS values were significantly affected by the surface treatment variable and the interaction terms of the variables ($p \leq 0.001$). However, no significant effect of RMC type was detected ($p > 0.05$). Among all materials, GB^{APA+LI} indicated the highest μ TBS value. Except for the GB^C (18.01 ± 7.88), all surface treatments showed clinically acceptable bond strength values (≥ 20 MPa). Compared to the control group, all applied surface treatments increased the μ TBS values in GB and LU materials ($p < 0.05$). In HC material, when compared to the control group, HC^G and HC^{APA} groups decreased μ TBS values ($p < 0.05$), while HC^{LI} and HC^{APA+LI} groups did not significantly differ in μ TBS values ($p > 0.05$). This study demonstrated that the LI and APA+LI surface treatment groups can be applied as an alternative route compared to other manufacturer-recommended procedures for surface preparation in intraoral RMC material repair.

Keywords: aluminum oxide particle abrasion; Er,Cr:YSGG laser; micro tensile bond strength; nanohybrid composite; resin-matrix ceramic

İçindekiler

Onay Sayfası	I
Etik İlkelerine Uygunluk Beyanı	II
Teşekkür.....	III
Özet.....	IV
Abstract.....	VI
İçindekiler	VIII
Tablolar Listesi	XIII
Şekiller Listesi.....	XIV
Kısaltmalar.....	XVII

BÖLÜM I

Giriş.....	1
Problem Durumu	3
Araştırmanın Amacı	3
Hipotezler.....	4
Araştırmanın Önemi	4

BÖLÜM II

Kuramsal Çerçeve ve İlgili Araştırmalar	5
CAD/CAM ve Hasta Başı Uygulamaları	5
Dental Seramikler.....	7
Cam-Matriks Seramikler.....	10
Polikristalin Seramikler.....	11
Rezin-Matriks Seramikler (RMS).....	12

Rezin Nanoseramikler.....	13
İnterpenetre olmuş rezin-matriks içerisinde cam seramik.....	15
İnterpenetre olmuş rezin-matriks içerisinde zirkonya-silika seramik.....	16
Kompozit Rezinler.....	17
Kompozit Rezinlerin Yapısı.....	17
Rezin Matriks.....	18
İnorganik Doldurucular.....	18
Silan Ajanlar.....	19
Kompozit Rezinlerdeki Gelişmeler.....	19
İyon Salabilen (Smart) Kompozit Rezinler.....	19
Kendi Kendini Tamir Edebilen Materyaller.....	20
Nanokompozitler.....	20
Ormocer.....	22
Antimikrobiyal Kompozitler.....	23
Giomerler.....	23
İndirekt Kompozit Rezinler.....	24
Restorasyonlarda Tamir ve Avantajları.....	24
Kırık Parçanın Kompozit Rezin İle Tamiri.....	25
Kırık Parçanın Rezin Siman İle Yeniden Yapıştırılması.....	26
Restorasyonun Yeni Bir Veneer İle Tamiri.....	26
Ağız İçi Tamir Sistemlerinin Başarısını Etkileyen Faktörler.....	27
Mikromekanik Retansiyon.....	27
Frez İle Pürüzlendirme.....	27
Asitle Pürüzlendirme.....	28
Hidroflorik Asit.....	28
Asidüle Fosfat Florür (APF).....	29
Fosforik asit (H ₃ PO ₄).....	29
Al ₂ O ₃ Partikül Abrazyonu.....	30
Silisyum Oksit (SiO ₂) Partikül Abrazyonu.....	31
Lazer İrradyasyonu.....	32

Silan Uygulamaları.....	33
Bifonksiyonel Fosfat Monomerler.....	34
Silan Kurutma İşleminin Bağlantı Dayanımına Etkisi.....	35
Adeziv Diş Hekimliği.....	36
Adeziv Sistemler.....	38
Adeziv Sistemlerin Nesillere Göre Sınıflandırılması.....	38
Birinci Nesil Addeziv Sistemler.....	39
İkinci Nesil Addeziv Sistemler.....	39
Üçüncü Nesil Addeziv Sistemler.....	40
Dördüncü Nesil Addeziv Sistemler.....	40
Beşinci Nesil Addeziv Sistemler.....	41
Altıncı Nesil Addeziv Sistemler.....	42
Yedinci Nesil Addeziv Sistemler.....	42
Sekizinci Nesil Addeziv Sistemler.....	43
Üniversal Addeziv Sistemler.....	43
Dental Materyal Yüzeyinin Topografik İncelenmesinde Kullanılan Yöntemler...46	
Konvansiyonel Profilometre.....	46
Lazer Uçlu Profilometre.....	47
Mikrofotograf Yöntemi.....	47
Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM).....	48
Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM).....	48
Yaşlandırma Yöntemleri.....	48
Suda Bekletme (Water Ageing).....	49
Suda Kaynatma.....	49
pH Döngüsü (pH Cycling).....	49
Mekanik Oklüzal Yükleme.....	49
Ultaviyole (UV) Işık.....	50
Hızlandırılmış Yaşlandırma.....	50
Termal Siklus (Isısal Döngü) ile Yaşlandırma.....	50
Sıcaklık.....	51

Bekleme Süresi ve Siklus Sayısı.....	51
Otoklavda Yaşlandırma.....	52
Sitrik Asite Daldırma ile Yaşlandırma.....	52
Döngüsel Termomekanik Yükleme ile (Termomekanik) Yaşlandırma.....	52
Bağlanma Dayanıklılık Testleri.....	52
Makro Test Yöntemleri.....	53
Makro Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi (Macro-Shear Bond Strength Test).....	53
Makro Çekme Bağlanma Dayanımı Testi (Macro-Tensile Bond Strength Test).....	54
Mikro Test Yöntemleri.....	55
Mikro Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi (Micro-Shear Bond Strength Test).....	55
Mikro Çekme Bağlanma Dayanımı (μ TBS) Testi (Micro-Tensile Bond Strength Test).....	56
Yaygın Olarak Kullanılan Mikro Çekme Bağlanma Dayanım Test Aparatları.....	58
Test Aparatının Hizalanması ve Kuvvet Uygulaması.....	59
Örneğin Test Aparatına Sabitlenmesi.....	59
Geraldeli Aparatı (Geraldeli's Jig).....	61
Bağlanma Dayanıklılık Testleri Sırasında Meydana Gelen Başarısızlık Tipleri ve Kuvvetin Değerlendirmesi.....	63
Başarısızlık Tipleri.....	63
Koheziv Başarısızlık.....	63
Adeziv veya Arayüz Başarısızlığı.....	64
Karışık (Karma) Başarısızlık.....	64

BÖLÜM III

Yöntem.....	65
Çalışma Gruplarındaki Örnek Sayısının Belirlenmesi.....	65
Çalışma Modelinin Hazırlanması ve Yüzey Pürüzlendirme Protokolleri.....	68
Örnek Üzerine Tamir Kompoziti Uygulaması.....	74

Mikro Çekme Bağlanma Dayanım (μ TBS) Testi	75
Başarısızlık Tiplerinin Değerlendirilmesi	79
Pürüzlendirme İşlemleri Sonrası Yüzey Topografi Analizi.....	79
İstatistiksel Analizler.....	81

BÖLÜM IV

Bulgular.....	82
İstatistiksel Analiz Bulguları.....	82
Mikro Çekme Bağ Dayanım Verilerinin Analizi.....	82
Başarısızlık Tiplerinin Analizi.....	84
Taramalı Elektron Mikroskop Görüntüleri ve Analizi.....	86

BÖLÜM V

TARTIŞMA	89
----------------	----

BÖLÜM VI

SONUÇ VE ÖNERİLER.....	102
Sonuç.....	102
Öneriler.....	102
İleride Yapılacak Araştırmalara Yönelik Öneriler	103
Kaynakça.....	104
EKLER.....	147
Ek-1. Yayın	147
Ek-2. İntihal Raporu.....	163
Özgeçmiş.....	167

Tablolar Listesi

	Sayfa
Tablo 1. Günümüzde Kullanılan Çeşitli CAD/CAM Restoratif Materyaller	6
Tablo 2. Çalışmada Kullanılan Materyaller ve Özellikleri	66
Tablo 3. İki Yönlü Varyans Analizi Sonuçları	82
Tablo 4. μ TBS Verilerinin (MPa) \pm Standart Sapmaları ve Post-hoc Analizinin Çoklu Karşılaştırmaları	83

Şekiller Listesi

	Sayfa
Şekil 1. Seramik Restoratif Materyallerin Sınıflandırması	10
Şekil 2. Çalışmada Kullanılan CAD/CAM Blok Materyaller; A) Grandio Blocs, B) Shofu Block HC, C) Lava Ultimate	15
Şekil 3. Restorasyonun Nanohibrit Ormocer ile İntraoral Tamiri	25
Şekil 4. İmplant Destekli Zirkonya Köprüde Mevcut Palatinal Kırığın, Pencere Tipi Veneerle Restorasyonu	26
Şekil 5. Temaslı Ölçüm Cihazı ile Yüzey Parametresinin Değerlendirmesi	47
Şekil 6. Bıçak Sırtı ve Metal Loop (Tel) Yardımıyla Gerçekleştirilen Makro Makaslama Bağlanma Dayanımının Şematik Gösterimi	54
Şekil 7. Makro Çekme Bağ Dayanım Test Uygulamasının Şematik Gösterimi	55
Şekil 8. Kuvvetin Örnek Üzerine Tel Yardımıyla Yüklendiği Mikro Makaslama Bağ Dayanım Testinin Görünümü	56
Şekil 9. Mikro Çekme Bağlanma Dayanım Testinde Kullanılan Örnek Şekilleri. A) Çubuk Şeklinde, B) Dambıl Şeklinde Aşındırılmış, C) Kum Saati Şeklinde Aşındırılmış	58
Şekil 10. Aktif Kavrama ile Kullanılan Merkezi Çentikli Aparatlar: A) Geraldeli Aparatı, B) Ciucchi's Aparatı, C) Bencor Multi-T Cihazı	61
Şekil 11. Pasif Kavrama Cihazları: A) Dircks Cihazı, B) Perçin Kullanan Yarı Pasif Kavrama Cihazı	63
Şekil 12. Çalışma Planının Şematik Gösterimi	67
Şekil 13. A) RMS Blokların Hassas Kesim Cihazıyla Kesilmek Üzere İşaretlenmesi, B) Çalışmada Kullanılan Hassas Kesim Cihazı, C) Kesim Sonrası Elde Edilen $14 \times 16 \times 6$ mm Boyutlarında Örnekler	68
Şekil 14. Çalışmada Kullanılan; A) Termal Siklus Cihazı, B) Su Banyosu, C) Ultrasonik Temizleme Cihazı	69
Şekil 15. RMS Materyallere Uygulanan Yüzey İşlemlerinin Şematik Diyagramı	70

Şekil 16. Örnek Bağlantı Yüzeyinin Yeşil Kuşak Elmas Frezle Pürüzlendirilmesi	71
Şekil 17. Örnek Bağlantı Yüzeyine Uygulanan Al ₂ O ₃ Partikül Abrasyonu	71
Şekil 18. Çalışmada Kullanılan Er,Cr:YSGG Lazer Cihazı	72
Şekil 19. Hassas Kesim Cihazına Sabitlenmesini Sağlayacak, Tabanda Birbirine 90 ⁰ 'lik Açığa Sahip İki Kenarlı Akrilik Rezinin Üretilmesi ve Örneğin Üzerine Yapıştırılması	73
Şekil 20. Yüzey İşlemi Uygulanmış Örneklerin Akrilik Üzerine Siyanoakrilat Rezin ile Yerleştirilmiş Görünümü. C: Kontrol, G: Frezle Pürüzlendirme, APA: Al ₂ O ₃ Partikül Abrasyonu ile Pürüzlendirme, LI: 2W-Er:Cr,YSGG Lazer ile Pürüzlendirme, APA+LI: Al ₂ O ₃ Parçacıkları Ardından 2W-Er:Cr,YSGG Lazer ile Pürüzlendirme	73
Şekil 21. Tamir Kompoziti Uygulamak Üzere Silikon Matris Elde Edilmesi	74
Şekil 22. Tamir Kompoziti Olarak Kullanılan Grandio SO Nanohibrit Kompozit Rezin	75
Şekil 23. Silikon Matris Yardımıyla Uygulan Tamir Kompoziti	73
Şekil 24. A) Hassas Kesim Cihazıyla Kesilmiş Örnekler (Solda) ve Kesilmek Üzere Çizilerek, Çevresi Akrilik Rezinle Sarılmış Örnekler (Sağda), B) Örneğin Cihaza Sabitlenerek Elmas Disk ile Kesilmesi, C) Yatay ve Dikey Kesiler Sonrası Görünüm, D) Kesi Sonrası Presel ile Toplanan Örnekler	76
Şekil 25. Tamir Kompoziti-Materyal Bağlantı Arayüz Kesit Alanı, Dijital Bir Kumpas ile Ölçülmüştür	77
Şekil 26. Geraldeli Aparatı ve Üniversal Test Cihazına Yerleştirmeden Önce Üst Kısmı Merkezi Çentiğe Yapıştırılan Örnek (Solda), İki Eş Plaka ve İçerisinde Bulunan Dikey Hizalayıcı Kayar Çubukların Görünümü (Sağda)	78
Şekil 27. Çalışmada Kullanılan Universal Test Cihazı (Solda), Örneğin Test Aparatına Siyanoakrilat Rezin ile Yapıştırılmış Görünümü (Sağda)	78

Şekil 28. Başarısızlık Tiplerini Değerlendirmede Kullanılan Stereomikroskop	79
Şekil 29. A) Örnek Yüzeyinin Altın-Paladyum ile Kaplanması, B) Çalışmada Kullanılan SEM ve Örneklerin Görüntülenmek Üzere Cihaz Aparatına Yerleştirilmiş Hali	80
Şekil 30. Farklı Yüzey İşlemleri Sonucu RMC Materyallerde Elde Edilen μ TBS (MPa) Verileri	83
Şekil 31. Mikro Çekme Bağ Dayanım Testi Sonrası Gerçekleşen Başarısızlık Tipinin Örneklere Göre Dağılımı (%)	85
Şekil 32. Stereomikroskop ile Gözlenen Farklı Başarısızlık Tipleri ($\times 40$ Büyütme). A)Adeziv Başarısızlık, B)Direkt Rezin Kompozit Koheziv Başarısızlık, C)Karışık (Karma) Başarısızlık, D) RMS Koheziv Başarısızlık	86
Şekil 33. Frezle Pürüzlendirilen RMC Materyallerinin Mikrograf Görüntüleri ($\times 30$ büyütme)	87
Şekil 34. Örnek Yüzeylerinin Taramalı Elektron Mikrografları (orijinal büyütme $\times 1000$). GB,Grandio Bloes; HC,Shofu Block HC; LU,Lava Ultimate; C,Kontrol; G,Frezle Pürüzlendirme; APA,Al ₂ O ₃ Partikül Abrazyonu; LI,2W-Er,Cr:YSGG Lazer İrradiasyonu; APA+LI,Al ₂ O ₃ Partikül Abrazyonu + 2W-Er,Cr:YSGG Lazer İrradiasyonu. Beyaz Oklar, Yüzeyde Tespit Edilen Çatlak Hatlarını Göstermektedir	88

Kısaltmalar

%:	Yüzde
°:	Derece
°C:	Derece Santigrat
μTBS:	Mikro Çekme Bağlanma Dayanımı
μm:	Mikrometre
μs:	Mikrosaniye
10-MDP:	10-Metakriloiloksidil Dihidrojen Fosfat
4-META:	4-Metakriloksietil Trimetil Anhidrit
–si-o-si–:	Silikon Oksit
ADA:	American Dental Association
APA:	Al ₂ O ₃ Partikül Abrazyonu
Al ₂ O ₃ :	Alüminyum Oksit
APF:	Asidüle Fosfat Florür
ASTM:	American Society for Testing and Materials
Bis-GMA:	Bisfeno-A-Glisidil Metakrilat
Bis-EMA:	Etoksilated bisfenol-A-dimetakrilat
B ₂ O ₃ :	Diboron Trioxide
C:	Kontrol Grubu
CAD/CAM:	Bilgisayar Destekli Tasarım/ Bilgisayar Destekli Üretim
Ca:	Kalsiyum
CaO:	Kalsiyum Oksit
cm:	Santimetre
CO ₂ :	Karbondioksit
dk:	Dakika
EDMA:	Etilen Glikol Dimetakrilat
Er,Cr:YSGG:	Erbiyum, Krom: İtiryum, Skandiyum, Galyum, Garnet
Er:YAG:	Erbiyum: İtiryum, Alüminyum, Garnet
G:	Elmas Frezle Pürüzlendirme Grubu
GPa:	Elastisite Modülü
HC:	Shofu Block HC
HEMA:	Hidroksietilmetakrilat
HF:	Hidroflorik Asit

H ₃ PO ₄	Fosforik Asit
HV:	Vickers Sertlik Ölçütü
Hz:	Hertz
ISO:	International Organization for Standardization
K ₂ O:	Potasyum Oksit
LI:	2W-Lazer İrradiasyon Grubu
LU:	Lava Ultimate
mm:	Milimetre
MDTMD:	10-metakriloksipropiltrimetoksisilan
MPa:	Mega Pascal
MHZ:	Megahertz
MMA:	Metil Metakrilat
MPTS:	Metakrilolpropil-trimetoksisilan
N:	Newton
Na ₂ O:	Sodyum Oksit
Nd:YAG:	Neodmiyum İtruyum Alüminyum Garnet
nm:	Nanometre
NPG-GMA:	Gliserofosforik asit dimetakrilat
GB:	Grandio Blocs
OTMS:	Oktiltrimetoksisilan
PICN:	Polimer İnfiltre Seramik Ağ
PMMA:	Polimetil metakrilat
RMS:	Rezin-Matriks Seramik
SBU:	Single Bond Universal
SEM:	Taramalı Elektron Mikroskobu
sn:	Saniye
SiO ₂ :	Silikon Dioksit
TEGDMA:	Trietilenglikol Dimetakrilat
TSC:	Tribokimyasal Kaplama
UDMA:	Üretan Dimetakrilat
UDMS:	Üretan Dimetakrilat Silan
W:	Watt
Zr:	Zirkonyum
ZrO ₂ :	Zirkonyum Oksit

BÖLÜM I

Giriş

Hastaların estetik restorasyonlara olan talebi gün geçtikçe artmaktadır. Bu talebin bir sonucu olarak, var olan restoratif materyallerin geliştirilmesi ve alternatiflerinin üretilmesi ihtiyaç olmuştur (Aziz vd., 2020). Sabit protetik restorasyonlarda metal destekli seramik sistemlerin başarısı kanıtlanmış olsa da biyouyumluluk ve optik özelliklerinin kalitesi konusundaki endişeler tam seramik indirekt restorasyonlara yönelimi hızlandırmıştır (Tennert vd., 2022; Ispas vd., 2022). Bu restorasyonlar, doğal dişin optik özelliklerini taklit etmede başarılı olsa da düşük çekme ve kırılma dayanımı sunmaktadır (Banerji vd., 2017). Çalışmalarda restorasyonlar üzerine gelen yüklerin, molar ve premolar dişlerin oklüzal yüzeyinde, kesici dişlerin ise palatinal yüzeyinde temasa bağlı hasarla sonuçlandığı gösterilmiştir (Duzyol vd., 2016).

Bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) teknolojisi; indirekt restorasyonların hasta başında tek seansta üretimini mümkün kılması, konvansiyonel yolla üretilenlere kıyasla daha iyi mekanik özelliklere sahip olması, tabakalar halinde atma ve kırılma riski daha düşük olması ve optimum kalitede estetik restorasyonların elde edilmesi gibi avantajlarla, her geçen gün daha da popüler hale gelmektedir (Kilinç vd., 2016; Peumans vd., 2016; Pop-Ciutrla vd., 2016). Çağdaş diş hekimliğinde, farklı özellikler gösteren çok sayıda CAD/CAM materyali mevcuttur (Li vd., 2014; Lim vd., 2010; Mormann vd., 2013). Kendine özgü avantajları ile estetik diş hekimliğinde en yaygın kullanım alanına sahip materyaller; seramik ve kompozitlerdir. Yakın geçmişte, her iki materyalin de avantajlarını bir araya getiren, doğal dişin fiziksel ve yapısal özelliklerini taklit eden; nanoseramikler ve polimer infiltre seramik ağ yapısına sahip rezin-matriks seramik (RMS) materyaller geliştirilmiştir (Lambert, 2017; Li vd., 2014; Liebermann vd., 2015; Lim vd., 2010; Mormann vd., 2013). RMS materyaller, dayanıklılık ve renk stabilitesi gibi seramiklerin avantajlı özellikleri ile kompozit rezinlerin geliştirilmiş esneme dayanımı ve düşük aşındırıcılık özelliklerini bir araya getirmeyi amaçlamaktadır (Çınar vd., 2019; Güngör vd., 2016; Li vd., 2014). Yumuşak matriks yapısı nedeniyle frezelenmesi, bitirme ve cila işlemlerinin daha kolay olması; intraoral tamiri mümkün olması; direkt kompozit restorasyonlara kıyasla gelişmiş

marjinal uyum göstermesi; fırınlama gerektirmemesi; daha iyi kırılma direncine sahip olması gibi özellikler sergilediklerinden RMS materyallere duyulan ilgi son zamanlarda artmıştır (Della Bona vd., 2014; Peumans vd., 2016; Sen & Us, 2018).

Hasar görmüş restorasyonlar klinik pratiğinde sıklıkla karşılaşılan bir durumdur. Bu gibi durumlarda restorasyonun kompozit rezin ile intraoral tamiri, düşük maliyetli olması, konservatif olması, tek seansta yapılabilmesi, daha az diş-doku kaybı ve pulpal travmaya oluşturmadığından, indirekt restorasyonun çıkarılması ve yenilenmesine kıyasla öncelikli olarak tercih edilmelidir (Loomans vd., 2017; Loomans & Özcan, 2016). Restorasyonların tamiri için standart bir adeziv rezin materyali bulunmadığından bu işlem, yüzey pürüzlendirmesi ile silan kaplama ajanlarının kombine uygulaması ile gerçekleştirilmelidir (Arpa vd., 2019; Barutçigil vd., 2019). Tamir kompoziti ile kırık restorasyon arasındaki mikromekanik kilitlenme ve kimyasal bağlantı, tamir prosedürü için çok önemli bir faktördür (Pameijer vd., 1996).

Yapılan birçok çalışma ile RMS bloklara uygulanan elmas frez veya silikon karbid disk ile aşındırma, tribosilika kaplama (TSC), alüminyum oksit (Al_2O_3) partikül abrazyonu, asit ile pürüzlendirme, silan kaplama ajanları, adeziv sistemler gibi çeşitli yüzey işlemlerinin rezin kompozitinin tamir bağlanma dayanımını arttırdığını gösterilmiştir (Elsaka, 2015; Erdemir vd., 2014; Silva vd., 2018). Alternatif olarak, tamir edilecek materyaller üzerinde üniversal bir adezivin kullanılması, kompozit rezin partikülleri ile materyalin fonksiyonel monomerlerinin asidik grubu arasında iyonik etkileşim yoluyla kimyasal bağlantının elde edilmesini sağlar (Loomans vd., 2017). Geleneksel fonksiyonel monomerlere ek olarak bu adezivler, fosfat monomer (metakridiloksidil dihidrojen fosfat [MDP]) ve silan içermektedir (Alex, 2015). Silan, seramiğin kristal kısmı ile kompozit rezinin organik kısmı arasında etkileşime girdiğinden, bağlayıcı ajan olarak kullanılmaktadır (Nagayassu, 2006).

Yeni bir yöntem olarak lazer irradyasyonu; kompozitler, seramikler veya RMS materyaller için alternatif bir yüzey pürüzlendirme stratejisi olarak önerilmektedir (Bayraktar vd., 2021; Çelik vd., 2019). Böylece, restoratif materyalin yüzey pürüzlülüğünü artırarak mikromekanik retansiyon elde etmek amacıyla Neodmiyum İtiryum Alüminyum Garnet (Nd:YAG), Erbiyum: İtiryum, Alüminyum, Garnet (Er:YAG) ve Erbiyum, Krom: İtiryum, Skandiyum, Galyum, Garnet

(Er,Cr:YSGG) lazerlerin kullanımı, birçok araştırmacı tarafından tercih edilmektedir (Kasraei vd., 2014; Kirmali vd., 2015). Uygulama esnasında salınan lazer ışını lazer sistemindeki su tarafından emilmekte, meydana gelen mikro patlamalar ise materyal yüzeyinin özellikle inorganik kısımdan partiküller uzaklaştırmakta ve mikro gözenekler oluşturmaktadır (Cengiz-Yanardag vd., 2019).

Problem Durumu

Sert restoratif materyaller dayanıklı mekanik özellikler sergilemelerine karşın, azalan bükülme dayanımı nedeniyle çiğneme kuvvetleri altında kırılmaya karşı daha hassastır (Goia vd., 2006). Restoratif prosedürlerde kullanılan çeşitli materyallerin farklı kimyasal bileşimi de tamir potansiyelini etkileyebilmektedir (Bayraktar vd., 2021). Geleneksel seramik restorasyonların aksine, yüksek basınç ve sıcaklık altında endüstriyel polimerizasyon ile gerçekleştirildiğinden CAD/CAM restorasyonların kırık tamiri çok daha zordur. Bu şekilde gerçekleşen polimerizasyon, yüksek oranda bir dönüşüm (%95'e kadar) sunar (Knocloch vd., 1999), böylece karbon-karbon çift bağlarının sayısını azaltır ve intraoral tamiri daha zor hale getirir. Bu bakımdan, tamirden önce bu restorasyonlara özel yüzey işlemlerinin uygulanması büyük önem taşır (Bähr vd.,2013). RMS materyaller özellikleri değişkenlik gösterdiğinden, sadece tamir yönteminde değil, bağlanma dayanımını artırmak üzere uygulanacak ideal yüzey işlemi ile ilgili literatürde hala fikir birliği yoktur (Loomans vd., 2017; Sismanoglu vd., 2020; Üstün vd., 2018; Verissimo vd., 2020).

Araştırmanın Amacı

Tam seramik restorasyonların ağız içi tamiri literatürde kapsamlı şekilde araştırılmış olmasına rağmen (Erdemir vd., 2014; Kasraei vd., 2014; Kirmali vd., 2015; Loomans vd., 2017); RMS blokların yüzey işlemleri ve intraoral tamir protokolü ile ilgili bilimsel veriler sınırlıdır. Bu nedenle çalışmada çeşitli yüzey işlemlerinin, termal yaşlandırma işlemine tabi tutulmuş RMS materyalleri ile tamir kompoziti arasındaki mikro çekme bağlanma dayanımına (μ TBS) etkisini incelemek amaçlanmıştır.

Hipotezler

Bu tez çalışması iki hipoteze sahiptir. Bunlar:

1. RMS materyal tipi, μ TBS değerlerini etkileyecektir.
2. Farklı yüzey işlem grupları, μ TBS değerleri üzerinde etkili olacaktır.

Araştırmanın Önemi

Bu çalışmanın bulguları, RMS materyaline göre hangi prosedürün takip edilmesi ile başarılı tamir işlemi elde edilebileceğine açıklık getirecektir. Uygulanan yüzey işlemleri arasında lazerlerin, frezle pürüzlendirme ve alüminyum oksit partikül abrazyon gibi üretici firmaların önerdiği yöntemlere göre etkinliği kıyaslanabilecek ve alüminyum oksit partikül abrazyonu ile lazer irradyasyonunun kombine kullanımının materyal üzerindeki etkisi belirlenecektir. RMS materyallerin, ağız ortamında bir yıllık kullanımının ardından tamir kompoziti ile olan bağlantısının simüle edildiği bu tez çalışması, doğru yüzey işleminin seçimi noktasında klinisyenlere yol göstererek hasarlı bir restorasyonun klinik kullanım ömrünü uzatabilme imkanı sağlayacaktır.

BÖLÜM II

Kuramsal Çerçeve ve İlgili Araştırmalar

CAD/CAM ve Hasta Başı Uygulamaları

Diş hekimliğinde bir yanda dijital teknolojilerin tanıtılmasının sinerjik etkisi, diğer yanda uygun mekanik ve estetik özelliklere sahip materyallerin evrimi, protetik restoratif diş hekimliğinde köklü bir değişime yol açmıştır. Hasta başı CAD/CAM uygulamaları giderek daha fazla hekim tarafından kullanılmaktadır. Bunun sonucu olarak ise üreticiler, bir yandan hasta başında geçen süreyi azaltırken, diğer yandan ise yüksek hassasiyete sahip, daha estetik materyaller üretmektedir.

CAD/CAM teknolojisinde iş akışı üç temel aşama içermektedir:

- İntraoral alanın dijitalizasyonu: Gerekli yazılım dahilinde, intraoral tarayıcı cihazı ile dijital ölçü alım aşamasıdır.
- 3D sanal tasarım: Preparasyon yapılmış sahaya özgü restorasyonun sanal ortamda okluzal ve kontakt ilişkileri gözeterek tasarlanmasıdır.
- Restorasyon üretimi: Bir malzeme bloğundan başlayarak istenen restorasyonun frezelenmesini gerektiren çıkarmalı üretim süreçlerinin kullanımı.

1980'lerde piyasaya çıkan ilk nesil CAD/CAM cihazları, abutment dişin optik ölçüsüne ve sayısal olarak kontrol edilen bir freze makinesine dayanmaktaydı. Geçmişten günümüze meydana gelen teknolojik gelişmeler neticesinde farklı endikasyon sahalarına (inley, onley, veneer, endokron, köprü ve implant abutmenti) sahip birçok CAD/CAM sistemi geliştirilmiştir (Mörmann, 2004; Vichi vd., 2013). Dental restorasyonların CAD/CAM sistemi ile tasarlanıp üretilmesi birtakım avantajlar sunar (Al Essa, 2019):

- Geleneksel ölçü yöntemlerine gerek yoktur.
- Restorasyonlar tek seansta üretilebilmektedir.
- Hasta başında geçen süreyi kısaltır.
- Yüksek hassasiyetle üretim gerçekleştirilmektedir.
- Restorasyon nitelikleri iyileştirilir.
- Geleneksel döküm tekniği için gerekli laboratuvar ekipmanlarının kullanımını ortadan kaldırır.

- Doğal görünümüne sahip restorasyonlar üretilebilir.
- Daha hızlı tasarım ve üretime olanak tanır.

CAD/CAM sistemlerinin bir diğer avantajı ise yeni materyallerin kullanımına olanak tanınmasıdır (Kalayci & Bayindir, 2015). Cam seramikler, yüksek estetik özellikleri nedeniyle özellikle anterior sahada sıklıkla tercih edilmektedirler (Albakry vd., 2004; Fasbinder, 2012). Ancak mekanik özellikleri posterior sahadaki kuvvetlere kaldıracabilecek kadar güçlü değildir. Dolayısıyla hem cam seramiklerin mekanik özellikleri çeşitli yöntemlerle iyileştirmeye çalışırken (Giordano, 2006; Reich & Hornberger, 2002); bir yandan da alternatif yeni materyaller geliştirmeye çalışmaktadır. Bu amaçla en son geliştirilen materyaller, nanoseramikler ve hibrit seramiklerdir. Söz konusu materyaller, seramik ve kompozitlerin avantajlı özelliklerini bir araya getirmektedir (Ceren vd., 2016).

Hasta başı üretim için mevcut CAD/CAM materyalleri, içeriklerine göre sınıflandırılabilir (Tablo 1).

Tablo 1.

Günümüzde Kullanılan Çeşitli CAD/CAM Restoratif Materyaller (Marchesi, 2021)

Kategori	Açıklama	Ticari İsim	Üretici Firma
Seramik	Feldspatik seramik	Vitablocs Mark II	Vita Zahnfabrik
		CEREC Blocs	Dentsply Sirona
		Vitablocs Triluxe	Vita Zahnfabrik
		Vitablocs RealLife	Vita Zahnfabrik
	Lösitle güçlendirilmiş seramik	IPS Empress CAD	Ivoclar Vivadent
		Initial LRF Block	GC
		Lityum disilikat	IPS e.max CAD
	Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum disilikat	Amber Mill	HASS
		Tessera	Dentsply Sirona
		Celtra Duo	Dentsply Sirona
Kompozit	Bis-GMA kompozit	Paradigm MZ100	3M
Rezin		Brilliant Crios	Coltene/Whaledent
		Grandio Blocs	Voco

Tablo 1 (Devamı).

		LuxaCam kompozit	DMG Fabrik
		Tetric CAD	Ivoclar Vivadent
Hibrit	Nanoseramik	Lava Ultimate	3M
Seramik		Cerasmart	GC
		Shofu Block HC	Shofu
		Mazic Duro	Vericom co.
		Avencia Block	Kuraray Noritake Dental
	PICN	Enamic	Vita Zahnfabrik
Zirkonya	Tetragonal zirkonya	CEREC Zirconia e.max	Dentsply Sirona
		ZirCAD	Ivoclar Vivadent
		Katana Zirconia Block	Kuraray Noritake Dental
		Mazic Zir	Vericom co.
		LuxaCam Zircon HT Plus	DMG Fabrik
Rezin	PMMA	TelioCAD	Ivoclar Vivadent
		Cad Temp	Vita Zahnfabrick
		Mazic Pro	Vericom co.
		LuxaCam PMMA	DMG Fabrik
		ArtBlock Temp	MERZ

Dental Seramikler

Seramikler, doğal optik özellikleri sayesinde diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır (Banerji vd., 2017). Porselen jaket kron olarak da bilinen ilk tam seramik kron 1886 yılında Land tarafından geliştirilmiştir. Ancak kırılmaya eğilimli doğası nedeniyle kullanımı son derece sınırlı kalmıştır. Daha sonra McLean ve Hughes (1965), platinyum folyo tekniğiyle “alümina ile güçlendirilmiş seramikler” üretmişlerdir. Söz konusu seramikler porselen jaket kronlara kıyasla iki kat daha güçlü kırılma dayanımı sergilemişlerdir. Zirkonya diş hekimliği alanına 1990’lı yıllarda giriş yaparken; uzunca süre sadece sabit protezler için altyapı materyali olarak kullanılmıştır (Conrad, 2007).

Diş hekimliğinde kullanılan porselenler, sinterleme (porselen içindeki partiküllerin eriyerek birleşmesi durumu) ile elde edilen, içinde lösit kristalleri

bulunan camsı bir matriks olup tümü ile cam faza geçmemiş seramik türüdür (Çökük, 2007). Seramik kristalindeki atom bağları hem iyonik hem de kovalent karakterdedir. Bu güçlü bağlar, seramiklere; stabilite, sertlik, sıcağa ve kimyasal maddelere direnç gibi özellikler sağlamaktadır. (O'brien, 2002). Yapısında birçok üstün özellikler taşısa da; bitirme işlemleri öncesi seramikler kırılma özelliği göstermektedir (Fischer & Marx, 2001). Porselenin kırılma yapısı, restorasyonun uzun yıllar kullanılabilme olasılığını azaltmaktadır. Porselen yüzeyindeki kırılmalar ve yüzey cilasının kaybı, hem karşıt dişlerde aşınmalara hem de plak birikiminin artmasına neden olmakta, bu durum ise protetik tedavinin başarısını olumsuz yönde etkilemektedir (Özdoğan vd., 2015).

Mevcut ürün sayısının fazla olması ve yeni ürünlerin piyasaya sürülme hızı, günümüz klinisyenlerini seramik restoratif materyal seçerken karmaşık bir karar süreci ile karşı karşıya bırakmaktadır. Seçim ise nadiren materyalin özelliklerinin tam olarak anlaşılmasına dayanır. Daha sıklıkla, in vitro ölçülen dayanıklılık, translusensi, üretim teknikleri, gibi kriterlere dayanmaktadır (Gracis vd., 2015).

Diş hekimliğinde kullanılan seramik materyallere yönelik bir sınıflandırma sistemi kullanımı, iletişim ve eğitim dahil olmak üzere çeşitli amaçlar için faydalıdır. İdeal bir sınıflandırma sistemi, materyalin nerede kullanılacağı (anterior ve posterior), ne tür restorasyon için (kısmi veya tam, kısa veya uzun) ve nasıl simante edileceği (yapıştırıcıya karşı geleneksel olarak) hakkında klinik olarak yeterli bilgileri sağlamaya yardımcı olmalıdır. Dental seramiklerin; klinik endikasyonları, içerikleri, pürüzlendirilebilirlikleri, üretim metodları, fırınlama sıcaklıkları, mikroyapıları, translüsensileri, kırılmaya karşı dirençleri, karşıt diş üzerindeki abrazyon etkileri hedef alınarak çeşitli sınıflandırma sistemleri önerilmiştir (Anusavice vd., 2012; Guess vd., 2011; Helvey, 2014; Sakaguchi & Powers, 2012). Ancak bu sınıflamalar, yeni restoratif materyallerin dahil edilmesi noktasında belirsizlik yaratmakta; söz konusu yeni materyallerin sınıflamaya entegrasyonuna kolayca izin vermemektedirler (Gracis vd., 2015). Seramikleri, içeriklerine göre sınıflandırmak doğru yönde atılmış bir adımdır. Çünkü hem teknisyen hem de klinisyen tarafından seramik içeriğinin bilinmesi, optimal sonuçlar için oldukça önemlidir. Buna karşın, bu girişimlerin şimdiye kadar ne yazık ki çok genel kaldığı ve pratik olmadığı gösterilmiştir (Martin, 2012; Shenoy & Shenoy, 2010).

Kelly ve Benetti (2011) tarafından geliştirilmiş sınıflamada, seramik materyaller cam içeriğine göre kategorize edilmiştir. Bu sınıflamaya göre seramikler üç grup altında toplanmıştır:

- Ağırlıklı olarak camsı materyaller
- Partikül doldurucu cam seramikler
- Polikristalin seramikler

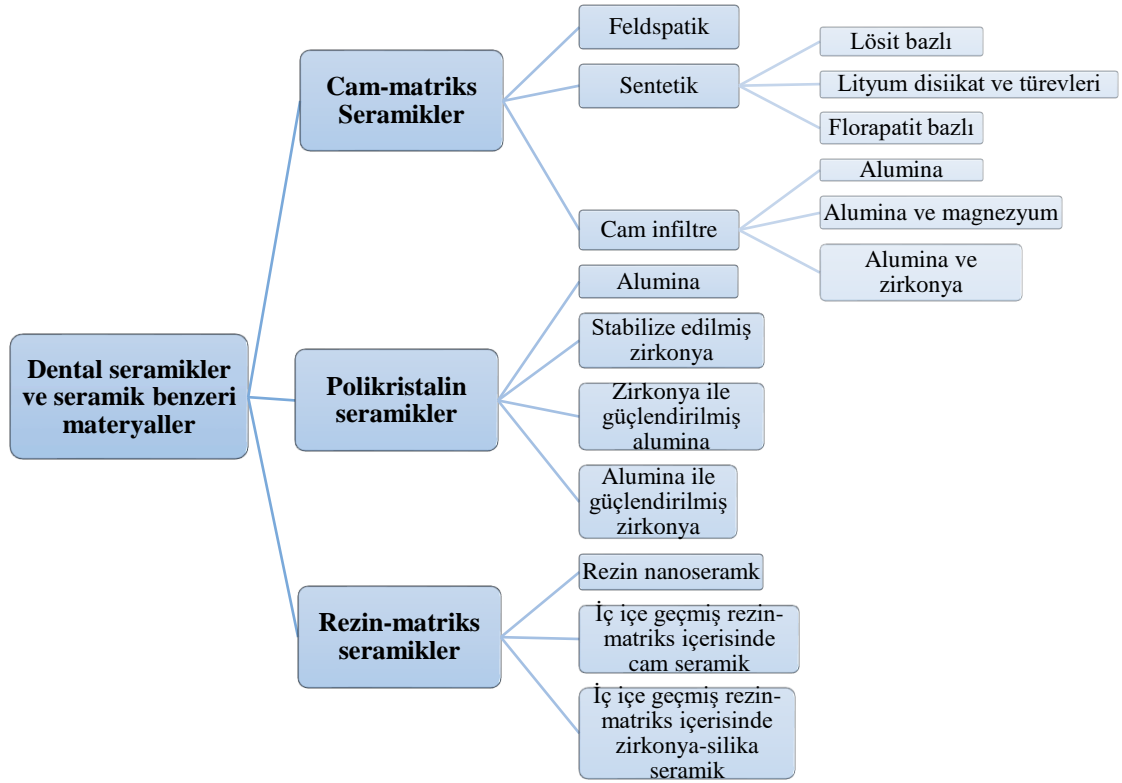
Ancak seramikler, materyalin üretim sürecinde doğal olarak meydana gelen bileşimlerinden (feldspar) uzaklaşarak sentetik olarak türetilen örneklerinin ortaya çıkmasıyla değişikliğe uğramıştır. Bu sebeple Kelly ve Benetti (2011) sınıflandırılması, seramik endüstrisindeki temel gelişmeler göz önüne alındığında istenilen ölçüde yeterli olmamaktadır. Diğer yandan, yeni geliştirilen sentetik materyallerin içeriği ve özelliklerinin bilinmesi, diş hekimi ve diş teknisyeni açısından önemlidir. Bu, yeni üretilen materyallerin standardizasyon ve kalite kontrolü açısından gelişmesiyle sonuçlanmıştır.

Söz konusu seramik materyal sınıflaması, yüksek oranda seramikle doldurulmuş rezin-matriks seramikleri içermemektedir. Bu materyaller, seramik benzeri özelliklere sahip oldukları ve herhangi bir sınıflandırma sisteminde göz ardı edilmemeleri gerektiği için American Dental Association (ADA) tarafından “seramik” sınıfı içinde anılmıştır. Bu ve diğer değerlendirmeler ışığında, Gracis vd. (2015) seramik restoratif materyalleri üç ana başlık altında sınıflandırmak için yeni bir yaklaşım önermiştir (Şekil 1):

- **Cam Matriks Seramikler:** Cam fazı içeren, metalik olmayan inorganik seramik materyallerdir.
- **Polikristalin Seramikler:** Herhangi bir cam fazı içermeyen, metalik olmayan inorganik materyallerdir.
- **Rezin-matriks Seramikler:** Porselenleri, camları, seramikleri ve cam seramikleri içerebilen ağırlıklı olarak inorganik dayanıklı bileşikler içeren polimer matrikslerdir.

Şekil 1

Seramik Restoratif Materyallerin Sınıflandırması (Gracis vd., 2015)



Cam-Matriks Seramikler

Cam matriks seramikler; feldspatik, sentetik ve cam infiltre edilmiş seramikler olarak üç alt gruba ayrılmaktadır (Gracis vd., 2015). Feldspatik seramikler mine ve dentinin optik özelliklerini en iyi yansıtan seramiklerdir. Dental seramiklerde bulunan cam içeriği, esas olarak feldspat adı verilen mineral grubundan türetilirken; silika (silikon oksit) ve alüminaya (alüminyum oksit) dayanmaktadır (Giordano, 2000). Günümüzde feldspatik seramikler, metal ve seramik altyapıların veneerlenmesinde halen kullanılmaktadır (Gracis vd., 2015). İşlenmemiş doğal materyallere olan bağımlılığı azaltmak için seramik endüstrisi sentetik materyalleri kullanmaya başlamıştır. Sentetik seramiklerin kompozisyonu, üreticiler arasında değişiklik göstermesine rağmen genellikle silikon dioksit (SiO_2), potasyum oksit (K_2O), sodyum oksit (Na_2O) ve Al_2O_3 içermektedirler. Lösit bazlı olanlar, lityum disilikat ve türevleri, florapatit bazlı olanlar sentetik seramikler içerisinde yer alırlar. Bu materyallerin cam fazları, metallere termal genişleme uyumluluğunu artırmak ve

geliştirilmiş dayanım için lösite ek olarak apatit kristalleri ile birleştirilebilir. Tam seramik altyapı üzerine veneer materyali olarak kullanıldığında, bu materyaller ilgili altyapının termal genişleme katsayısına uyacak şekilde değişebilmektedir (Gracis vd., 2015).

Bir diğer sentetik seramik olan cam infiltre edilmiş seramiklerin ilk örneği, 1989 yılında kayar döküm tekniğiyle üretilen In-Ceram Alümina adıyla piyasaya sürülmüştür. Yoğun şekilde paketlenmiş Al_2O_3 , bulamaç formda öncelikle refraktör day üzerinde sinterlenmektedir ve alümina parçacıklarının gözenekli bir iskeleti oluşturulmaktadır. Sonrasında porözlerin içerisine daha dayanıklı bir yapı oluşturmak için ikinci fırınlamada lanthanum camı infiltre edilmektedir. Alumina, alumina ve magnezyum, alümina ve zirkonya içerikli cam infiltre seramikler bu grup içerisinde yerini almaktadır. Günümüzde ise bu materyallerin kullanımı, özellikle CAD/CAM için lityum disilikat ve zirkonyumun artan popülaritesi nedeniyle azalmıştır (Gracis vd., 2015).

Polikristalin Seramikler

Polikristalin seramiklerde ise cam matriks içeriği bulunmamaktadır. Tüm atomları yoğun bir şekilde kristal matriksler halinde gruplandırılır, bu da cam seramiklere kıyasla kırılmaya karşı daha dirençli bir materyal olmasını sağlamaktadır (Giordano, 2000). Buna karşın cam faz eksikliği nedeniyle sınırlı translüsensiye sahiptir ve hidroflorik asitle pürüzlendirilmesi güçtür (Sriamporn vd., 2014).

Alumina, stabilize edilmiş zirkonya, alümina ile güçlendirilmiş zirkonya, zirkonya ile sertleştirilmiş alümina polikristalin seramikler içerisinde yer alırlar. 1990'ların ortasında CAD/CAM'de kullanılmak üzere geliştirilen alumina seramikler, yüksek oranda Al_2O_3 içeriğine (%99.5) sahiptir. Bununla birlikte yüksek sertlik (17-20 GPa) ve dayanım göstermektedirler. Yüksek elastisite modülü ($E = 300$ GPa) ise kırılmalara karşı materyali savunmasız kılmıştır (Guess, 2011; Scherrer vd., 2008). Gelişmiş mekanik özelliklere sahip materyallerin tanıtımı ile kullanımları azalmıştır (Gracis vd., 2015). Zirkonyum oksit (ZrO_2), itriyum oksit (Y_2O_3) ile stabilize edildiğinde ise dental uygulamalar için en iyi özellikleri sunmaktadır. Zirkonya yüzeyinde bir stres oluştuğunda, meydana gelen faz transformasyonu kırık/çatlak ilerlemesini önleyen sertleştirici mekanizma olarak görev yapmaktadır ve

bu fenomen dönüşüm sertleşmesi olarak ifade bulmaktadır (Qualtrough & Piddock, 2002; Shenoy & Shenoy, 2010).

Rezin-Matriks Seramikler (RMS)

Bu kategori, yüksek oranda seramik partiküllerle doldurulmuş organik matriksli materyalleri içermektedir. Seramiklerin geleneksel tanımı, "istenen özellikleri elde etmek için genellikle yüksek sıcaklıkta fırınlanarak işlenen metalik olmayan inorganik malzemeler." şeklindedir. Bu tanım dikkate alındığında, organik bir matriksin varlığı, rezin-matriks seramik materyalleri teorik olarak bu sınıflamanın dışında tutacaktır (Ahlberg vd., 2003; Powers, 2006). Bununla birlikte, rezin-matriks seramikler sınıflamaya dahil edilmelidir, çünkü ADA Dış Prosedürleri ve İsimlendirme Yasası (2015) porselen/seramikleri: "Porselenler, camlar, seramikler ve cam seramikler dahil olmak üzere ağırlıklı olarak inorganik ateşe dayanıklı bileşikler içeren preslenmiş, fırınlanmış, cilalanmış veya frezelenmiş malzemeler" olarak tanımlamaktadır. Bu sınıflamadaki materyaller daha az oranda organik fazın (polimer) varlığından bağımsız olarak ağırlıkça %50'den fazla ısıya dayanıklı inorganik bileşiklerden oluştukları için bu kategoriye girmektedirler. Üreticiler, bu seramik benzeri materyaller için çok çeşitli endikasyonlar önermektedir.

Tanımla ilgili tüm tartışmalara rağmen, üreticiler rezin-matriks seramik materyalleri geliştirmek üzerine birtakım gerekçelere sahiptir. Bunlar (Gracis vd., 2015):

- Geleneksel seramiklerle kıyaslandığında dentinin elastisite modülünü daha iyi simüle etmek,
- Cam matriks seramikler (örneğin lityum disilikat sentetik seramikler) veya polikristalin seramiklere kıyasla üretimi ve intraoral uyumlaması daha kolay bir materyal geliştirmek,
- Kompozit rezinle tamir veya modifikasyonu kolaylaştırmak gibi gerekçeleri içermektedir.

Rezin-seramik kombinasyonuna sahip CAD/CAM bloklar içeriğindeki seramik oranıyla doğru orantılı olarak; cilalanabilme, estetik, biyouyum, aşınma ve renklenmeye karşı direnç gibi özellikleri de artmaktadır (Li vd., 2014; Lim vd., 2010; Mörmann vd., 2013).

CAD/CAM’de kullanılmak üzere farklı içeriklere sahip RMS materyalleri formüle edilmiştir. RMS materyalleri, inorganik bileşimlerine göre alt gruplara ayrılmaktadır (Gracis vd., 2015):

Rezin nanoseramikler. Son zamanlarda silika bazlı seramiklerin zayıf mekanik özellikleri nedeniyle, kompozit bazlı restoratif materyaller tercih edilmektedir (American Dental Association, 2015; Sriamporn, 2014). Kompozit bazlı restoratif materyaller, dişe yakın elastisite modülü değerleri ile birlikte dişe benzer oklüzal kuvvet karşılama kapasitesine sahiptirler. Diğer yandan ise kompozit materyallerin yetersiz yüzey sertliğinden dolayı cilalanmış yüzeylerin aşınmaya bağlı kaybı, seramiklere kıyasla daha hızlı gerçekleşmektedir (Miyazaki vd., 2013). Bu nedenle kompozitlerin ve seramiklerin avantajlı özellikleri, nanoteknolojideki gelişmeler kullanılarak entegre edilmiştir (McLaren & Cao, 2009).

Nanoseramiklerin ağırlıkça yaklaşık %80’i nano boyutlarda seramik parçacıklarla güçlendirilmiş ve %20 oranında yüksek oranda polimerize edilmiş çapraz bağlı rezin matriksten oluşmaktadır. Rezin matriks içeriği ise Bisfeno-A-Glisidil Metakrilat (Bis-GMA), Üretan Dimetakrilat (UDMA), Etoksilated bisfenol-A-dimetakrilat (Bis-EMA) ve Trietilenglikol Dimetakrilat’dan (TEGDMA) oluşmaktadır (Ceren vd., 2016). Üretici firmaya göre, yapısındaki silika nanopartikülleri (20 nm çap), zirkonyum nanopartikülleri (4-11 nm çap) ve zirkonya-silika nanokümelere kombinasyonu, doldurucu partiküller arasındaki boşlukları azaltarak yüksek nanoseramik içeriğini mümkün kılmaktadır (3M ESPE, 2015). Nanoseramik blokların üretimi sırasında yapıya katılan silan molekülleri, rezin matriks ile nanomerler arasındaki kimyasal bağ formasyonunu sağlamaktadır (Güth vd., 2013).

Elastisite modülü, stres altındaki materyalin deformatsiyon miktarı olarak tanımlanabilir. Diş Hekimliğinde kullanılan restoratif materyaller doğal dişin elastisite modülü ile uyumlu olmalıdır (Alsheri, 2011; Kinney vd., 2003). Dokular ile nanoseramikler arasındaki elastisite modülü uyumu, materyalin kırıklara karşı dayanımını artırarak uzun dönem başarısını olumlu yönde etkilemektedir (Chen vd., 2014; Güth vd., 2013). Lauvahutanon vd. (2014), Lava Ultimate elastisite modülünün 29,8 GPa ile dentine çok yakın olduğunu bildirmişlerdir. Bu sebeple materyal üzerine gelen kuvvet absorpsiyon kapasitesinin yeterince yüksek olduğu

düşünülerek posterior nanoseramik restorasyonlar da üretilmiştir (Mihali vd., 2013). Bu bloklar ile inley, onley ve laminate veneer restorasyonlar üretilmektedir.

İmplantların en önemli dezavantajlarından biri periodontal ligamentten yoksun olmalarıdır (Huang vd., 2015). Bu nedenle implant üstü restorasyonların tercihinde kuvvet emici özellikli materyallerin seçimi önem arz etmektedir. Rezin içerikli restoratif materyallerin kuvvet karşılama kapasitesi geleneksel seramiklerden daha yüksektir ve implant üstü restorasyonlarda kullanımı endikedir (Menini vd., 2013; Şahin vd., 2002).

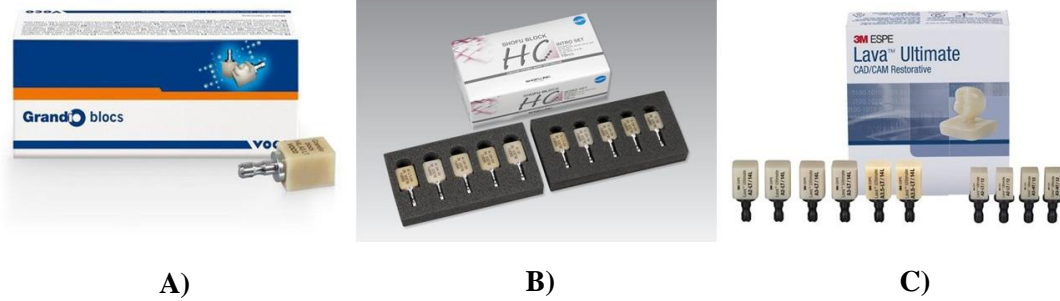
Nanoseramiklerin üzerine gelen oklüzal kuvvetlere karşı yeterli dirence sahip olması için materyal kalınlığı en az 1 mm olmalıdır (Chen vd., 2014; Güth vd., 2013). Lin vd. (2022), yaptıkları çalışmada implant destekli tek kronlar için rezin-matriks seramik materyallerin kırılma direncini abutment kalınlığına göre (1 mm, 2 mm ve 3 mm) araştırmışlardır. İmplant üstü restorasyonlar için 2 mm kalınlığında üretilen rezin-matriks seramik kronların, zirkonyum kronların yerini alabilecek bir alternatif olduğu sonucuna varmışlardır.

Bununla birlikte nanoseramiklerin sertlik değerleri doğal dişle uyumludur, bu sebeple karşıt dişteki aşınma miktarı oldukça düşüktür. Ek olarak nanoseramiklerin içerisindeki seramik yapı, materyale yüksek renk stabilitesi sağlamaktadır. Basit yüzey bitirme işlemi ile yüzeylerin, cilalanmış özelliğini uzun süre koruyabilmesi nanoseramik materyellerinin önemli bir avantajı olarak rapor edilmiştir (Carvalho vd., 2012; Mörmann vd., 2013). Lava Ultimate bloklar ile inley, onley, laminate veneer ve kronlar üretilmektedir (Chen vd., 2014).

CAD/CAM sistemleriyle birlikte kullanılan Lava Ultimate (3M ESPE) bloklar, polimerik bir matriks (%20) içerisine gömülü zirkonyum ve nano silika parçacıklarından (%80) seramiğin birleşiminden meydana gelerek, nanoseramik grubu içerisinde yer alırlar. Nanoseramikler, seramik partikülleri ve UDMA içerikli rezin matriksten oluşmaktadır. Blokların üretim aşamasında yapıya katılan silan ile rezin matriks ve nanomer arasındaki kimyasal bağlantının (Lava Ultimate, 2011) bir sonucu olarak Lava Ultimate, 200 MPa esneme dayanımına ve yüksek kırılma direncine sahiptir (Lauvahutanon vd., 2014).

Şekil 2

Çalışmada Kullanılan CAD/CAM Blok Materyaller; A) Grandio Blocs, B) Shofu Block HC, C) Lava Ultimate



Lava Ultimate materyalinin simantasyon işlemi için adeziv bond sistemlerinin kullanımı önerilmektedir. Simantasyon işlemi için ise yapılan çalışmalara göre, konvansiyonel simantasyon işlemlerinde kullanılan hidroflorik asitle pürüzlendirme yerine hava partikül abrazyonu ile pürüzlendirme önerilmektedir (Chen vd., 2014). Bu bloktan elde edilen restorasyonlara, metakrilat esaslı ışıkla sertleşen materyaller ile ağız içi ve ağız dışında karakteristik özellikler kazandırılabilceği, ekleme ve tamir yapılabileceği bildirilmiştir (Lava Ultimate, 2011).

İnterpenetre olmuş rezin-matriks içerisinde cam seramik (polimer infiltrate cam seramikler). Bu grup seramikler tipik olarak, feldspatik seramik ağ (ağırlıkça %86, hacimce %75) ile polimerik ağ (modifiye edilmiş polimetilmetakrilat, ağırlıkça %14, hacimce %25) olmak üzere ikili bir ağdan oluşmaktadır. Seramik kısmın kompozisyonu %58-63 SiO₂, %20-23 Al₂O₃, %9-11 Na₂O, %4-6 K₂O, %0.5-2 B₂O₃, %1'den az olacak şekilde Zr₂O ve CaO'den oluşmaktadır. Polimer ağı ise UDMA ve TEGDMA'dan oluşmaktadır. Üreticiler bu grubu hibrit seramikler olarak adlandırmaktadır (Gracis vd., 2015) (örneğin Enamic, Vita; GC, Cerasmart).

İkili penetrasyon fazından oluşması, tek fazlı materyallere kıyasla bu materyallere daha yüksek esneme dayanımı ve mekanik özellik sağlar (Prielipp vd., 1995; Wegner & Gibson, 2001) Materyalin seramik fazında gerçekleşen çatlak oluşumu polimer yapısı tarafından önlenilmektedir. Hibrit seramiklerin kimyasal

yapısı, oklüzal kuvvetleri temas noktalarından geniş bir alana yayarak dişe gelen stresi azaltmaktadır. Böylece geleneksel seramiklerle kıyaslandığında, hibrit seramikler daha yüksek oklüzal yük dengeleme kapasitesine sahiptir (Coldea vd., 2014; Prielipp vd., 1995).

Hibrit seramiklerin sertlik değeri, silika bazlı seramiklerden daha düşük olduğundan geleneksel seramiklere kıyasla karşıt dişte daha az aşınmaya neden olmaktadır. Buna karşın sertlik değerlerinin geleneksel seramiklere kıyasla daha düşük olması, istenmeyen etki olarak hibrit seramikte aşınmaya neden olmaktadır (Coldea vd., 2013; Mörmann vd., 2013; Nguyen vd., 2014).

Tek diş restorasyonların (inley, onley, veneer, kron) yanı sıra, özellikle yüksek çiğneme kuvvetlerinin geldiği büyük azı bölgelerinde ve minimal preparasyon yapılan dişlerde kullanımı uygundur (Ordu & Cengiz, 2015).

İnterpenetre olmuş rezin matriks içerisinde zirkonya-silika seramik.

Seramik ağırlık yüzdesindeki varyasyonlar ile birlikte silika tozu, zirkonyum silikat, UDMA, TEGDMA, mikro füme silika, pigmentler gibi farklı organik matriksler ile uyarlanmış, ağırlıkça %60'tan fazlası inorganik içerikten oluşmaktadır (örneğin Shofu Block HC, Shofu) (Gracis vd., 2015).

Shofu Block HC (Shofu Inc., Kyoto, Japonya) bloklar, polimer matrikse gömülü hacimce %61 oranında zirkonyum silikat doldurucu içeriğine sahip hibrit seramiklerdir (Lauvahutanon vd., 2014). Veneer, inley, onley, tam ve implant destekli kronlar bu blokların kullanımı için endikedir. CAD/CAM bloklar, küçük ve orta olmak üzere iki boyut ayrıca yüksek ve düşük olmak üzere iki translusensi seçeneğiyle klinisyenlerin kullanımına sunulmuştur (Ordu & Cengiz, 2015). Shofu Block HC, endüstriyel ölçekli freze makineleri için hem blok hem de disk olarak piyasada mevcuttur. Shofu Block HC'nin bükülme direnci 170 MPa ile 180 MPa değerleri arasındadır. Yüksek bükülme direnci ve 66 HV'lik Vickers sertliği, materyali, posterior restorasyonlar, implant destekli vakalar ve uzun süreli geçiciler için iyi bir aday haline getirmektedir. Bu sayede, geleneksel seramiklerin kullanımına bağlı olarak antagonist dişte olası aşınma durumu önlenebilmektedir (Awada & Nathanson, 2015; Lauvahutanon vd., 2014)

Üretici firma, Shofu Block & Disk HC'nin hassas bir şekilde frezelenbildiğini ve kısa sürede yüksek cilalanabilme kapasitesine sahip olduğunu

bildirmiştir. Ayrıca hem simante hem de vida tutuculu restorasyonlarda kullanılabileceğini ve doğal ışık iletimine sahip olduğunu öne sürmüştür. Ayrıca materyalin restorasyon üzerine gelen stresleri tolere edebilme yeteneği, materyali lityum disilikat ve zirkonyaya ideal bir alternatif haline getirmektedir.

Kompozit Rezinler

Restoratif diş hekimliğinde estetik ve minimal invaziv yaklaşımlara duyulan ilgi günden güne artmaktadır. Bu bakış açısının bir sonucu olarak, doğal diş yapısının korunması, kusurların onarılması, kaybedilen form, fonksiyon ve estetiğin yeniden kazandırılması amaçlanmaktadır. Rafael L. Bowen (1963) tarafından Bis-GMA monomerinin geliştirilmesiyle birlikte kullanılmaya başlayan kompozit rezinler; estetik, fiziksel, mekanik özellikleri ve mikromekanik adezyon mekanizması sayesinde direkt ve indirekt restoratif tedavilere olanak sağlayan en önemli materyallerden biri olmuştur.

İndirekt rezin bazlı CAD/CAM restoratif materyaller, direkt kompozit restorasyonlara kıyasla materyalin frezelenmesi daha kolay olmakta, tamiri daha kolay, daha iyi marjinal uyum, karşıt dişte daha az aşınma, daha iyi mekanik ve fiziksel özellikler gözlenirken daha iyi kırılma direncine sahiptir (Coldea vd., 2013; Gracis vd., 2015; Peumans vd., 2016; Zimmerman vd., 2019;). Bununla birlikte kompozit rezin bloklar, seramiklere kıyasla düşük maliyetleri ve dişe yakın fiziksel özellikleri sayesinde gün geçtikçe daha da popüler hale gelmektedir (Knobloch vd., 1999; Lambert vd., 2017; Mainjot vd., 2016).

CAD/CAM kompozit rezin bloklar; rezin matriksinde Bis-GMA ve TEGDMA gibi monomerler içerirken, polimer matriksine gömülü farklı şekil ve boyutta zirkonya-silika seramik parçacıkları içerebilmektedir (örneğin; Paradigm MZ-00 Bloklar, 3M ESPE) (Gracis vd., 2015).

Kompozit Rezinlerin Yapısı

Yapılan çalışmalar; kullanılan rezin kompozit tipinin ve içeriğinin, seramiğe bağlanma dayanımını etkileyebileceği bildirilmiştir (Gregory & Moss, 1990). Kompozit rezinler; rezin matriks (organik faz), inorganik doldurucular (inorganik faz) ve silan ajan (bağlayıcı faz) olarak üç esas öğeden oluşur. Ayrıca,

polimerizasyonu başlatıcı sistemler de içermektedir (Hervás-García vd., 2006; Roberson vd., 2002).

Rezin matriks. İçeriğindeki serbest radikal bileşenler, kimyasal aktivasyonu takiben polimerizasyon reaksiyonu gerçekleşmektedir ve rijit bir polimere dönüşmektedir. Bu sayede polimerizasyon öncesi plastik yapıdaki rezin matriksin katı forma dönüşmesi sağlanmaktadır ve restorasyonlarda kullanımını mümkün kılmaktadır. Yapısında yaygın olarak UDMA, Bis-GMA ve TEGDMA monomerler bulunur. Bis-GMA ve UDMA monomerler yüksek moleküler ağırlığı nedeniyle son derece visközdür. Bu visköz yapıya az miktarda doldurucu ilave edilmesi bile klinik kullanım açısından sert bir kompozit rezinle sonuçlanacaktır. Bu problemin üstesinden gelmek üzere materyal içeriğine viskozite kontrol edici olarak bilinen metil metakrilat (MMA), etilen glikol dimetakrilat (EDMA) veya TEGDMA gibi düşük viskoziteli monomerler ilave edilmektedir (Dayangaç, 2011; Powers & Sakaguchi, 2006; Türkün, 2015; Van Noort, 2007).

İnorganik doldurucular. Doldurucular, rezin matriks içerisine dağılmış olarak gelenekselden nano boyutlara kadar farklı boyutlarda ve şekilde bulunabilir. Bu doldurucular, kuartz (kristalin silika), lityum alüminyum silikat, baryum alüminyum silikat, borosilikat cam, yttrium cam, stronsiyum, baryum ve çinkodan oluşur. Doldurucu içeriği, kompozit rezinin mekanik özelliklerini etkilemesinin yanı sıra polimerizasyon büzülmesi, aşınma, translüsensi, radyoopasite, cilalanabilirlik gibi fiziksel özelliklerini iyileştirebilirler (Ferracane, 1995). Makrofil ve mikrofil doldurucu tiplerinin her ikisinin de olumlu özelliklerinden faydalanmak üzere geliştirilen hibrit kompozitler, diş hekimliği pratiğinde uzun yıllardır başarıyla kullanılmaktadır. Bu materyaller farklı büyüklükte inorganik doldurucu partikül içerirler. Yüksek doldurucu içerikleri (%50-70) sayesinde yüksek cilalanabilme kapasitesi ve dayanıklılık göstermektedirler (Palaniappan vd., 2010).

Modern hibrit kompozit doldurucuların büyük kısmı, kolloidal silika (0.04 μm) ve öğütülmüş cam partiküllerden (0.6-2 μm) oluşurken, toplam doldurucu içeriği ağırlığının %75-80'lik bölümünü oluşturmaktadır. Hibrit kompozitlerin ortalama 1 μm 'nin altındaki boyutlarda cam partiküllerini içermesi durumunda, mikrohibrit

kompozit rezin olarak adlandırmaktadırlar (Dayangaç, 2011; Powers & Sakaguchi, 2006; Türkün, 2015; Van Noort, 2007).

Silan ajanlar. Organik silisyum bileşikler olan silan ajanlar, inorganik doldurucularla rezin matriks arasındaki adezyonu sağlarlar (Dayangaç, 2011). Işıklı polimerizasyon sırasında, silan kaplama ajanları polimerize olmamış rezin monomerlerin fonksiyonel gruplarıyla reaksiyona girerek karbon-karbon kimyasal bağını meydana getirir (Kumar vd., 2017; Sakaguchi & Powers, 2012). Yapılan çalışmalar, rezin matriks yapısında bulunan bu silanize edilmiş doldurucu partiküllerin, kompozit rezinin fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirdiğini göstermektedir (Tham vd., 2010; Lin vd., 2000; Lung vd., 2016).

Kompozit rezinlerin yapısında en sık kullanılan silan ajan olan 3-metakrilolpropil-trimetoksilan (MPTS) dışında, üretan dimetakrilat silan (UDMS), 10-metakriloksipropiltrimetoksisilan (MDTMD), oktiltrimetoksisilan (OTMS) gibi yapıya katılan çeşitli silanlar da mevcuttur (Fuchigami vd., 2016). Bu ajanların tümünde, karbon-karbon, hidroksil ve karboksil fonksiyonel grupları bulunmaktadır (Cheng vd., 2014; Wong; 2014).

Kompozit Rezinlerdeki Gelişmeler

Klinik uygulamalar sırasında geleneksel kompozit rezinlerin geliştirilmesine yönelik ihtiyaçlar; bazı uygulama aşamalarının elimine edilmesi, daha kolay manipülasyon sağlayarak hasta başında geçirilen süreyi kısaltan, alternatif polimerizasyon yapısı gösteren bulk-fill ve self-adeziv kompozit sistemlerin piyasaya sürülmesini sağlamıştır. Bununla birlikte; nanokompozitler, siloran esaslı kompozitler, ormoserler ve fiberle güçlendirilmiş kompozitler, geleneksel kompozitlere alternatif olarak yakın geçmişte piyasaya sürülmüştür (Chesterman vd., 2017; Poitevin vd., 2013).

İyon salabilen (smart) kompozit rezinler. Kompozit rezinlerle ilgili en büyük hedeflerden biri, ağızdaki pH değişikliklerine göre iyon salabilmesi, sekonder çürüğü engelleyebilmesi ve çürüğe neden olan bakterileri inhibe edebilen materyallerin geliştirilmesidir. Kompozit materyalin yapısına katılan florür, kalsiyum

(Ca), hidroksil gibi fonksiyonel iyonlar sayesinde bu durumun gerçekleşebileceği düşünülmüştür (Gökçe, 2005).

1998 yılında restorasyonun çevresindeki pH seviyesi aktif demineralizasyona bağlı olarak düştüğünde aktive olarak iyon salabilen bir madde geliştirilmiştir. Ariston pHc (Vivadent) adı altında piyasaya sürülen bu maddenin, akıllı salıverme (smart release) özelliği olduğu ve remineralizasyonu başlatarak dental plağı inhibe ettiği iddia edilmektedir (Garg & Garg, 2010; Türkün, 2015). Yapılan çalışmalarda ise kompozit rezinin yapısının iyon serbestleşmesine kısıtlı ölçüde izin verdiği ve bu durumun çok kısa ömürlü olduğu görülmüştür (Yap vd., 1999). Ayrıca, bu materyalin diğer kompozit rezinlere göre daha düşük fiziksel özelliklere sahip olması, aşınmasının fazla olması, düşük bağlanma direnci göstermesi, çok fazla su absorbe etmesi boyut ve özelliklerini olumsuz yönde etkilemiştir. Bu amaçla üretilen materyaller beklentileri karşılayamadıkları için varlıklarını sürdürmemiştir (Aydınlioğlu, 2021).

Kendi kendini tamir edebilen materyaller. Kendi kendini tamir edebilen ilk sentetik materyal, Wool ve O'Connor tarafından 1981 yılında tanıtılmıştır (Chatzistavrou vd., 2018). Resin bazlı bu materyaller, yapısal olarak diğer resin bazlı dental materyallerle benzer içeriğe sahiptir. Epoksi bir iskeletten oluşan bu yapı resin dolgulu mikrokapsüller içermektedir. Epoksi kompozit materyalinde kırık ve mikroçatlakların oluşması durumunda, kırık bölgeye komşu mikrokapsüller devreye girerek resin salınımı yapmaktadır. Resin, daha sonra bu çatlakları doldurmaya ve epoksi kompozit içinde dağılmış bir "Grubbs Katalizörü" ile reaksiyona girerek yanıt vermektedir. Böylece, resin polimerize olarak çatlağın tamirine imkan vermektedir (Badami & Ahuja, 2014).

Düşük polimerizasyon büzülmesi, kırılma ve aşınmaya karşı artmış direnç, esneme dayanımı gibi yönlerde geleneksel kompozitlere kıyasla daha iyi dayanıklılık ve tokluk göstermesi bu kompozitleri avantajlı kılmaktadır. Buna karşın teknik hassasiyet içermesi dezavantaj olarak sayılabilir (Lahari vd., 2019).

Nanokompozitler. Bu kompozitlerde; doğal diş rengine yakın, ışıkla polimerize olan restoratif materyallerin estetik, düşük polimerizasyon büzülmesi ve çiğneme kuvvetlerine direnç gibi avantajlı özelliklerin nano dolduruculu kompozit

rezinlerle birleştirilmesi amaçlanmıştır. Polimerize olmuş nanokompozitlerde meydana gelen çatlak, içeriğindeki nanopartiküllerin dağılımı sayesinde materyal yüzeyinde kalmaktadır ve derine ilerlemesi engellenmektedir. Bunun bir sonucu olarak materyalin basma direnci artmaktadır (Jandt & Sigusch, 2009). Doldurucu teknolojisindeki gelişmelerle birlikte konvansiyonel kompozit rezin içerisindeki makro ve mikro boyutlardaki inorganik doldurucular 0.005-0.01 μm (2-20 nm) boyutlarındaki nanopartiküllerle değiştirilmiştir (Gresnigt vd., 2012). Materyalin doldurucu içeriği, görünür ışık dalga boyundan küçük olduğundan ışık Emilimi veya saçılımı gibi etkileşimlere girmedikleri düşünülmektedir (Chen, 2010; Endo vd., 2010). Böylece estetik ve mekanik özellikleri daha iyi olan nanokompozitler ortaya çıkmıştır. Nanokompozitlerin organik matriks yapısına ağırlıkça %72-87 oranında ilave edilen inorganik faz, silika nanodoldurucular (nanomer) ve zirkonya/silika nano-öbeklerden (nanocluster) oluşmaktadır. Partikül boyutunun çok küçük olmasına bağlı olarak, çeşitli polimer zincirleri arasına uyumlu bir şekilde yerleştirilebilmektedirler (Chen, 2010; Gresnigt vd., 2012; Mitra vd., 2003).

Pek çok firma ürettikleri mikrohibrit kompozitlerin yapısına nanodoldurucular ilave etmiş ve bu tip kompozitler nanohibrit kompozitler olarak anılmışlardır. Grandio SO, bu kompozitlere örnek olarak verilebilir. Nanohibrit kompozitler, tam anlamıyla nanokompozit sayılmazlar (Sakaguchi & Powers, 2012). Nanohibrit kompozitler, geleneksel doldurucu partiküllerin yanı sıra küçük konsantrasyonlarda daha çok doldurucu partikül içermektedir. Bu nano doldurucular, mekanik özellikleri geliştirmenin yanı sıra daha iyi cilalanabilen bir yüzey sağlamaktadır (Stefanski & van Dijken, 2012).

Hibrit kompozitler ya da büyük partikül boyutuna sahip kompozitler, mikro doldurucu içeriğine sahip kompozitlere kıyasla daha düşük bağlanma dayanımı göstermektedir (Thurmond vd., 1994).

Grandio SO nanohibrit kompozit materyali içeriğinde, işlevselleştirilmiş nanopartiküller ve özel cam seramikler yer alırken, materyal %89 oranında yüksek doldurucu oranı sunmaktadır (Elsaka, 2015). Üretici firma, materyalin istenen özelliklerini şu şekilde sıralamıştır:

- İçeriğindeki düşük rezin yüzdesi, düşük polimerizasyon büzülmesine katkıda bulunmaktadır ve böylece büzülme stresi minimize edilmektedir.

- İdeal bir restoratif materyal, doğal diş yapısına benzer elastisite modüle sahip olmalıdır. Bu değer, dentin için 16.55 ile 18.62 GPa arasında değişmektedir. Grandio SO, 16.65 GPa'lık bir elastisite modülü ile dentine çok yakın esneme davranışı sergilemektedir.
- Doğal diş minesinin sertliğine oldukça yakın sertlik değeri (350-450 MHZ) sergilemektedir.
- Uzun vadeli aşınma direncine sahiptir.
- Yüksek boyutsal stabilite sağlamaktadır.

Nanokompozitler; hibrit kompozitlere benzer fiziksel özellik ve aşınma direnci ile birlikte mikrofil kompozitler gibi yüksek translüsen si ve düşük pürüzlülük değerlerine sahiptir. Bu dayanıklılık ve estetik özellikleri sayesinde hem anterior hem posterior restorasyonlarda nanokompozitlerin kullanımı önerilmektedir (Çetin & Unlu, 2009; Demirci vd., 2015).

Ormocer. Bu materyaller posterior sahada tercih edilen kompozit materyal olarak, geleneksel kompozitlerle ilgili çeşitli sınırlamaların ve endişelerin üstesinden gelmek üzere 1991 yılında tanıtılmıştır. Ormocer tabiri, organik olarak modifiye edilmiş seramiklerin kısaltmasıdır. İnorganik ve organik kopolimerlerden oluşan, molekül boyutunda hibrit yapılar olarak kabul edilirler (Cunha vd., 2003). Organik reaktif monomerler, inorganik –si-o-si- (silikon oksit) ağına bağlıdır. Bu hibrit moleküller, örneğin merkezi bir siklik polisilioksan (2-3 nm) parçacıklarına bağlı metakrilatla nakledilmiş zincirlerden oluşmaktadır. Bu nanopartiküller, moleküler ölçekte dağılmıştır. Bunlar yüksek moleküler ağırlıklı, esnek, nispeten düşük viskoziteli çapraz bağlar içeren moleküllerdir (Alla, 2013; Sivakumar & Valiathan, 2006).

Ormocer tabanlı dental materyaller, kompozisyonu sayesinde geleneksel kompozitlere kıyasla bir takım karakteristik avantajlar sunar. Bunlar arasında; sınırlı polimerizasyon büzülmesi, yüksek biyouyumluluk, iyi manipülasyon özelliği ve üstün estetik özelliği yer almaktadır. Bu materyaller, sınıf I ile sınıf V kavite ler, renklenmemiş anterior dişlerin veneerlenmesi, veneerlerin tamiri, kor yapımı, ortodontik braket yapıştırma işlemlerinde, indirekt inley ve travmatik olarak etkilenmiş anterior dişlerin restorasyonu için endikedir (Alla, 2013; Sivakumar &

Valiathan, 2006). Yüksek toksisite, renk değiştirme eğilimi ve düşük aşınma direnci ise dezavantajları arasındadır (Cunha vd., 2003).

Antimikrobiyal kompozitler. Antimikrobiyal aktivite sağlamak için kompozit rezinlere antimikrobiyal ajanlar ve antibiyotikler eklenmiştir. Son zamanlarda, kuaterner amonyum polietilenimin (Beyth vd., 2006; Yeli vd., 2010), gümüş (Ai vd., 2017; Fatemeh vd.,2017; Farahani vd., 2018), çinko oksit (Angel Villegas vd., 2019) titania (Sodagar vd., 2017) ve kitosan (Sodagar vd., 2016) gibi nanopartiküller, antimikrobiyal özellik kazandırmak amacıyla dental kompozit içeriğine eklenerek araştırılmıştır. Mikroorganizmaların, materyalle direkt teması veya antimikrobiyal ajanların ağız ortamına sızması yoluyla etkisiz hale getirilmesi amaçlanmıştır (Lahari vd., 2019). Gümüş ve Titania partikülleri, antimikrobiyal özelliği ve biyouyumluluğu artırmak için dental partiküllerinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Fatemeh vd. (2017), gümüş nanoparçacıklarla birleştirilen yapıştırıcıların daha fazla bağlanma dayanımı gösterdiğini bildirmiştir. Bununla birlikte, bağlanma dayanımının adeziv rezinlerin bileşimine bağlı olduğu da öne sürülmüştür.

Giomerler. Kompomerlerin florür şarj kapasitesi olmaması gibi dezavantajlarının üstesinden gelmek üzere, Shofu Inc. firması tarafından hem rezin modifiye cam iyonomer hem de kompozitlerden farklı olarak bu yeni hibrit estetik restoratif materyal kategorisi yakın zamanda tanıtılmıştır (Ganesh vd., 2018). Bu materyallerle kompomerler gibi, cam iyonomer simanların kötü estetik ve nemden etkilenme gibi olumsuz özelliklerini en aza indirerek klinik avantajlarından da yararlanmak amaçlamıştır (Itota vd., 2004; Yap vd., 2002). Giomerler, rezin esaslı materyallerdir; içeriklerinde poliakrilik asit ile ön işlem uygulanmış cam partiküllerle beraber, UDMA ve HEMA bulunmaktadır. Bu cam partiküller, cam iyonomer siman içeriğindeki fluorosilikat camlarla benzer yapıdadır. Giomerler, ışıkla polimerize olmakta, radyopak özellik göstermektedir. Bağlanma öncesi materyal yüzeyine mutlaka adeziv bir sistem uygulanmalıdır. Itota vd. (2004), giomer olan Reactmer (Shofu Inc., Kyoto, Japan) restoratif materyalinin, bir kompomer veya kompozit rezinden çok daha fazla florür saldığını bildirmişlerdir. Buna karşın Yap vd. (2002),

materyalin başlangıç salınımının olmadığını, sonradan arttığını ve 28 gün sonrasında ise kompozitlerden daha düşük olduğunu bildirmişlerdir.

İndirekt kompozit rezinler. Aşırı diş-doku kaybı bulunan, direk kompozit rezin uygulamasının mümkün olmadığı ve estetik beklentinin yüksek olduğu durumlarda, laboratuvarında üretilerek ağız içi simante edilen indirekt kompozitler tercih edilebilmektedir (Türkün, 2015). İnley ve onley sistemler gibi indirekt kompozitler, direkt posterior kompozit rezinlerle ilişkili klinik sorunların üstesinden gelmek üzere geliştirilmiştir. İlk nesil indirekt kompozit rezinler, posterior bölge için inley ve onlay olarak 1980'lerde Touati ve Mormann tarafından tanıtılmıştır (Mormann, 1982; Touati & Pissis, 1984). İndirekt kompozit rezin restorasyonlar, kavite preparasyonunu takiben direk olarak uygulanmak yerine bir model üzerinde üretildiğinden, üstün marjinal adaptasyon sergilenmekte; uygun kontur, proksimal kontakt ve oklüzal anatomi sağlanabilmektedir (Ravi vd., 2013; Singh vd., 2015). Ayrıca, direkt restorasyonlara kıyasla polimerizasyon dereceleri yüksek olduğundan; aşınmaya karşı daha dayanıklı, güçlü mekanik özellikler sergilemektedirler. Bu restorasyonlarda aproksimal kontaktlar ve oklüzal anatomiler daha uygun şekilde işlenebilmektedir (Dayangaç, 2011; Powers & Sakaguchi, 2006; Türkün, 2015; Van Noort, 2007).

Restorasyonlarda Tamir ve Avantajları

Dental restorasyonlarda zamanla aşınma, kırılma ve renklenme gibi istenmeyen durumlar gelişebilmektedir (Mjör vd., 2000). Tamir sistemlerindeki hedef, tamir materyali ile kusurlu restorasyonun fonksiyon ve estetiğini yeniden sağlayabilmektir (Özcan & Vallittu, 2003). İdeal olarak, restorasyonda kırık meydana geldiğinde değiştirilmesi tavsiye edilir, ancak özellikle de kırık alanının küçük olduğu durumlarda bu her zaman uygun olmayabilir (Kimmich & Stappert, 2013). Kusurlu restorasyonun yenilenmesi, genel diş hekimliği uygulamalarının yaklaşık olarak yarısını oluşturmaktadır (Blum & Özcan, 2018). Yapılan her girişimsel işlem ile diş yapısı zayıflamakta hatta bazen pulpa ekpozuyla sonuçlanabilmektedir. Bu nedenle, daha güncel ve konservatif bir uygulama olarak, son yıllarda restorasyonların yenilenmesi yerine tamir edilmesi önerilmektedir (Dos Santos vd., 2006; Gordan vd., 2009; Martin vd., 2013).

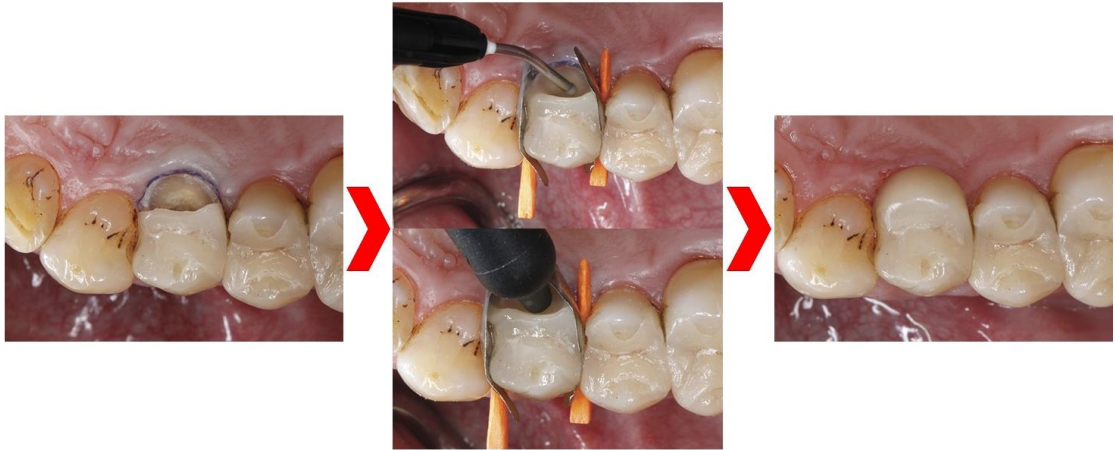
Yüzeysel kırık meydana gelmiş restorasyon bölgesini cilalayarak ileride kırık alanın daha da genişlemesine engel olmak da tamir uygulamasına alternatif bir yöntemdir. Fakat bu tip tamir yöntemi ancak alt yapıya ulaşmamış, derin olmayan küçük kırıklarda uygulanabilmektedir (Kimmich & Stappert, 2013). Restorasyon tamiri için, üç yöntem mevcuttur;

Kırık Parçanın Kompozit Rezin ile Tamiri

Kırık restorasyonun rezin bazlı kompozit kullanılarak yapılan intraoral tamir (Şekil 3), daha konservatif, düşük riskli, yan etkisi olmayan, pratik ve ekonomik bir yaklaşım olduğundan öncelikli olarak tercih edilmektedir (Kimmich & Stappert, 2013; Reston vd., 2008). Ağız içi tamir ile restorasyonun ömrü uzatılarak, ağızda bir süre daha hizmet vermesi amaçlanmaktadır (Kumbuloglu vd., 2003; Rosentritt vd., 2000). Bu prosedür ile hastaya maddi yönden ve zaman açısından tasarruf sağlanmakta, hem de fonksiyonu koruyarak kırık yüzeydeki mikroorganizma birikiminin de önüne geçilmektedir (Reston vd., 2008; Üstün vd., 2018).

Şekil 3

Restorasyonun NanohibritOrmocer ile İntraoral Tamiri (Manhart & Frasher, 2016)



Kırık Parçanın Rezin Siman ile Yeniden Yapıştırılması

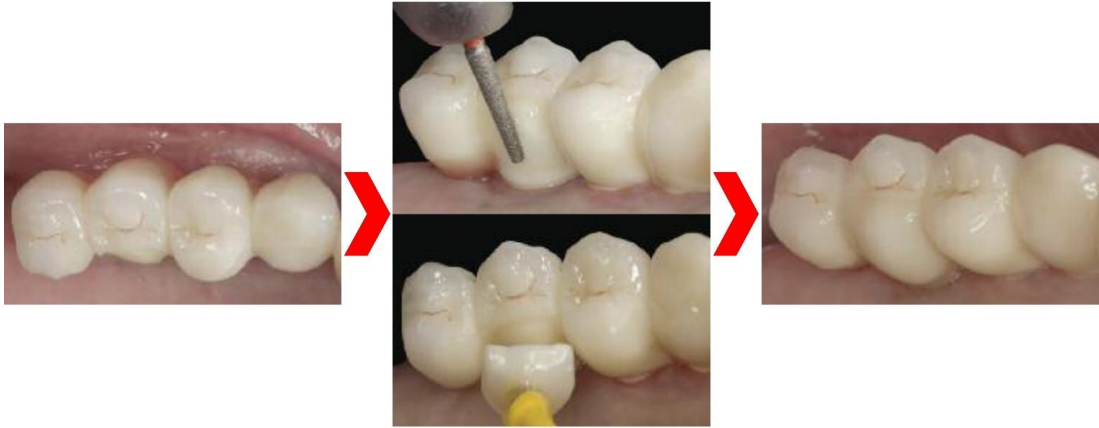
Bu yöntemde kırık parça, bütün halde rezin simanla restorasyon üzerine geri yapıştırılır. Ancak bu yöntemin uygulanabilmesi için kırık restorasyon, birden fazla parçaya ayrılmamış olması gerekmektedir (Kimmich & Stappert, 2013).

Restorasyonun Yeni Bir Veneer ile Tamiri

Estetiğin ön planda olduğu anterior bölge kırıkları ya da geniş defektlerin tamiri için bu yöntem daha cazip görülmektedir (Galiatsatos, 2005; Mowery, 2011). Veneer porseleninin yeni bir veneer ile değiştirilmesi ile oklüzal temaslar doğru şekilde yeniden oluşturulabilmekte, bu sayede ileride başarısızlık sebebi olabilecek erken temaslar da elimine edilebilmektedir (Şekil 4). Ancak restorasyonun alt yapı materyaline kadar ulaşan derin kırıklar, intraoral tamir için birtakım zorluklar oluşturmaktadır. Klinisyenin, alt yapı rengini seramik veneer ile kamufle etmesi estetik açıdan zordur. Ayrıca klinisyen, fonksiyonel başarıya ulaşmak için tamir materyalinin alt yapıya güvenilir şekilde bağlanmasını sağlamalıdır (Kimmich ve Stappert, 2013).

Şekil 4

İmplant Destekli Zirkonya Köprüde Mevcut Palatinal Kırığın, Pencere Tipi Veneerle Restorasyonu (Kimmich & Stappert, 2013)



Ortaya çıkan kırığın büyüklüğüne, konumuna ve tipine bağlı olarak hangi yöntemin seçileceği, bu yöntemlerin birbirlerine göre avantaj ve dezavantajlarının dikkatlice değerlendirilmesi ile mümkündür (Ergün & Ataol, 2015).

Ağız İçi Tamir Sistemlerinin Başarısını Etkileyen Faktörler

Hastaların estetik beklentilerindeki artış, üzerine aşırı stres gelecek durumlarda bile tam seramik sistemlerin kullanılması gerekliliğini ortaya koymuştur (Blatz vd., 2003; Conrad vd., 2007; Kumbuloglu vd., 2003). Bu ise, seramik sistemler ve adeziv teknolojilerin geliştirilmesinin önünü açmıştır.

Eski tamir sistemlerinde tutuculuk, girinti ve andırkat yaratılarak elde edilen makromekanik retansiyona dayanmaktaydı. Günümüz tamir sistemlerinde ise, kimyasal bağlantı için daha geniş yüzey sağlayan mikromekanik retansiyon önem kazanmıştır. Tamir materyali, restorasyonun kırık yüzeyine kimyasal, mekanik veya her iki şekilde de bağlanabilmektedir. Tamir materyali ile kırık yüzey arasındaki bağlantının etkinliği, tamir öncesi gerçekleştirilen yüzey işlemlerine bağlıdır (Alsaed, 2022; Moghadam, 1994). Bu nedenle başarılı bir tamir işlemi; mikromekanik retansiyonun sağlanması, silan primerleri veya fosfat monomerleri ile bağı güçlendirerek retansiyonun nasıl elde edilebileceğinin anlaşılması ile mümkündür (Banerji vd., 2017). Ağız içi tamir sistemleri; yüzey alanı ve ıslanabilirliği artırıp yüzey gerilimini azaltarak rezin ile seramik arasındaki mekanik ve kimyasal bağlantıyı sağlamaktadır (Chung & Hwang, 1997).

Mikromekanik Retansiyon

Restorasyonların farklı kompozisyonlarından dolayı çeşitli yüzey işlemleri bu mikromekanik retantif alanları oluşturmak için uygulanmaktadır: (Ergün & Ataol, 2015; Özcan & Vallittu, 2003).

- Frez ile pürüzlendirme
- Asitle pürüzlendirme
- Al₂O₃ partikül abrazyonu
- Lazer ile pürüzlendirme

Frez ile pürüzlendirme. Kırık yüzeyde mikrogirinti veya mikro pöroziteye benzer retantif alanlar elde etmek amacıyla ince veya kalın grenli frezlerden yararlanılabilir. Retansiyon yaratan bu frezler, yeşil ve siyah kuşaklı elmas frezler olabildiği gibi tamir kitleri içinde özel olarak bulunan taşlar da olabilir. Ancak frez ile pürüzlendirmenin tek başına kullanılması; yer yer kazınmış düzensiz alanlar meydana getirdiğinden, yetersiz mekanik retansiyona yol açabilmektedir (Della Bona

& Anusavice, 2002). Erdemir vd. (2014), lityum disilikatla güçlendirilmiş CAD/CAM seramiklere yüzey işlemlerinin etkisini değerlendirdikleri çalışmada, yüzey işlemi olarak yüksek hızlı ince grenli elmas frez kullanımını ağız içi tamir amacıyla başarısız bulmuştur.

Frezle pürüzlendirme işlemi yüksek devirde yapılması önerilmektedir. Aksi taktirde restorasyonda çatlak oluşumu meydana gelebilmektedir veya çatlağın ilerlemesi gerçekleşebilmektedir (Ozcan & Niedermier, 2002). Diğer yandan elmas frezle pürüzlendirmenin, RMS materyalleri için lazer ve hidroflorik asite kıyasla en uygun teknik olduğunu bildiren çalışmalarla (Bayraktar vd., 2021); mevcut tamir prosedürleriyle birlikte desteksiz kalan porselen yapıyı ve smear tabakasını uzaklaştırılmak amacıyla frezlerin kullanımının adezyona katkı sağlayacağına yönelik çalışmalar literatürde mevcuttur (Kussano vd., 2003; Özcan vd., 2009).

Asitle pürüzlendirme. Asitle pürüzlendirme, seramiğin yüzey enerjisini değiştirerek seramik yapının yüzey alanını ve ıslanabilirliğini artırmaktadır (Della Bona vd., 2004; Zogheib vd., 2011). Ayrıca mikromekanik retansiyon için uygun, temiz bir yüzey sağlamak ve bağlanma dayanımını artırmaktadır. Literatürde dental seramiklerin yüzey hazırlığı için üç tip asit mevcuttur. Bunlar: Hidroflorik asit, asidüle fosfat florür ve fosforik asittir (Blum vd., 2012).

Hidroflorik asit. Hidroflorik asit, bir inorganik asit olan hidrojen florürdür. Klinikte tipik olarak % 4-10 konsantrasyon aralığında kullanılmakta ve bu konsantrasyon aralığı dental kullanım için güvenli kabul edilmektedir (Alex, 2008). Buna karşın, hidroflorik asitin toksik ve kostik özellikleri göz önünde bulundurulduğunda, asitin intraoral kullanımı, hem dental personel hem de hasta için olası sağlık risklerini azaltmak amacıyla en aza indirilmelidir. Hidroflorik asitin olumsuz etkilerinden korunmak amacıyla rubber dam kullanılması, hava su tabancasının dikkatli kullanılması, asit fazlalığından kaçınılması ve yüksek emme gücüne sahip aspiratör kullanılması önerilmektedir (Blum vd., 2011). Rubber dam kullanılmadığı durumlarda ise komşu yumuşak dokulara ve sağlam restorasyon yüzeyine sodyum bikarbonat jel (Etch Arrest, Ultradent, North America) uygulaması önerilmiştir (Denehy vd.,1998).

Hidroflorik asit, cam fazındaki SiO₂ tabakasına etki edebildiğinden silika bazlı seramiklerin pürüzlendirilmesinde yaygın olarak kullanılmaktadır (Kimmich & Stappert, 2013; Sriamporn vd., 2014). Hidroflorik asit, uygulanan yüzeydeki cam matrikse etki ederek uzaklaştırır ve kristalin yapısını açığa çıkarır. Bu fiziksel değişim ise rezinin, pöröz yüzeye kimyasal olarak adezyonunu sağlamaktadır (Chung & Hwang, 1997; Klosa vd., 2013). Kırık yüzeyin tamire hazırlanması için seramik tipine bağlı olarak, 20 sn-10 dk süre ile uygulanabilmektedir (Reston vd., 2008). Silika oranı azaldıkça asitleme süresi ve asit konsantrasyonu arttırılmalıdır (Gürel, 2004). Düşük silikat içeriğine sahip oksit seramikler ise (<%15) asit ile pürüzlendirilemezler. Çünkü, yoğun ve güçlü bir şekilde birbirine bağlanmış olan oksit seramik bağlarını kıracak asit halen mevcut değildir (Della Bona & Anusavice, 2002).

Asidüle fosfat florür (APF). Bu jel aynı zamanda topikal florür uygulamaları için yaygın olarak kullanılmaktadır (Newbrun, 2001). APF seramik yüzeyinde hidroflorik asite benzer şekilde etki ederek camsı yapıyı çözmektedir ve ardından sodyum iyonlarının salınımı gerçekleşmektedir. Hidroflorik asitten farklı olarak, düşük konsantrasyon APF'nin, özellikle yumuşak dokuya zarar verme riski çok az olduğundan, ağız içi kullanımının güvenli olduğu rapor edilmiştir. Bu amaçla rezin-seramik bağlantısından önce yüzeyin pürüzlendirilmesi için %1,23 APF jel kullanılabilir. Asitleme süresi 5-15 dk arasında değişmektedir (Della Bona & van Noort, 1995; Tylka & Stewart, 1994).

Yapılan çalışmalarda, 4-5 dk süreyle %9.5 Hidroflorik asit (HF) veya 10 dk boyunca %1.23 APF jele maruz bırakılan feldspatik porselen yüzeyi ile kompozit arasındaki adeziv bağlanma dayanımında anlamlı bir fark olmadığı gösterilmiştir (Tylka & Stewart, 1994). Benzer bir çalışmada, 4 dk boyunca %9.6 HF ve 7-10 dk süreyle %1.23 APF jele maruz bırakılmış tam seramik (IPS Empress 2) örnekler ile kompozit rezin arasındaki adeziv bağlanma dayanımında da anlamlı bir fark bulunamamıştır (Filho vd., 2004).

Fosforik asit (H₃PO₄). Bazı tamir kitlerinde %36-40'lık fosforik asitin HF asite alternatif olarak kullanılmasına rağmen; yapılan çalışmalar fosforik asitin, seramik substratların morfolojisinde herhangi bir retantif değişikliğe neden olmadığı

ve mekanik pürüzlendirmeyi takiben yüzey temizliği için 15 sn süre ile kullanılabileceğini bildirmişlerdir (Blum vd., 2012; Gürel, 2004; Kussano vd., 2003). Bu asit yalnızca yüzeydeki pöröziteleri açığa çıkarmakta ve belirgin bir asitleme paterni oluşturmamaktadır (Della Bona & Anusavice, 2002; Della Bona & van Noort, 1998).

Al₂O₃ partikül abrazyonu. İntraoral kumlama cihazı ile hem güvenli hem de etkili yüzey pürüzlülüğü elde edilebilmektedir. Al₂O₃ partikül abrazyonu; restorasyon yüzeyini temizlemek, yüzey alanını artırmak ve mikroretantif yüzey oluşturmak için kullanılmaktadır. Bu sayede yüzey gerilimi azalmakta ve ıslanabilirlik artırılmaktadır (Kern & Thompson, 1994; Ozcan, 2003). Kırık restorasyon yüzeyine kumlama işlemi, genellikle 15 sn boyunca, 2-3 bar hava basıncı altında, 50 µm Al₂O₃ parçacıkları püskürtülerek uygulanmaktadır (Blum vd., 2011; Kern vd., 2009). Kumlama işlemi ile ilgili araştırmalarda sadece parçacıkların büyüklüğü değil, basınç, püskürtme yoğunluğu ve süresi gibi cihaza ait değişkenlerin de belirlenmesi gerekmektedir (Piwowarczyk vd., 2004).

Al₂O₃ partikül abrazyonunun en büyük dezavantajı, restorasyonun uzun süreli performansını etkileyebilecek potansiyel yüzey hasarıdır (Albakry vd., 2004). Al₂O₃ parçacıkları materyale yüksek enerjiyle çarptığında çatlaklara sebebiyet verebilmektedir. Bu, zirkonya ve alümina gibi güçlü seramik materyallerde bile ortaya çıkabilmekte ve özellikle zayıf porselenlerde sorun oluşturabilmektedir. Ayrıca, restorasyonun kırık olmayan yüzeylerini de Al₂O₃ parçacıklarından korumak zordur (Boscato vd., 2007; Zhang vd., 2006). Bona ve Noort (1998) çalışmalarında partikül abrazyonunu takiben seramik yüzeyine hidroflorik asit uygulamasının, Al₂O₃ partikül abrazyonunun azaltmış olduğu dayanıklılığı daha da azaltacağını öne sürmüşlerdir. Bu nedenle, saf silikat materyaller için Al₂O₃ partikül abrazyonu önerilmemektedir. Çünkü, tek başına hidroflorik asit uygulaması da bu materyallerde başarılı mikroretansiyon oluşturabilmektedir (Dérand & Dérand, 2000; Madani vd., 2000). Oksit seramik materyaller üzerindeki partikül abrazyonunun zararlı etkilerini azaltmak adına, bağlanma dayanımını olumsuz yönde etkilemeksizin, Al₂O₃ partikül abrazyon basıncı 0.5 bara kadar düşürülebilmektedir (Attia & Kern, 2011; Yang vd., 2010).

Silisyum oksit (SiO₂) partikül abrazyonu. Bu yöntem iki şekilde gerçekleştirilebilmektedir. Bunlardan ilki olan pirokimyasal silika kaplama, koloidal silikanın yüksek ısı derecelerinde uygulanması ile geliştirilen bir pürüzlendirme yöntemidir. Yüzey kaplama solüsyonu, özel bir alevden geçirilmekte ve yüzeyde 0.1-1.0 mikron kalınlığında silika tabakası oluşturmaktadır. Bu amaçla, Silicoater™, Siloc™ ve Silanopen™ pirokimyasal silika kaplama yöntemleri kullanılmaktadır (Uludamar vd., 2011).

Bir diğer yöntemde ise, ince grenli 30 µm'lik silika ile modifiye edilmiş alüminyum trioksit parçacıkları yüzeye yüksek enerji ile ulaştırılmakta ve silanın yüzeyde oluşan silika tabakası ile reaksiyona girmesi amaçlanmaktadır. Burada amaç, silanol grubu içermeyen metal ve oksit-seramik gibi materyalleri, silika ile kaplayarak bu materyallerin silanlara bağlanabilmelerini sağlamaktır. Bu prosedür ise tribokimyasal kaplama olarak adlandırılmaktadır (Sadat Madani vd., 2013). Bu amaçla intraoral kullanım için "CoJet", laboratuvar kullanımı için "Rocatec" yaygın olarak kullanılan sistemlerdendir (Corazza vd., 2013). Bu sistemlerin yüzeye uygulanması ile silika parçacıkları seramiğin 15 µm derinine gömülmektedir. Böylece, silika bakımından zenginleştirilmesinin yanı sıra, yüzeyin mekanik tutuculuk ve ıslanabilirliği artırılmış olmaktadır. Daha sonra silika bakımından zenginleştirilen bu yüzey, uygulanacak olan silanla reaksiyona girme becerisi kazanmaktadır (Kimmich & Stappert, 2013). Silan molekülleri su ile reaksiyona girerek, 3 silanol grubu oluşturur. Silanol grupları ise silika yüzeyinde bir siloksan ağı oluşturarak silan moleküllerinin monomerik ucu, adeziv rezinlerin metakrilat grupları ile reaksiyona girmektedir (Özcan, 2003). Böylelikle seramik yüzeyi, silanla kimyasal bağ kurmuş olur. Özcan (2013) çalışmasında "Cojet" sisteminin yüzeye 2 mm ile 10 mm arasındaki mesafeden uygulanmasının istatistiksel olarak anlamlı bir fark göstermediğini, ancak 90° açığa kıyasla 45° açıyla uygulaması ve 20 saniye süreyle uygulanmasının yüzeyin daha fazla silikayla kaplanmasıyla sonuçlanacağını bildirmiştir. *Rocatec* sisteminde ise iki aşamalı kum uygulaması yapılmaktadır. Laboratuvarda kullanılan bu sistemde restorasyon önce 110 µm'lik Al₂O₃ parçacıklarına maruz bırakılırken, sonrasında 110 µm'lik silisyum oksit parçacıkları basınç altında uygulanarak restorasyon yüzeyinde çukurcuklar oluşturmaktadır. Devamında yüzeye silan bağlayıcı ajan uygulanır ve silika tabakası ile kompozit

rezin arasında kimyasal bağlantı sağlanır (Albakry vd., 2004; Blatz vd., 2004; Özcan, 2003).

Blum vd. (2012) yaptıkları çalışmada lösite güçlendirilmiş cam seramik substrat yüzeyini tribokimyasal silika kaplamanın, fosforik asit de dahil araştırmada kullanılan diğer tüm kombinasyonlara kıyasla, daha yüksek seramik-kompozit rezin bağlanma dayanımı sağladığını göstermiştir. Buna ilaveten, silika kaplamanın sadece silika içeriği düşük olan aside dayanıklı seramiklerin tedavisinde endike olduğu görüşü, Blum ve diğerlerinin yaptıkları çalışma sonuçlarına göre tartışılır durumdadır. Çünkü çalışmada, yüksek silika içerikli lösit ile güçlendirilmiş seramik yüzeyine silika kaplama tekniği kullanıldığında, daha yüksek gerilme dayanımı elde edilmiştir.

Lazer irradyasyonu. Lazer uygulamaları, son yıllarda diş hekimliğinin birçok alanında karşımıza çıkmaktadır (Bayraktar vd., 2021). Mine ve dentinin asitle pürüzlendirmesine alternatif olarak ortaya çıkan lazerlerin (Dundar & Guzel, 2011), son zamanlarda restoratif materyallerin yüzey pürüzlendirilmesine yönelik güvenli ve kolay bir yöntem olduğu savunulmaktadır (da Silva Ferreira vd., 2010; Yıldırım, 2019). Farklı tedavi prosedürlerinde kullanılmak üzere, farklı dalga boylarında lazer sistemleri geliştirilmiştir (Coluzzi, 2004; Dundar & Guzel, 2011). Bu amaçla 2940 nm dalga boyuna sahip Er:YAG lazerler ve 2780 nm dalga boyunda Er,Cr:YSGG lazerler diş hekimliğinde hem sert hem de yumuşak doku uygulamalarında kullanılmaktadır (Bayraktar vd., 2021).

Uygulanan lazer ışını, lazer sisteminin kendisinden salınan su tarafından emilir ve mikro patlamalar sonucunda materyal yüzeyinden partikül kaldırarak etki etmektedir (Lizarelli vd., 2003). Lazer enerjisinin emilmesinden sonra, ısı indüksiyonu adı verilen bir işlem, seramik yüzey üzerinde kabuk benzeri kırılmalar meydana getirir. Böylece, rezin uzantıları bu çatlaklara yerleşebilmekte ve rezin materyali ile seramik yüzey arasında mikromekanik bağlantı sağlanmaktadır (Kasraei vd., 2014; Ural vd., 2010;) Seramik yüzeyine bağlantıyı artırmak amacıyla; Er:YAG, karbon dioksit (CO₂), Nd:YAG ve Er,Cr:YSGG lazerler ile yüzey pürüzlülüğünün artırılması birçok araştırmaya konu olmuştur (Kasraei ve ark., 2014; Kirmali vd., 2015; Liu vd., 2015; Paranhos vd., 2011; Usumez vd., 2013). Fakat lazer güç ayarının yüksek olması, ani lokal sıcaklık değişikliklerine bağlı olarak restoratif

materyal ve doğal dişte hasara yol açabilmektedir (Gökçe vd., 2007). Zach ve Cohen (1965) diş pulpasının 5.5°C'den fazla ısı artışını tolere edemeyeceğini belirtmişlerdir. Buna karşın Baldissara vd. (1997) ise diş pulpasının 5.5 °C olan bu eşik sıcaklık değerinde hayatta kalabileceğini bildirmiştir.

Lazer irradyasyonunun dentin ve mine dokusu üzerine etkisini inceleyen birçok çalışma yapılmasına karşın, yüksek dayanımlı dental seramiklerin rezin simana bağlantısında yüzey işlemleri olarak kullanılması (Kursoglu vd., 2013) ve bu sistemlerin diğer yüzey işlemleri ile birlikte kullanılmasına ilişkin veriler halen sınırlıdır (Kirmali vd., 2015).

Rezin simanlarla zirkonya seramikler arasındaki bağlantının değerlendirildiği çalışmalar, CO₂ ve Nd:YAG lazerlerin bağlanma dayanım değerlerini geliştirdiği yönündedir. Ancak CO₂ lazere maruz kalmış örneklerde Nd:YAG lazere kıyasla daha yüksek bağlanma dayanımı görülmüştür (Kasraei vd., 2014; Mohamed vd., 2014). Ayrıca, kompozit rezin-zirkonya ara yüzündeki mikrosızıntının zirkonya yüzeyine lazer uygulanmasından sonra büyük ölçüde azaldığı da bildirilmiştir (Egilmez vd., 2014).

Silan uygulamaları. Seramik veya metal yüzey ile hidrofobik rezin arasındaki kimyasal bağlantı, silanlar ya da fosfat monomer gibi bifonksiyonel moleküller tarafından oluşturulmaktadır (Matinlinna & Vallittu, 2007).

Seramik ile kompozit arasındaki adezyon fiziko-kimyasal bir etkileşimin sonucudur. Adeziv bağlantı ise, yüzey enerjisi ve adherentin ıslanabilirliğine bağlıdır. Kimyasal adezyon, materyal yüzeyi ile reaksiyona giren özel primerler veya monomerler kullanılarak oluşturulmaktadır (Loomans & Özcan, 2016). En yaygın kullanılan primer, silan çözeltilisidir. Silanların düşük viskozitesi, ıslanabilirliği arttırarak adezyonu destekler ve böylece rezinin, seramik yüzeyinin mikroskobik gözeneklerine nüfuzu artar (Sato ve ark., 1999). Bağlanma yüzeyinde mikromekanik retansiyon sağlandıktan sonra silan uygulamasının bağlanma kuvvetini %25 oranında artırdığı bildirilmiştir (Margeas, 2002). Ancak tek başına silan, bir adeziv ajanın yerini alamaz (Eliasson & Dahl, 2017).

Silan kaplama ajanları (örneğin: RelyX Ceramic Primer, 3M, ESPE ya da Monobond-S, Ivoclar Vivadent), içerisinde bulunan MPTS ile organik (kompozit) ve inorganik (seramik) yüzeyler arasında dual kovalent bağlantı (hidrofobik siloksan

bağlantı) oluşturarak adezyonu artırmaktadır (Blum vd., 2012). Silan ile alümina veya silika arasındaki adezyonunun kimyası; hidrolize silan moleküllerinin silanol grupları (Si-OH) ile, seramik yüzeyin silikası arasında bir kondenzasyon reaksiyonu yardımıyla siloksan bağı (Si-O-Si) oluşturur ve yan ürün olarak su açığa çıkar. Silan yüzeye uygulandıktan sonra 1 dk boyunca yüzey düzensizlikleri içine penetre olması beklenmeli, daha sonra fazla silan hava spreyi ile uzaklaştırılmalıdır (Shen vd.,2004). Kurutulduktan sonra silan, seramik yüzeyi hidrofobik hale getirir ve silan moleküllerinin diğer ucundaki hidrolize olmayan fonksiyonel gruplar rezinin metakrilat grupları ile ilave polimerizasyon reaksiyonu oluşturarak bağlantı sağlar (Li vd., 2014; Matinlinna & Vallittu, 2007).

İntraoral kullanımlarda, silanlanmış yüzeyin ağız sıvılarıyla veya diğer solüsyonlarla kontaminasyonu silanı inaktive edeceğinden rubber dam kullanımı son derece önemlidir (Kimmich & Stappert, 2013).

Bifonksiyonel fosfat monomerler. Silanlar, hidrolize edilmiş ve hidrolize edilmemiş olmak üzere iki tipi mevcuttur. Hidrolize silanlar, doğrudan kullanım için üretilmiş olup adeziv rezin uygulanmadan önce ayrı bir aşama olarak uygulanmaktadır. Hidrolize olmayan silanlar ise önce primer veya adeziv rezinde bulunan bir asitle aktive edilmelidir. Bu amaçla genellikle asidik bir monomer olan 10-MDP kullanılmaktadır. Bifonksiyonel fosfat monomerler, içerdiği bir fosfat ester ve bir metakrilat grubu sayesinde bir ucu 10-MDP ya da 4-metakriloksietil trimelitat anhidrit (4-META) ile metal veya oksit seramik yüzeyinin oksitlerine bağlanırken, diğer ucu ise rezine bağlanarak direkt kimyasal bağlantı oluşturabilmektedir (Blatz vd., 2003; Kern & Thompson, 1995). Materyal, bu sayede kullanım kolaylığı sunmakta ve tedavi süresini kısaltılabilmektedir (Vichi vd., 2013).

Fosfat monomerler, kompozit rezin ile birlikte kullanılan metal veya seramik primeri olarak piyasada bulunmaktadır (örneğin: Alloy Primer, Kuraray Noritake, Tokyo). İn vitro çalışmalarda, kompozit veya seramik tamirlerinde silan kullanılmasının, silanın kullanılmadığı durumlarla karşılaştırıldığında anlamlı düzeyde olumlu etkileri olduğu gösterilmiştir (Loomans & Özcan, 2016). Han vd. (2013) değerlendirdikleri 3 seramik tamir sisteminde silika ve MDP içeren primerle tribokimyasal kaplamanın, tamir kompoziti ve zirkonya arasındaki adezyonu arttırdığı sonucuna varmışlardır.

Son zamanlarda ise, modifiye fosfat monomeri içeren rezin simanlar (örneğin: Super Bond C&B, Sun Medical, Shiga, Japan; Panavia 21 ya da Panavia F2.0, Kuraray Noritake) ve silan ve metal/seramik primerini bir arada içeren materyaller (Monobond Plus, Ivoclar Vivadent; Clearfil Ceramic Primer, Kuraray, Noritake) piyasaya sunulmuştur. Bu materyaller, restorasyondaki kırık hattında farklı materyallerin ekspoz olduğu durumlarda ağız içi tamir için uygundur (Kimmich ve Stappert, 2013).

Piyasaya sunulan bifonksiyonel fosfat monomer içerikli akışkan kompozitler, akışkan rezin kompozitin reolojik özellikleri (non-newtonien maddelerin akışkan özellikleri) ile bağlanma ajanının adeziv potansiyelini bir araya getirmektedir. Bu akışkan kompozitler, bifonksiyonel fosfat monomer içeriği sayesinde direkt olarak hidroflorik asitle pürüzlendirilmiş seramik yüzeyine bağlanabilme yeteneğine sahiptir (Kimmich ve Stappert, 2013).

Silan kurutma işleminin bağlantı dayanımına etkisi. Genellikle intraoral tamir için ya da kimyasal pürüzlendirme işleminden sonra açığa çıkan seramik yüzeyler, su absorbe etmektedir. Hasta başında gerçekleştirilen silanizasyon işleminin önemli bir sorunu da bu absorbe edilen suyu uzaklaştırmaktır (Matinlinna & Vallittu, 2007).

Silanın ılık hava ile kurutulmasının, kompozit ve porselen arasındaki adezyonu arttırdığı bildirilmiştir. Bu durum, su kalıntısının silan ile porselen arasında kimyasal yolla gerçekleşen kondenzasyon polimerizasyonunu tehlikeye atabileceğinden kaynaklanmaktadır (Kocaağaoğlu & Gürbulak, 2015). Isı uygulanması silanol gruplarının kondenzasyonu sırasında oluşan solventin (alkol), suyun ve reaksiyon ürünlerinin buharlaşmasına sebep olmaktadır. İlave olarak; silanın kimyasal etkileşim mekanizmasını hızlandırarak siloksan yapının oluşumuna yardım etmektedir (Della Bona vd., 2004).

Shen vd. (2004) yaptıkları çalışmada sıcak hava akımı ile kurutma sonrası silanizasyonun kompozit-seramik çekme dayanımına etkisini araştırmışlardır. Çalışmada silana ısı uygulanmasının yoğunluğunun artmasını sağlayarak, tamir kompoziti ile silan tabakası arasında bağlantıyı güçlendirdiğini bildirmişlerdir.

Colares vd. (2013) yaptıkları in vitro çalışmada lityum silikat cam seramik yüzeyinin ve silan kurutma ısısının, rezin kompozit-seramik μ TBS üzerindeki

etkisini değerlendirmişlerdir. Yüzey pürüzlendirme işlemi olarak HF asit uygulaması ve Al₂O₃ ile kumlama uygulanmıştır. Silan kurutması için ise, oda sıcaklığında bekletme ve 45±5°C’de sıcak hava uygulaması kullanılmıştır. Çalışmada HF uygulanıp silanı oda sıcaklığında kurutulan örneklerle, yine HF uygulanıp silanı sıcak hava ile kurutulan örneklerde birbirine yakın ve yüksek μ TBS değerleri gözlemlenmiştir. Buna karşın Al₂O₃ partikül abrazyonu uygulanıp silanı sıcak hava ile kurutulan örnekler belirgin oranda düşük μ TBS değerleri göstermiştir.

Adeziv Diş Hekimliği

Adezyon terimi, iki yüzey arasındaki birleştirici kuvvetleri, kilitleme kuvvetlerini veya her ikisini de içerek arayüzde bir arada tutulduğu durumu ifade etmektedir. Adeziv ise, iki yüzey arasında ayrılmaya karşı direnç gösteren ve yükü bu yüzeyler arasında aktararak bir arada tutan bir materyal olarak tanımlanabilir (Pacham, 1992). Diş hekimliğinde adeziv sistemler; restoratif materyallerin mineye, dentine veya başka restoratif materyallere adezyon sağlaması amacıyla kullanılmaktadır.

Adezyon; fiziksel, kimyasal ve/veya mekanik bağlanma olmak üzere farklı şekillerde sınıflanmaktadır. Fiziksel bağlanma, zayıf bir bağlanma türü olan Van der Waals kuvvetleriyle meydana gelir. Kimyasal bağlanma; kovalent, iyonik, metalik ve bazı durumlarda şelasyon bağları ile gerçekleşmektedir. Ek olarak bağlantı yüzeyine uygulanan silan yardımı ile kimyasal bağlantı desteklenebilmektedir. Ancak bu yöntemler, kimyasal bağlantıyı oluşturmaktansa, ıslanabilirliği artırarak materyallerin bağlantı arayüzü boyunca adaptasyonunu artırmaktadır. Kimyasal bağlantı güçlü olmasına karşın, bağlantının istendiği arayüz boyunca kesintisiz şekilde bunu gerçekleştirmek zordur. Bu nedenle pratikte, kimyasal bağlanma ile birlikte mekanik bağlantının da oluşturulması, kuvvetli bir adeziv bileşke yaratmanın en etkili yoludur. Mekanik bağlanma sıklıkla yararlanılan bir adezyon türüdür ve adezivin aderente nüfuz ederek, mekanik olarak kilitlemesi esasına dayanır (Marshall vd., 2010).

Klinik olarak yeterli adezyonu sağlamak adına birtakım etkenlere dikkat edilmelidir (Marshall vd., 2010);

- 1. Temiz bağlantı yüzeyi:** Dental prosedürler sırasında prepare edilen diş yüzeyi, kontaminasyon ve smear tabakası nedeniyle düşük yüzey enerjisine

sahiptir. Yüzeyin temiz olması, yüzey enerjisinin yükselmesine bu ise adezyonun artmasına neden olur. Bu amaçla kullanılan asitle pürüzlendirme, kontamine olmuş yüzeyi temizlemenin yanında, mikromekanik kilitlenme için yüzeyi hazırlamaktadır (Marshall & Marshall, 1999).

- 2. Yüzey pürüzlülüğü:** Yüzey pürüzlülüğünün ölçüğü, “Wenzel denklemi” ile belirlenmektedir ve ıslanabilirlik ile ilişkilidir (Busscher vd., 1984):

$$r = \cos \theta_1 / \cos \theta_2$$

Burada r, pürüzsüz yüzeylerin temas açısının pürüzlü yüzeylerin temas açısına oranını ifade etmektedir. Bu denkleme göre r değeri, 90⁰’ den küçük olduğu durumda ıslanabilirlik yüksek, 90⁰’ den büyük olduğu durumda ise ıslanabilirlik düşüktür. Böylece ıslanabilirlik pürüzlülükle doğru orantılı olarak arttığından, iyi bir adezyon elde edebilmek için başarılı bir pürüzlendirme işlemi oldukça önemlidir (Marshall vd., 2010).

- 3. Uygun temas açısı ve ıslanabilirlik:** Adezyon, birleştirilecek malzemelerin yakın temasını gerektirir. Bir malzemenin yüzeyi iç yüzeyinden farklı olduğundan, adezyonu anlamak ve geliştirmek için materyallerin yüzey özelliklerini anlamak esastır. İç kısımda atomlar dengededir ve kristal yapıdaki bitişik atomlar arasındaki kuvvetler dengededir. Yüzeyde bu doğru değildir çünkü atomların dış yüzeyinde atomlar arası etkileşim yoktur. Yüzey serbest enerjisi, yüzeydeki bir atom ile içteki bir atom arasındaki farkı temsil eder. Adezyon meydana gelmesi için, adezivin substrat yüzeyinde etkili bir ıslanabilirlik sağlaması gerekmektedir. Islanabilirliği gözlemlemenin en iyi yolu, temas açısını ölçmektir. Temas açısı, bir katı ile temas halinde olan sıvı damlacığının iç açısıdır. Temas açısı azaldığında ise ıslanabilirlik ve dolayısı ile adezyon artmaktadır. Düşük temas açısı ise yüzey enerjisi yüksek, temiz yüzeylerle elde edilebilmektedir.
- 4. Düşük viskoziteli ve akışkan adeziv kullanımı:** Yüzey gerilimi temas için uygun olsa bile, adezivin viskozitesi yeterince düşük olmalı ve adherent yüzeyin detaylarına uyum sağlamak için mevcut uygulama süresi içinde yeterli akıcılığa sahip olmalıdır.
- 5. Faz ayrılmasına karşı direnç:** Adeziv sistemlerin bileşiminde bulunan uçucu özellikteki çözücünün hızla uzaklaşması, adezivde faz ayrılmasına neden olmaktadır. Bunun sonucu olarak birçok problem tanımlanmış olsada,

asil arayüz fazları hakkında net bir görüş birliği bulunmamaktadır (Marshall vd., 2010).

Adeziv Sistemler

Adeziv sistemler, Buonocore (1955) tarafından ilk olarak mine dokusunun asitle pürüzlendirilerek rezin esaslı bir bağlayıcı ajanın uygulanması ile gündeme gelmiştir. Günümüze dek uzun yol kat eden adeziv sistemler, operatif diş hekimliğini önemli ölçüde değiştirmiş, doğal diş dokusunun korunmasını sağlayarak, retantif bir kaviteye gerek kalmadan restoratif uygulamalarını mümkün kılmıştır.

Dentin bağlanma ajanı veya diğer adıyla dentin adezivi; yüzeyi pürüzlü dentin ve kompozit rezin matriksi arasına uygulanan, ince bir rezin tabakası (çoğunlukla doldurucusuz) olarak tanımlanmaktadır. Dentin bağlanma ajanları, yıllar boyunca birçok otorite tarafından sınıflandırılmıştır. Yapılan bu sınıflandırmalar; üretim, klinik adımların sayısı ve modern adeziv stratejisine dayanmaktadır.

Adeziv Sistemlerin Nesillere Göre Sınıflandırılması

Yapıştırma ajanlarının karmaşıklığı nedeniyle nesil kavramı kullanılmaktadır. Sınıflandırmaların çeşitliliği, bu tip adezivlerin diş hekimliği endüstrisi tarafından ne zaman ve hangi sırayla geliştirildiğini ifade etmektedir (Sofan vd., 2017). Adeziv sistemleri ilk olarak ortaya atan Buonocore (1955); fosforik asit ile pürüzlendirilmenin mine yüzeyinde adeziv rezinin penetre olabileceği mikro gözenekler oluşturduğunu bildirmiştir. Devamında bu gözeneklere penetre olan rezinin polimerize edilmesi ile kilit yapı oluşturulacağı ve mikromekanik adezyonun elde edilebileceği teorisini ortaya koymuştur. Birkaç yıl içerisinde bu teknolojiyi kullanan yeni pit/fissür örtücüler ve kompozit rezin materyaller piyasaya sürülerek klinik kullanıma sunulmuştur. 1960'ların sonlarına yaklaştığımızda Buonocore, adezyonun yalnızca mine ile sınırlı olmadığını ve dentin yüzeyiyle de mümkün olabileceğini belirtmiştir. Daha sonra, diş dokularına güçlü ve dayanıklı bir adezyon sağlamak amacıyla çok sayıda adeziv sistem geliştirilmiştir (Inoue vd., 2005). Değişen teknolojiler ile dental adezivler “no-etch”den “total-etch”e (4. ve 5. nesil) ve “self-etch” (6., 7. ve 8. nesil) sistemlere (Joseph vd., 2013) evrilmiştir. Geliştirilen her nesil ile, prosedüre dahil olan şişe sayısını azaltmaya, adım sayısını en aza

indirmeye, daha hızlı uygulanabilmesine ve güçlü bağlantıyı kısa yoldan elde edebilmek için gelişmiş kimya sunmaya çalışılmıştır (Sofan vd., 2017).

Birinci nesil adeziv sistemler. İlk nesil bağlayıcılar; Cervident, N-2-hidroksi-3- metakriloksipropil ve N-fenil fenil glisin (NPG-GMA) içerikli rezinin, asit uygulanmış dentine bağlanacağı yönündedir (Buonocore vd., 1956). Bu bağlanma ajanları, hidroksiapatite iyonik bağlanma veya kollajene kovalent bağlanma (hidrojen bağı) için tasarlanmıştır. Ancak suya daldırma sonrası bu bağı büyük ölçüde azaldığı görülmüştür. Dokuz yıl sonra Bowen (1965), bu sorunun üstesinden gelmek için bir bağlanma ajanı kullanmıştır. Bu amaçla dentindeki Ca ile şelat oluşturabilen ve suya dayanıklı bir kimyasal adezyon sağlayabileceği düşünülen yüzey aktif komonomeri olan NPG-GMA'yı ele almıştır. Genel olarak, bu nesilde, 1-3 MPa aralığında düşük bağ kuvvetinin yanı sıra kötü klinik sonuçlar elde edilmiştir (Kugel & Ferrari, 2000).

İkinci nesil adeziv sistemler. İkinci nesil dentin bağlayıcı ajanlar 1970'lerin sonlarında tanıtılmış ve ilk nesil adezivlerde kullanılan birleştirme ajanlarının iyileştirilmesi hedeflenmiştir. İkinci nesil dentin adezivlerde, mineralize diş yapısında kalsiyuma bağlanmayı desteklemek için öncelikle Bis-GMA rezinlerine eklenen polimerize edilebilir fosfatları kullanılmıştır (Kugel, G., & Ferrari, 2000). Bu nesil sistemlerin bağlanma mekanizması, dentinin asitle pürüzlendirilmesini önermemektedir. Bu adeziv sistemler, diş preparasyonu sırasında yüzeyin en üst tabakasında oluşan 1.0-2.0 µm kalınlığındaki smear tabakasındaki pozitif yüklü Ca iyonları ile rezindeki negatif yüklü klorofosfat grupları arasında iyonik bağ oluşması esasına dayanmaktadır. Bu iyonik bağ, tükürük ve hatta dentin içerisindeki suya bağlı olarak hızla bozularak bağı kopmasına ve/veya mikrosızıntıya neden olmaktadır. Smear tabakasının kaldırılmaması, ikinci nesil adeziv sistemlerin nispeten zayıf ve güvenilmez bağ kuvvetlerine sahip olmasıyla sonuçlanmıştır (Kugel & Ferrari, 2000). İkinci nesil adeziv sistemlerin bağlanma dayanıklılığı, birinci nesile benzer şekilde (1-5 MPa) in vivo eşik olarak kabul edilen 10 MPa'nın altında kalmıştır (Asmussen & Munksgaard, 1988)

Üçüncü nesil adeziv sistemler. 1980'lerin başında piyasaya sürülen üçüncü nesil adezivler ile önemli bir değişiklik gerçekleşmiştir. Bu sistemlerde, smear tabakası, asitle pürüzlendirilerek uzaklaştırılmış veya asidik monomerler içeren bir primer ile modifiye edilerek rezinin dentin tübüllerine nüfuz etmesi sağlanmıştır (Kugel, G., & Ferrari, 2000). Bu yöntem önceki nesillere kıyasla daha güçlü bir bağ sağlarken, diş hekimliğinde dentinin aşındırılmaması gerektiği düşüncesi olduğu için tartışmalı olarak kabul edilmiştir. Primer eklendikten sonra hem dentin hem de mine üzerine doldurucusuz bir rezin yerleştirilmiştir. Tao vd. (1988) yaptıkları çalışmada bu nesilde elde edilen zayıf bağlantının sebebi olarak, smear tabakasına etkili şekilde nüfuz etmeyen doldurucusuz rezinler gösterilmiştir. Önceki nesillerle karşılaştırıldığında, retansiyon ve kenar adaptasyonu açısından bu adeziv sistemler daha iyi klinik performans göstermiş olsa da; bazı yönlerinin geliştirilmesi gerektiği bildirilmiştir (Duke vd., 1991).

Dördüncü nesil adeziv sistemler. Smear tabakası, "difüzyon bariyeri" olarak dentin geçirgenliğini azaltmasının yanında adeziv rezinlerin diş yüzeyine penetrasyonunu da engellemektedir (Pashley vd., 1978). Dördüncü nesil adeziv sistemler, smear tabakasının tamamen uzaklaştırılmasını ilk kez savunmuştur. Hala dentine olan bağlantıda altın standart olarak kabul edilmektedirler. Bu nesilde, üç ana klinik uygulama aşaması (etchant, primer ve bonding) mevcuttur (Kugel & Ferrari, 2000):

- 1) 15-20 sn süreyle fosforik asitle pürüzlendirilerek suyla durulanması,
- 2) Aseton, etanol veya suda reaktif hidrofilik monomer içerikli primer uygulanması,
- 3) Hidroksietilmetakrilat (HEMA) gibi hidrofilik moleküller ile birleştirilen, Bis-GMA gibi hidrofobik monomer içerikli, doldurucu içeren veya doldurucusuz adeziv rezin uygulanması.

Bununla birlikte "total-etch" veya "etch&rinse" olarak adlandırılan, mine ve dentinin eş zamanlı olarak asitle pürüzlendirildiği tekniğin kullanımı önerilmektedir (Pashley vd., 2011).

Asitle pürüzlendirme işlemi birçok avantaj sağlar; smear tabakası kaldırılır, dentin tübüllerini açığa çıkararak geçirgenliğin artmasını sağlar, intertübüler ve peritübüler dentin dekalsifiye edilerek, adezyonun artmasına katkıda bulunur (Van

Meerbeek vd., 1992). Ancak, asit uygulaması sonrası yüzey su ile durulanmakta; ardından kurutulmaktadır. Bu ise yüksek yüzey enerjili hidroksiapatit kristallerinin uzaklaştırılmasına sebep olmakta, geriye kollabe olan ve büzülen düşük yüzey enerjili bir kollajen ağ örgüsü bırakmaktadır (Van Meerbeek vd., 1992). Kollajen çökmesini önlemek için nemli bağlanma “wet bonding” kavramı kabul edilmiştir. Üç aşamalı asiti yıkanan (etch&rinse) adeziv sistemlerin, ikinci klinik aşaması; primer uygulanmasıdır. Hidrofilik primer solüsyonu, yüzeyi nemlendirir ve açığa çıkan kollajen ağına penetrasyonu artırır (Swift, 1998). Primer ayrıca dentinin yüzey enerjisini de artırır. Çünkü başarılı bir adezyon, düşük yüzey enerjili bir adeziv rezin ve yüksek yüzey enerjili bir yüzey gerektirmektedir (Eick vd., 1991). Sonrasında, primer uygulanmış intertübüler dentine penetre olan adeziv rezinin polimerize edilmesiyle “Hibrit tabaka” olarak adlandırılan yapı meydana gelir (Van Meerbeek vd., 1992). Bu hibrit yapı, açık dentin tübüllerine nüfuz etmesi sayesinde, polimerizasyon sonrası mikromekanik bir kenetlenme ortaya koyar (Swift & Triolo, 1992). İdeal hibridizasyonun amacı, yüksek bağ gücü ve dentin sızdırmazlığı sağlamaktır (Nakabayashi vd., 1982). Bu sistemler hala yeni sistemlerin standartlarında olmasına karşın, çok fazla şişe ve uygulama adımına sahiptir. Birden fazla şişe ve adımın karmaşıklığı, diş hekimlerini basitleştirilmiş bir adeziv sistem arayışına yöneltmiştir.

Beşinci nesil adeziv sistemler. 1990'lı yılların ortasına gelindiğinde neredeyse tüm üreticiler klinik adımları basitleştirme ve çalışma süresini azaltmaya yönelik arayışa girmiş, sonuç olarak ise beşinci nesil adeziv sistemleri ortaya çıkarmıştır. Bu sistemler, primer ve adezivin tek şişede birleştirildiği “tek kademeli” veya “tek şişe” (one-bottle adhesives) adeziv sistemi olarak piyasaya sürülmüşlerdir. Bu sistemler, adeziv uygulamasından önce hala ayrı bir asitle pürüzlendirme işlemi gerektirmekteydi. (Swift, 1998)

Dördüncü ve beşinci nesilleri karşılaştıran çalışmalar, bağlanma değerinin dördüncü nesil üç aşamalı adezivlerle benzer olduğunu bildirirken, uygulama tekniğinden kaynaklandığı düşünülen daha düşük değerler de elde edilmiştir (Swift & Bayne, 1997). Etch&rinse adeziv içeriğindeki primer, performansı etkileyen esas faktördür. Su/etanol esaslı adezivler uygulama hatalarını daha iyi tolere edebilirken,

aseton esaslı adezivler hatasız bir uygulanma tekniği ile başarılı bağlantı gerçekleştirebilmektedirler (Tay & Wei, 1996).

Altıncı nesil adeziv sistemler. 1990'ların ikinci yarısında ve 2000'lerin başında "self-etch primerler" olarak da bilinen altıncı nesil adeziv sistemler, teknolojiye büyük bir atılım getirmiştir. Altıncı nesil adeziv sistemler, yüzey pürüzlendirme adımını ortadan kaldırmayı veya kimyasal olarak diğer adımlardan birine dahil etmeyi amaçlamıştır (self-etch primer + adeziv). Bu sistem, önce dişe uygulanan asidik primer, ardından adeziv (self-etch adeziv) şeklinde iki şişe veya asidik primer ile adezivi birlikte içeren tek şişe ile uygulanır (Pashley vd., 2002).

Ayrı bir etch&rinse aşaması yapılmadığından, çözünmüş smear tabakası ve demineralizasyon ürünleri yıkanarak uzaklaştırılmamakta, adeziv rezine dahil edilmektedir (Van Meerbeek vb., 2003). Teorik olarak, bu yaklaşımda yetersiz rezin infiltrasyonu önlenmekte, aşırı ıslak bırakma ve aşırı kurutma olasılığını azaltılmaktadır (Kanca, 1992). Altıncı neslin en büyük avantajı, etkinliklerinin total-etch sistemlerine göre dentinin hidrasyon durumuna daha az bağımlı olmasıdır. Ancak, ilk değerlendirmelere göre bu yeni sistemler, pürüzlendirilmiş dentine yeterli oranda bağlanabilirken mine ile olan bağlantısı daha az etkilidir. Bunun nedeni, altıncı nesil sistemlerin yerinde tutulamayan asidik bir çözeltiden oluşması, sürekli yenilenmesi ve mineyi düzgün şekilde aşındırmak için yeterli olmayan bir pH'a sahip olması olabilir. Bu sorunun üstesinden gelmek için, kullanmadan önce geleneksel fosforik asit ile minenin pürüzlendirilmesi tavsiye edilmektedir (Alex, 2008). Self-etch adezivin dentinle olan bağlanma dayanıklılık değerlerinin, altın standart olarak kabul edilen üç aşamalı etch&rinse adezivler ile kıyaslanabilir olduğu bildirilmiş olsa da; mine bağlantısı problem olmaya devam etmiştir (Van Meerbeek vb., 2003).

Yedinci nesil adeziv sistemler. Yedinci nesil yapıştırma sistemleri 1999'un sonlarında ve 2005'in başlarında tanıtılmıştır. Yedinci nesil adeziv sistemler, "tek aşamalı self-etch adeziv" veya "all-in-one" olarak da adlandırılmaktadır ve adeziv sistemlerin basitleştirilerek günümüze evrilmiş en son neslini temsil etmektedir. Bu sistemlerde; asitle pürüzlendirme, primer ve adeziv uygulama basamakları tek bir şişede birleştirilmiştir. Bu sistemde ayrı bileşenlere sahip diğer karmaşık sistemlere

kıyasla hataların ortadan kalkacağı ve tutarlı bağlanma dayanımı elde edilebileceği öne sürülmüştür (Marchesi vd., 2010).

Klinik ve bilimsel veriler, bu adezivlerin hidrofilik ve hızlı bozulmaya eğilimli olduklarını kanıtlamaktadır. Ek olarak, tek şişe olarak uygulandığından pürüzlendirici kimyasal içerik asidik olmalıdır (Sofan vd., 2017). Primer uygulanmış diş dokularına, ışıkla polimerize edilen düşük viskoziteli bir adeziv uygulaması, ardından ise kompozit rezinle birleştiren önceki adeziv sistemlerin aksine; all-in-one adeziv içeriğindeki polimerize olmamış iyonik monomerler, kompozit rezinle direkt olarak temas etmektedir (Perdigão, 2002).

Bu neslin avantajları arasında, herhangi bir karıştırma gerektirmemesi, bağ kuvvetlerinin tutarlı olması ve kullanıcı dostu olması sayılabilir. Ancak, dördüncü, beşinci ve altıncı nesil adeziv sistemlerle karşılaştırıldığında düşük yapışma dayanımına sahip olması dezavantajıdır (Yaseen, vd., 2009).

Sekizinci nesil adeziv sistemler. 2010 yılında “VOCO America” firması, “VOCO Futurabond DC”yi, nano boyutlu doldurucu partiküller içeren 8. nesil adeziv bağlanma ajanı olarak piyasaya sürmüştür (Pahley & Tay, 2001). Yeni ajanlarda, ortalama partikül boyutu 12 nm olan nano-doldurucuların eklenmesi, reçine monomerlerinin penetrasyonunu ve hibrit tabaka kalınlığını artırmakta, bu da bağlanma sistemlerinin mekanik özelliklerini iyileştirmektedir (Kasraei vd., 2009). Nano bağlayıcı ajanlar, daha iyi mine ve dentin bağlanma gücü, stres emilimi ve daha uzun raf ömrü sağlayan nano dolgu maddelerinin çözeltileridir (Joseph vd., 2013). Doldurucu içeren bağlayıcı ajanların daha yüksek in vitro bağlanma dayanımı sergilediği gözlenmiştir. Self-etch nesillerden gelen bu yeni ajan, asidik hidrofilik monomerlere sahiptir ve tükürük veya nem ile kontaminasyondan sonra asitli mine üzerinde kolaylıkla kullanılabilir (Karami vd., 2010). Üreticiye göre, çapraz bağ olarak hareket eden nano partiküller, boyutsal değişiklikleri azaltacaktır. Nano-dolgu maddelerinin türü ve bu parçacıkların dahil edildiği yöntem, rezin monomerlerin kolajen lif boşluklarına bağlanma viskozitesini ve penetrasyon kabiliyetini etkiler (Kasraei vd., 2009).

Üniversal adeziv sistemler. Son zamanlarda üreticiler, üniversal olarak adlandırılan ve neredeyse tüm dental yüzeylere yapıştığını iddia ettikleri adezivi

ortaya çıkarmışlardır. Geliştirilen bu yeni nesil dental adezivler, tek aşamalı self-etch adezivlerin "all-in-one" konsepti altında tasarlanmış halleridir (Sofan vd., 2017). Bu ürünler, self-etch adezivler, etch&rinse adezivler veya dentin üzerinde self-etch adezivler ve mine üzerinde asiti yıkanan adezivler (genellikle “selektif mine aşındırması” olarak adlandırılan teknik) olarak kullanılabilirlerinden “çok modlu” veya “çok amaçlı adezivler” adıyla da bilinmektedirler (Perdigão vd., 2012). Bu çok yönlü yeni adezyon felsefesi, tek aşamalı self-etch veya iki aşamalı etch&rinse yöntemini tek şişe adeziv uygulamasıyla birleştirip basitleştirmeyi savunmaktadır (Muñoz vd., 2013). Tek şişe adeziv uygulaması ise farklı yapıdaki dental substratlar (sağlam diş dokusu, çürük, sklerotik dentin ve mine) için çok daha zorlayıcı bir çözümdür (Van Meerbeek vd., 2011).

Üniversal adezivlerin endikasyonunu genişletmek amacıyla bu yapıştırıcı içeriğine silan ve fosfat monomer (MDP) eklenmiş; bu sayede ek bonding işlemi gereksizdir seramik, rezin simana bağlanabilme yeteneği kazanmıştır (Kalavacharla vd., 2015; Sattabanasuk vd., 2017). Böylece seramiğe bağlantı için önerilen ve restorasyonların tamirinde gerekli ek silanizasyon aşaması elimine edilerek, prosedürü basitleştirmek ve hızlandırmak amaçlanmıştır (Michelotti vd., 2020). Ancak, Kalavacharla vd. (2015) üniversal adeziv (Scotchbond Universal, 3M ESPE) içeriğindeki silan bileşenin tek başına rezin-seramik bağlantısında yeterli olmayabileceğini; bu sebeple üniversal adezivden önce 20 sn silan uygulaması, ardından da 10 sn boyunca oda sıcaklığında kurutulmasının lityum disikat seramik adezyonu için başarılı sonuçlar verdiğini bildirmişlerdir. Söz konusu intraoral seramik tamiri olduğunda, klinik uygulamalarda üniversal bir adeziv sistemin kullanılabilirliği konusunda hala bir ortak görüşe ihtiyaç vardır.

Michelotti vd. (2020) çalışmalarında mekanik pürüzlendirme işlemlerinin farkı etkilemeksizin, üniversal adezivden önce uygulanan ek silan ajanının kompozit-kompozit tamir bağlanma dayanımını artırmadığını savunmaktadır. Ayrıca tamir edilecek kompozit yüzeyinin silika kaplı alüminyum oksit partikülleriyle kaplanması, üniversal adezivlerle birlikte uygulanan konvansiyonel adeziv rezin ile aynı tamir bağlanma dayanımı göstermiştir. Böylece kompozit-kompozit tamiri için ayrı bir silanizasyon aşamasına gerek kalmadan silan içerikli bir üniversal adeziv kullanımının yeterli olduğunu göstermişlerdir.

Üniversal adezivlerin uzun dönem klinik performansına dair veriler literatürde sınırlıdır (Vogl vd., 2016). Bu adezivlerin bağlanma dayanıklılığının farklı pürüzlendirme yöntemleri ile birlikte uygulandığı çalışmalarda, asitle pürüzlendirme, mineye olan bağlanma dayanıklılığını artırmıştır (Hanabusa vd., 2012; Muñoz vd., 2014). Dentinde ise en yüksek bağlanma dayanıklılığı, asitle pürüzlendirilmeksizin üniversal adezivlerin self-etch uygulanması ile elde edilmiştir (Chen vd., 2015; Marchesi vd., 2014). Bununla birlikte üniversal adezivlerin dentin ve mine ile sınırlı kalmayıp; zirkonyum, metaller, kompozitler ve çeşitli silika bazlı seramikler için de bağlayıcı ajan olarak kullanılabilmesi öne sürülmüştür. Mevcut tüm üniversal adeziv sistemler, içeriğindeki fosfat esterler (10-MDP formu gibi) yardımıyla çözünmez Ca tuzları oluşturarak metallere, zirkonyuma ve diş dokularına kimyasal olarak bağlanma yeteneğine sahiptir. Bu nedenle, üniversal adezivler; silan, metal ve zirkonya primerlerinin kullanımına gerek duymaksızın bu yüzeylere bağlanabilmektedir (Alex, 2015; Balkaya vd. 2018). Geleneksel asidi yıkanan adezivler zaman alıcı ek yüzey uygulamaları gerektirdiğinden, hasarlı restorasyonların 4-META monomeri içeren üniversal adezivler ile tamirinin, klinik uygulamayı kolaylaştıracağı bildirilmiştir (Balkaya vd. 2018). Ayrıca birçok üretici, üniversal adezivlerin hem direkt hem de indirekt restorasyonların adezyonu için kullanılabilmesini; kimyasal, ışıkla ve dual polimerize olan rezin simanlarla uyumlu olduklarını savunmaktadır. Tüm bunlardan yola çıkarak üniversal adezivlerin farklı aderentlere etkili şekilde bağlanabildiği iddiası, in vitro ve in vivo çalışmalarla desteklenmesi gerekmektedir (Dursun, 2019).

Sismanoglu vd. (2020) yaptıkları çalışmada, CAD/CAM kompozit rezinlere çeşitli yüzey işlemleri uygulamışlar ve üç farklı adeziv sistem (Clearfil Universal Bond, Prime&Bond Universal ve Single Bond Universal) kullanmışlardır, tamir bağlanma dayanımını ise mikro çekme test yöntemi ile değerlendirmişlerdir. Yüzey işlemleri sonrası silan içerikli bir üniversal adeziv uygulamasının tamir bağlanma dayanımını artıracak olduğunu göstermişlerdir. Ayrıca rezin nanoseraamikler için Al₂O₃ partikül abrazyonu ve tribokimyasal silika kaplama ile başarılı tamir işlemi gerçekleştirilebileceğini göstermişlerdir.

Dental Materyal Yüzeyinin Topografik İncelenmesinde Kullanılan Yöntemler

Dental materyallerin yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek amacıyla pek çok cihaz ve teknik kullanılmaktadır. Yüzey cilasının etkinliğini değerlendiren birçok çalışmada, katı yüzey özelliklerinin nicel değerlendirilmesinde Ra parametresinin (yüzeyin ortalama pürüzlülüğü) profilometrik yöntemler ile ölçümü önerilmiştir. Yüzeyin niteliksel değerlendirilmesi için ise taramalı elektron mikroskobu analizleri önerilmektedir (Ionescu vd., 2012).

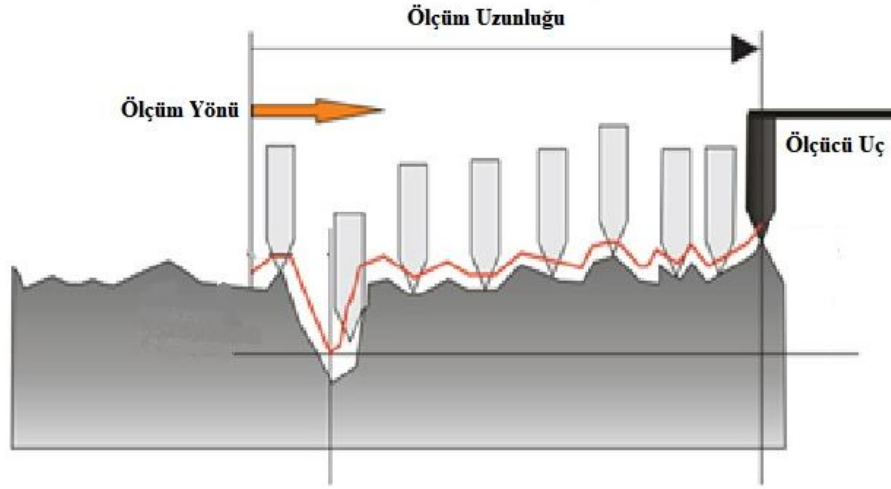
Konvansiyonel Profilometreler

Konvansiyonel yüzey pürüzlülüğü ölçüm tekniğidir (Nergiz vd., 2004). Temaslı ve temassız olmak üzere iki tip profilometre mevcuttur. Temassız cihazlar genellikle yüzeyi taramak için bir ışın ya da lazer kullanırlar. Ancak lazerle elde edilen temassız ölçümler seramik gibi parlak yüzeylerde kullanıldığında yanlış ölçümlere yol açabilmektedir (Kukiattrakoon vd., 2011). Bu nedenle genellikle temaslı ölçüm cihazları kullanılmaktadır (Şekil 5). Bu temas ise potansiyel yüzey hasarına sebep olabilmektedir. Yüzey teması ile pürüzlülüğün iki boyutlu olarak değerlendirilmesi, yüzey düzensizliklerindeki değişimleri tespit etmek ve kaydetmek için örnek üzerinde sürüklenen bir uç ile sağlanmaktadır (Nergiz vd., 2004). Bu yöntemde ölçüm sonucunda üç parametre elde edilmektedir (Sarıkaya & Güler, 2010):

- Ra: Yüzeyin genel pürüzlülüğünü tanımlayarak, ölçüm uzunluğu içerisindeki profilin tüm mutlak mesafelerinin ortalama aritmetik değeri olarak tanımlanabilir.
- Rz: Ölçüm uzunluğu boyunca en yüksek sivri uçlar (pik) ile en derin noktalar arasındaki ortalama mesafedir.
- Rpm: Yüzey profilindeki pik noktaların yükseklik ortalamalarıdır.

Şekil 5

Temaslı Ölçüm Cihazı ile Yüzey Parametresinin Değerlendirmesi



(<https://www.elcometer.com/en/coating-inspection/surface-cleanliness-surface-profile/surface-roughness/elcometer-7062-marsurf-ps10-surface-roughness-tester.html>)

“ $R_p \setminus R_z$ ” oranı yüzey profili hakkında önemli bilgiler vermektedir. Bu oran 0.5 değerinin üzerinde ise yüzeyin keskin sırt profili içerdiği, oranın 0.5 değerinden düşük olması durumunda yüzeyin yuvarlak profil içerdiği anlaşılabilir (Martínez-Gomis vd., 2003).

Lazer Uçlu Profilometre

İncelenecek olan örnek yüzeyi, birbirine paralel şekilde otomatik olarak lazerle taramaktadır. Tarama sonucu “ R_a ” ve “ LR ” olmak üzere 2 değer elde edilmektedir (Jung, 2002):

- R_a : Yüzey pürüzlülüğünün ortalama değeridir.
- LR : Profil uzunluğunun doğruluk oranını belirler. Boyutsal bir parametredir ve ideal pürüzsüz yüzeyler için değeri 1 olmalıdır.

Mikrofotograf Yöntemi

Bu yöntemde yüzey, görsel teknikle değerlendirilmektedir. Örnek yüzeyinden alınan mikrofotograf, farklı büyütme oranlarında incelenerek sınıflandırılmaktadır.

Sınıflandırma basitçe; pürüzsüz yüzey, minör pürüzlülük ve pürüzlü alanlar şeklinde görsel olarak ayrılmaktadır (Jung vd., 2004).

Atomik Kuvvet Mikroskopu (AFM)

Test örneğine minimal kuvvet ileten temas profilometre metodudur. Yüzey özelliklerin daha iyi tespit edilebilmesi sağlamak ve distorsiyonu önlemek amacıyla örnek, nanometre boyutlu keskin bir uç ile taranmaktadır. Bu yöntemde elde edilen pürüzlülük verileri, topografik bilgiyi 3 boyutlu görüntülere dönüştürülebilmektedir (Yöndem, 2006).

Taramalı Elektron Mikroskopu (SEM)

SEM, örnek yüzeyinden yansıyan elektronlar ile üç boyutlu görüntü oluşturmaktadır. İnceleme yapılmadan önce örnekler, ince bir metal (örneğin altın) ile kaplanması gerekmektedir. Görüntülerin oluşturulması, örneğe gönderilen elektronların belli bir bölgeye çarpması ve yüzey atomlarının sekonder elektronlar yayması esasına dayanır. Yayılan bu sekonder elektronlar, özel dedektörlerle yakalanarak elektrik akımına çevrilir ve büyütülür. Daha sonra bu elektriksel sinyalin katot tüpüne gönderilmesiyle bilgisayar ekranından görüntü oluşturulur (Cengiz vd., 2004).

Yaşlandırma Yöntemleri

Ağız ortamındaki değişkenler, restoratif materyaller üzerinde olumsuz etkiler oluşturarak erken dönem başarısızlıklarına yol açabilmektedir. Uzun ömürlü dental materyaller, bu olumsuz etkenlerden etkilenmeyerek istenen özelliklerinin bozulmadan kalması tercih edilmektedir (Oskoe vd., 2019). Gün içinde restorasyonlar, yeme/içme ve nefes alıp vermeye bağlı olarak dinamik sıcaklık değişikliklerine maruz kalmaktadır. Bu sıcaklık dalgalanmaları, katı materyallerde rezidüel stresler oluşturmaktadır (Hampe vd., 2018).

Yaşlandırma yöntemleri; uzun süreli klinik kullanımların dental materyallerde oluşturacağı fiziksel etkileri, kısa sürede, kontrol edilebilir koşullar altında in vitro olarak simüle etmek üzere gerçekleştirilmektedir. (Longman & Pearson, 1987). Yaşlandırma işlemi; termal, mekanik, kimyasal olarak veya bu yöntemlerin kombinasyonu şeklinde uygulanabilmektedir (Loomans vd., 2017). Restoratif

materyallerdeki yaşlandırma işlemini etkileyen ana faktörler; sıcaklık ve uygulama süresidir. Literatürde yaşlandırma süreleri; saatler, günler, 3-6 aylık veya daha uzun süreli periyotlar halinde çeşitlilik göstermektedir. Yapılan çalışmalarda, dental materyallerin mekanik davranışlarını değerlendirmek için ağız ortamını taklit eden çeşitli yaşlandırma yöntemlerinden yararlanılmaktadır (Oskoe vd., 2019).

Suda Bekletme (Water Ageing)

En sık tercih edilen yaşlandırma yöntemidir. Ağız ortamındaki nemli ortamı taklit etmek amacıyla örnekler bir haftadan bir yıla kadar değişen sürelerle, 37°C'de deiyonize/distile suda bekletilmektedir (Montagner vd., 2017). Ayrıca, bu yaşlandırma işleminde örneklerin içerisinde bekletildiği solüsyon olarak, doğal veya yapay tükürük de kullanılabilir (Oskoe vd., 2019).

Suda Kaynatma

Bu yaşlandırma yönteminde örnekler, 100°C distile su içerisinde, farklı sürelerle kaynatılmaktadır. Kompozitteki termal ve hidrolitik bozulmanın kombine etkisini oluşturmanın yanında, hızlandırılmış yaşlandırmayı simüle etmek amacıyla kullanılan örneği zorlayıcı bir yöntem olarak görülmektedir (Ozcan vd., 2007).

pH Döngüsü (pH Cycling)

Ağız ortamının pH'ı; tükürüğe, yeme-içme alışkanlıklarına, bakteri metabolizması ve dentin sıvısı gibi etmenlerden değişkenlik gösterir. Bu yaşlandırma yönteminde, ağız içinde oluşan pH değişikliklerini taklit ederek bu değişikliklerin adeziv-dentin arayüzündeki etkisini değerlendirmek amaçlanmaktadır (Deng vd., 2014).

Mekanik Oklüzal Yükleme

Çiğneme kuvvetlerini simüle edecek şekilde, örneklere belirli frekans aralığında döngüsel statik ve dinamik kuvvet uygulayarak yapılan yaşlandırma işlemidir (Montagner vd., 2017).

Ultraviyole (UV) Işık

Örneklere belirli bir uzaklıktan UV ışığının uygulanması ile gerçekleştirilmektedir. Daha sıklıkla renk ile ilgili çalışmalarda kullanımı tercih edilmektedir (de Oliveira vd., 2015).

Hızlandırılmış Yaşlandırma

Bu yaşlandırma işleminde örnekler; uzun dönem ultraviyole ışık, ani nem ve sıcaklık değişimi uygulamasına maruz bırakılmakta, bazı durumlarda bu etkenler kuvvetle kombine olarak da uygulanabilmektedir. Bu yöntem, genellikle renk ve dayanıklılıkla ilgili çalışmalarda tercih edilmektedir (Budnur, 2016). Hızlandırılmış yaşlanma testi tam seramik materyallerin optik özelliklerine önemli ölçüde etki etmektedir. Yapılan çalışmalarla 300 saatlik hızlandırılmış yaşlandırma işleminin, ağır ortamında 1 yıllık kullanıma denk geldiği bildirilmiştir (Douglas, 2000).

Suni yaşlandırma cihazlarındaki ışık, ısı ve nem döngüsü örneklere sürekli olarak uygulanabilmektedir. Bu sistemde, yaşlandırma sürecindeki ışığı taklit etmek için xenon ve karbon ark lambaları ile floresan ultraviyole lambalar kullanılmaktadır. Bununla birlikte ışık radyasyonundan sonra örneğe uygulanan nem ve ısı, kimyasal reaksiyonları etkilediğinden yaşlandırma için oldukça önem taşır (McGreer, 2003).

Termal Siklus (Isısal Döngü) ile Yaşlandırma

1952'den itibaren diş hekimliği alanındaki araştırmalarda yaygın bir şekilde kullanılan bu yöntem, sıcak ve soğuk maddelerin ağız ortamında diş ile restoratif materyal arasında meydana getirdiği doğrusal termal genleşme ilişkisini simüle etmektedir (Morresi vd., 2014; Youngson & Barclay, 2000).

Bu yöntem, test örneğinin sıcak ve soğuk su banyolarına döngüsel olarak tekrarlayan daldırmalardan oluşur. Bu termal etkiye bağlı olarak rezin ve diş-adeziv arayüzünde oluşan stres, bağlanma dayanıklılığını zayıflatabilmektedir (Morresi vd., 2014). Bağlantı yüzeyindeki bu etki, restorasyon kenar bütünlüğünün bozulması, aralık oluşumu ve mikrosızıntı oluşturabilmekte; bu sebepler ise renklenme, aşırı duyarlılık ve pulpal irritasyon gibi istenmeyen etkilerle sonuçlanabilmektedir (Morresi vd., 2014). Yaşlandırma işlemi; mekanik, termal, kimyasal yöntemlerle veya bu yöntemlerin bir kombinasyonu olarak uygulanabilmektedir (Loomans & Mesko, 2017). Restoratif materyallerde yaşlandırmaya bağlı olarak meydana gelen

bozulma şiddeti, sıcaklık ve suda bekletme süresi olmak üzere iki ana faktöre bağlıdır (Oskoe vd., 2019).

Sıcaklık. Gün içerisinde ağız ortamının son derece dinamik sıcaklık değişimlerine sahip olduğundan, ağız fizyolojisinin sıcaklık aralığını net olarak tespit etmek güçtür (Morresi vd., 2014). İstirahat durumunda ağız içi sıcaklık 36.4°C (Sund-Levander vd., 2002) olmasına karşın, ağza alınan gıda ve içeceklerin sıcaklığı 50-60°C ile 0-10°C arasında değişebileceği bildirilmiştir (Green, 1986). Bu değerler kahve ile 85°C ve dondurma ile -12°C'ye ulaşabilmektedir (Michailescu vd., 1995). Bu şartları taklit etmek amacıyla literatürde çeşitli termal siklus protokolleri önerilmiştir (Amsberry vd., 1984; Gale & Darvell, 1999). Birçok çalışmada ISO standartlarına göre belirlenen termal siklus sıcaklık değerleri (5-55°C) kullanılmaktadır (Gale & Darvell, 1999). Bu değerler, fizyolojik duruma en yakın değerler olarak kabul edilmektedir (Hampe vd., 2018). Termal siklus ile yapılan yaşlandırmada sıcaklığın etkisi iki yolla kendini gösterir. İlk etki; sıcak suyun, korunmamış kollajenin hidrolizini hızlandırması ve zayıf polimerize olmuş rezin oligomerlerini uzaklaştırması yoluyla gerçekleşir. Bir diğer etki ise restoratif materyalin, diş dokusuna kıyasla daha yüksek termal genleşme katsayısına sahip olmasından kaynaklanan, diş-materyal arayüzünde tekrarlayan genleşme streslerinin oluşmasıdır. Bu durum bağlantı arayüzünde çatlaklara neden olurken, girintilere dolan patolojik sıvılar restorasyonun klinik performansını olumsuz yönde etkileyebilmektedir (Morresi vd., 2014).

Bekleme süresi ve siklus sayısı. Siklus sayısı ve suda bekleme süreleri, termal siklus testi ile birlikte uygulanan mekanik yüklemeye bağlı olarak değişkenlik göstermektedir (Gale & Darvell, 1999). Bekleme süresi; sıcak/soğuk yiyecek ve içecek tüketiminden sonra ağız ortamının normal sıcaklığına geri dönmesi için gereken süreye karşılık gelmektedir. Bekleme süresinin sonuçlara etkisi açık bir şekilde tespit edilmemiştir (Morresi vd., 2014). Simüle etmek üzere ağız içi döngü sayısı kesin olmamakla birlikte, günlük 20-50 siklus olabileceği düşüncesinden yola çıkılmış ve 10.000 siklusun 1 yıllık in vivo kullanıma denk geldiği bildirilmiştir (Gale & Darvell, 1999). Literatürde, kullanılan yaşlandırma süreleri arasında büyük farklılıklar vardır (Oskoe vd., 2019). Termal yaşlandırma işleminin güvenilir olması

için en az 500 siklus frekansında yapılması ISO tarafından önerilmiştir (ISO, 2003). Ayrıca bu frekansın aşılması ile bağlanma dayanıklılığının anlamlı ölçüde azalacağı bildirilmiştir (El Mourad, 2018). Günümüzde, 10.000 termal siklusun ağız ortamındaki 1 yıllık fizyolojik yaşlanmaya karşılık geldiği ilkesi birçok çalışma tarafından benimsenmiştir (Kiomarsi vd., 2017; Morresi vd., 2014; Özel Bektas, 2012; Xie vd., 2010).

Otoklavda Yaşlandırma

Bu yöntemde, otoklava yerleştirilen örnekler 134°C sıcaklık ve 0.2 MPa (2 bar=200 kPa) basınç altında, değişen sürelerle tutularak ağız ortamındaki yaşlandırma simüle edilmektedir (Rafael vd., 2018). Yapılan çalışmalarda, 1 yıllık yaşlanmayı simüle etmek için 30 dk otoklavda yaşlandırma protokolünün (134°C; 0.2 MPa) yeterli olacağını, 5 saatlik uygulanmanın ise 10-20 yıllık kullanımı simüle ettiğini bildirilmiştir (Basilio vd., 2016; Chevalier vd.,2007, Deville vd., 2005). Otoklavda yaşlandırma yöntemi daha çok zirkonyum restorasyonların düşük termal bozunmasını göstermek için kullanılmaktadır (Lee vd., 2012).

Sitrik Asite Daldırma ile Yaşlandırma

Çok sık uygulanan bir yaşlandırma işlemi olmayan bu yöntemde, asitli yiyecek ve içeceklerin etkilerini taklit etmek amaçlanmaktadır. Suda bekletme yöntemine benzer şekilde, örneklerin asite daldırılması dolduruculu partiküllerinin salınmasıyla sonuçlanmaktadır. Eroziv etkilerin değerlendirilmek istendiği çalışmalarda tercih edilmektedir (Ozcan vd., 2007; Rinastiti vd., 2011).

Döngüsel Termomekanik Yükleme ile (Termomekanik) Yaşlandırma

Bu yöntemde, belirli frekanslarla örneklere gelen mekanik yüklerle birlikte termal yaşlandırma işlemi de uygulanmaktadır. Bu amaçla çiğneme simülatörleri geliştirilmiş olup termomekanik yaşlandırma, klinik koşulları yansıtan en etkili in vitro yöntemdir (Zaruba vd., 2014).

Bağlanma Dayanıklılık Testleri

Dental adeziv teknoloji alanında son yıllarda birtakım gelişmeler yaşanmıştır. Üreticiler, kullanım kolaylığı, adeziv bileşiminde iyileştirme ve adezivlerin diş

yapısına bağlanma dayanımında iyileştirme gibi iddialarla yeni adeziv sistemler sunmaya devam etmektedir. Bağlanma dayanıklılık testleri, bu iddiaları doğrulamak ve farklı adeziv sistemlerin diş yapısına bağlanma etkinliğini değerlendirmek için dünya çapında kullanılmaktadır.

Adeziv sistemlerin bağlanma dayanıklılık testleri, restorasyon ömrünün güvenilir bir göstergesi olarak kabul edilmektedir. Bağlanma dayanımı, kırılmaya kadar olan ilk mekanik yükün; bağın geometrik olarak tanımlanmış enine kesit alanına bölünmesi olarak tanımlanır. Bununla birlikte, iyileştirmeye yönelik bir dizi öneriye rağmen, dental adezivlerin klinik performansını tahmin etmeye yönelik bağ dayanım testleri hiçbir zaman iyi standardize edilememiştir (Oilo, 1993).

Bağlanma dayanıklılığı, laboratuvar yöntemleriyle ya da klinik performansın değerlendirilmesiyle ölçülebilmektedir (El Mourad, 2018). Bu testler laboratuvar yöntemleriyle indirekt olarak (in vitro) veya klinik uygulamalarla direkt olarak (in vivo) gerçekleştirilip ölçülmektedir. Laboratuvarda gerçekleştirilen in vitro bağlanma dayanıklılık test yöntemleri, statik ve dinamik testler olarak ikiye ayrılmaktadır (Dursun, 2019).

Örneğin sabit tutularak üzerine yük uygulanması statik testleri, hareketli örneğe yük uygulaması ise dinamik testleri tanımlar. Statik testler bağlanma bölgesinin kesit alan büyüklüğüne göre kendi içerisinde makro veya mikro testler olarak ikiye ayrılmaktadır. 3 mm²'den daha büyük bir bağlantı alanına sahip makro bağ dayanım testi, 'Makro-makaslama', 'Makro-çekme' veya 'push-out' protokolü kullanılarak ölçülebilirken, mikro bağlanma dayanımında test edilen bağlantı alanı, yaklaşık 1 mm² veya daha küçüktür. Mikro bağlanma dayanım testleri ise 'Mikro-makaslama', 'Micro-çekme' ve 'Micro-push-out' yöntemleriyle gerçekleştirilebilir (Van Meerbeek, 2010).

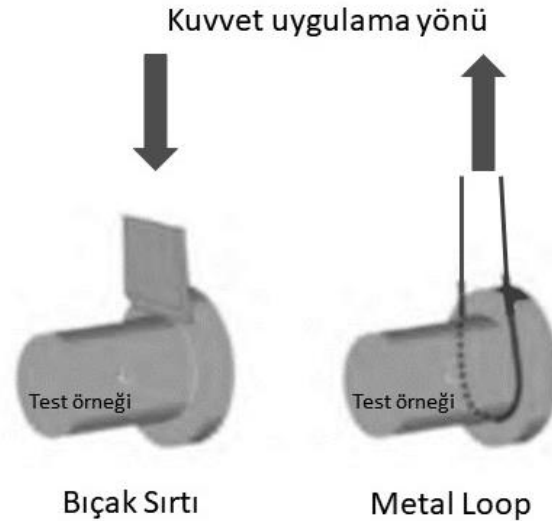
Makro Test Yöntemleri

Makro makaslama bağlanma dayanımı testi (macro-shear bond strength test). Bu test yöntemi, yeni adeziv formülasyonların bağlanma etkinliğini değerlendirmek üzere yaygın olarak kullanılmaktadır (Burke vd., 2008). İlk olarak Bowen (1965) tarafından tanımlanmış olup, adezivle birleştirilen iki materyale kırılma meydana gelene kadar makaslama kuvveti uygulanmasına dayanır. Kırılmanın meydana geldiği kuvvet, materyalin başarısız olmadan önce

dayanabileceği maksimum stres olarak tanımlanmaktadır (McDonough vd., 2002; Oilo, 1993). Makaslama bağ dayanım testlerinde kuvvet, örneğe; loop (metal tel), bıçak sırtı veya çentikli uçlar yardımıyla uygulanmaktadır (Cekic-Nagas vd, 2008). ISO'ya göre kesici uç hızının 0,45 ve 1,05 mm/dk arasında olması gerektiği belirtilmiştir (BS ISO 6872, 2015). Uygulaması kolay ve standardize edilebilen bağ dayanım testi olarak görülmektedir. Makaslama bağ dayanım testi, çekme testlerine kıyasla ağız ortamındaki karma kuvvetleri daha iyi taklit ettiği belirtilmektedir (Leinfelder, 2001). Bağlanma işleminden sonra başka bir işleme gerek duyulmaması, kolay ve hızlı bir yöntem olması, bu yöntemin popülerliğini araştırmacılar için artırmaktadır (McDonough vd., 2002). Buna karşın, bu test yönteminde sıklıkla karşılaşılan substrat koheziv başarısızlıkları, ölçümlerin geçerliliğini ve güvenilirliğini olumsuz yönde etkilemektedir. Buna sebep olarak, streslerin bağlantı arayüzü yerine substratta yoğunlaşması gösterilebilir (Della Bona & Van Noort, 1995).

Şekil 6

Bıçak Sırtı ve Metal Loop (Tel) Yardımıyla Gerçekleştirilen Makro Makaslama Bağlanma Dayanımının Şematik Gösterimi (Braz vd., 2010)

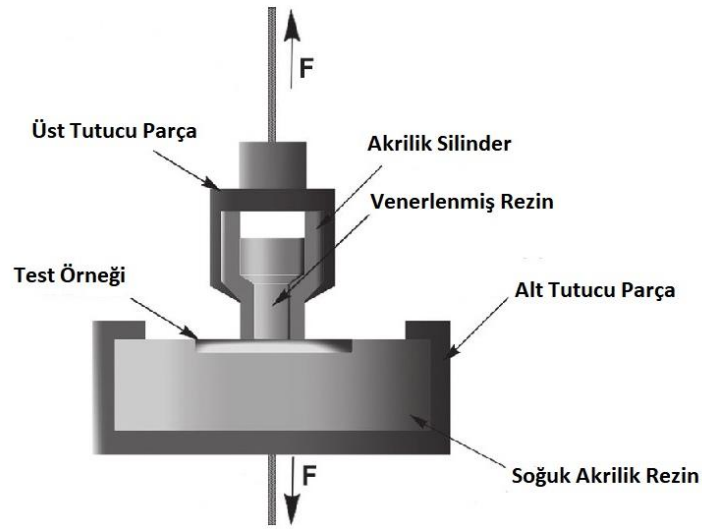


Makro çekme bağlanma dayanımı testi (macro-tensile bond strength test). Bu test yöntemi genellikle simanların seramik ve metal alaşımlar gibi diğer sert materyallerle olan bağlanma dayanıklılığını belirlemek için kullanılmakta olup, 3–6

mm çapında ($\sim 7\text{--}28\text{ mm}^2$) yapıştırılmış alanlara sahip örneklerle gerçekleştirilmektedir (Braga vd., 2010; Kern vd., 2009). Makro çekme bağ dayanıklılığı testlerindeki stres dağılımının, makaslama bağlanma dayanıklılık testlerine kıyasla daha homojen olduğu kabul edildiğinden; bu yöntem ile, bağlantıda kırılmayı başlatan stres seviyesinin daha doğru olarak tahmin edilmesi sağlanmaktadır. Makro çekme bağlanma dayanıklılığı testinde kuvvet, test örneklerinin her iki tarafından bağlantı yüzeyine dik olarak uygulanmaktadır (Braga vd., 2010). Çekme testlerinde örneklerin bağlantı arayüzü, kuvvet eksenine dik olarak hizalanması son derece önemlidir. Aksi halde istenmeyen bükülme streslerinin gelişmesi kaçınılmazdır. Bu hizalama işlemi, test örneklerinin mekanik test makinelerine aktif veya pasif tutucu aparatlar yardımıyla bağlayarak sağlanmaktadır (El Mourad, 2018)

Şekil 7

Makro Çekme Bağ Dayanım Test Uygulamasının Şematik Gösterimi (Stawarczyk vd., 2013)



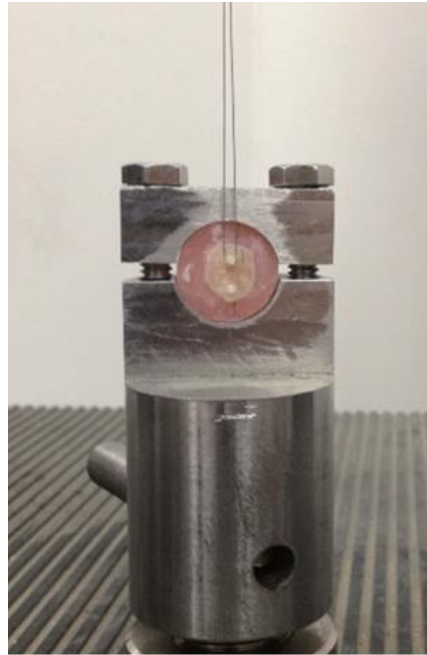
Mikro Test Yöntemleri

Mikro makaslama bağlanma dayanımı testi (micro-shear bond strength test). Tanıtımı 2002 yılında yapılan mikro makaslama bağlanma dayanım testi, 1 mm^2 veya daha küçük yüzey alanındaki örneklerin bir tel yardımıyla koparılarak test

edilmesini sağlar (Kimyai vd., 2010). Ancak substrat üzerinde, makro makaslama bağ dayanım direncine kıyasla homojen olmayan stres dağılımı daha fazladır (Van Meerbeek vd., 2010). Mikro makaslama bağlanma dayanım testleri; mikro çekme bağlanma dayanıklılık testi gibi zorlayıcı test koşullarına dayanamayıp test öncesi başarısızlıklara sebep olabilecek cam iyonomer veya mine dokusu gibi kırılgen örneklerin test edilmesinde kullanılmaktadır (El Mourad, 2018). Bununla birlikte bu test yöntemi, tek materyal için ortalama değer hesaplanabilmesi, düzensiz yüzeylerin ölçümünü mümkün kılması, tek bir materyalden çok sayıda örnek elde edilebilmesi ve testi takiben örneklerin kolayca incelenebilmesi gibi avantajlara sahiptir (Armstrong vd., 2010).

Şekil 8

Kuvvetin Örnek Üzerine Tel Yardımıyla Yüklendiği Mikro Makaslama Bağ Dayanım Testinin Görünümü (Taşar vd., 2014)



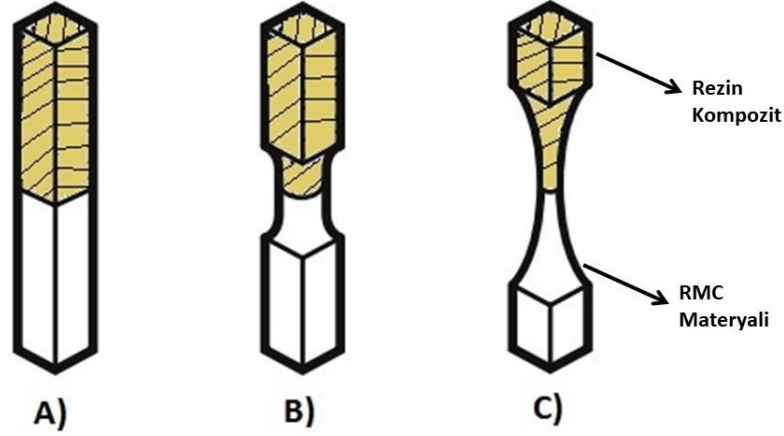
Mikro çekme bağlanma dayanımı (μ TBS) testi (micro-tensile bond strength test). Bu test yönteminin ortaya çıkışı ve diş hekimliğinde kullanımı, Sano vd. (1994) tarafından gerçekleştirilmiştir (Sano vd., 1994; Van Meerbeek vd., 2010). Avantajları arasında; bölgesel farkların kontrolünün daha iyi olması, test edilecek örneğin ekonomik kullanımı ve stresin bağlantı arayüzünde gerçeğe en yakın şekilde

dağılımı bulunmaktadır (Dikmen vd., 2015). Tekniğin en önemli avantajı ise başarısızlık tipinde gözlenen koheziv başarısızlıkları minimize ederek, adeziv bağlanma başarısızlıklarını daha doğru şekilde yansıtmadır. Bununla birlikte bu yöntem, adeziv uygulama sonrası örneklerin elmas disk ile dikey olarak 1 mm'lik aralıklarda seri bölümlere ayrılması teknik hassasiyet gerektirmektedir. Ayrıca küçük boyutlarda hazırlanan örneklerin; dehidrasyon ve hasar ihtimali doğurması, zaman alıcı olması, 5 MPa'dan daha düşük bağlanma dayanıklılık değerlerinin zorlukla ölçülmesi yöntemin dezavantajlarını oluşturmaktadır (Mallick vd., 2015).

Bu test yöntemi için, "trimlenmiş" (bağlantı yüzeyi aşındırılmış) veya "trimlenmemiş" (düz çubuk şeklinde) mikro örnek şekilleri kullanılabilir. Mikro çekme bağlanma dayanım testinde trimlenmeden uygulanan örnekler; daha kolay, daha doğru ve daha az zarar görecektir şekilde hazırlanabilir (Ghassemieh, 2008). Çubuk şekilli örnekler, adeziv arayüz üzerinde daha az stres oluşturmakta bu sayede daha düşük bağlanma dayanımına sahip materyallerin ölçümünü de mümkün kılmaktadır (Pashley vd., 1999). Ayrıca, adeziv bölgeye bağlı ön test başarısızlıkları da minimize edilmektedir. Trimleme yapılmayan örnekler materyal başına daha fazla test uygulayabilmeye olanak tanır. Bağlantı yüzeyleri trimlenmiş örnekler, kum saati ya da dambıl şeklinde hazırlanabilir (şekil 9). Çubuk ve dambıl şeklinde hazırlanan örnekler birbirine benzer stres dağılım etkisine sahiptir. Kum saati şeklinde hazırlanan örnekler arayüzde daha iyi stres dağılımı sağlasa da (Ghassemieh, 2008) dambıl ve çubuk şekline kıyasla daha yüksek hata yapma olasılığına sahiptir ayrıca hazırlanması zaman almaktadır. Dental kompozit restorasyonların bağlanma dayanımı değerlendirilmek istendiğinde, mikro çekme bağlanma dayanımı testinin en kabul edilebilir yöntem olduğu öne sürülmektedir (Armstrong vd., 2017; Van Meerbeek vd, 2010).

Şekil 9

Mikro Çekme Bağlanma Dayanım Testinde Kullanılan Örnek Şekilleri; A) Çubuk Şeklinde, B) Dambıl Şeklinde Aşındırılmış, C) Kum Saati Şeklinde Aşındırılmış



Örnek-aparat bağlantısı, yükleme hızı ve örnek hizalaması gibi test sonuçlarını etkileyebilecek parametreler, yöntemin kurulumu sırasında standardize edilmelidir. Mikro çekme bağ dayanım testinde sıklıkla görülen ön test başarısızlıkları, bir problem olarak karşımıza çıkmaktadır. Genel olarak, yüksek bağlanma dayanımı gösteren adezivlerde bu ön test başarısızlıklarına daha az rastlanmaktadır. Bu başarısızlıkları minimize etmek adına mikro örnekler hassas şekilde hazırlanmalı ve elmas disk ile kesim esnasında örneklerin çevresine aljinat, alçı veya mum gibi özel önlemler alınarak desteklenmelidir (El Mourad, 2018).

Makro çekme testlerinin aksine, hazırlanan örnekler 1 mm^2 'ye eşit veya daha az bağlanma alanına sahiptir. Trimlenmemiş örneklerin bağlanma alanlarının büyüklüğü ise, test öncesi başarısızlık ihtimalinin daha fazla olması nedeniyle 1.1 mm^2 'den ($\sim 0.6 \text{ mm}$ çap) daha az olmamalıdır (Armstrong vd., 2010).

Yaygın Olarak Kullanılan Mikro Çekme Bağlanma Dayanım Test Aparatları

Örneği çekme kuvvetine maruz bırakmak için kullanılan sabitleme yöntemi ve dolayısıyla test aparatının kendisi, mikro çekme testlerinin sonuçları üzerinde büyük bir etkiye sahiptir. Bu sebeple çekme kuvvetinin Universal Test Cihazı'ndan hangi aparatla örneğe aktarılacağı, testin amacına ulaşması yönünden önemlidir (Poitevin vd., 2007). Orjinal olarak, mikro çekme bağ dayanım testi, Universal Test

Cihazı'na bağılı bir kavramalı Bencor Multi-T (Danville Engineering Co., Amerika Birleşik Devletleri) aparatı kullanılarak yapılmaktadır (Quinn & Quinn, 2010). Buna ilaveten orijinal test tasarımından farklı, taşınabilir test cihazları ve çeşitli kavrama aparatları, farklı test varyasyonları ve parametreleri mevcuttur. Kompakt ve taşınabilir test cihazları, nispeten düşük maliyetli olması nedeniyle mikro çekme bağlanma testini, adeziv dış hekimliğinde erişilebilir bir araştırma kaynağı ve popüler bir yöntem haline getirmiştir (Armstrong vd., 2017; Sano vd., 2020). Böylelikle; Bencor Multi-T test cihazı, Ciucchi cihazı, Geraldeli cihazı, Dircks cihazı, yarı pasif tutucu cihaz, Top-Bottom dizaynı gibi farklı yöntemler mikro gerilim bağ dayanım testini gerçekleştirilmek üzere kullanılmaktadır (Makowka, 2018).

Mikro çekme bağ dayanım yöntemi; makaslama bağ dayanım testi ve makro çekme bağ dayanım testiyle kıyaslandığında, örneklerin bağlanma düzeyinin daha iyi gösterilebildiği bildirilmiştir. Ayrıca, mikro çekme bağ dayanım testi ile, örnekler üzerine gelen stresler daha homojen şekilde iletilmektedir (Braga vd., 2010; Poitevin vd., 2007).

Test aparatının hizalanması ve kuvvet uygulaması. Literatürde, test edilecek örneklerin ortak ekseninde olması gerekliliği vurgulanmıştır (ASTM, 2005). Test edilecek örneklerin aparata yanlış hizalanması, bağlantı arayüzünde tek tip olmayan stres ve farklı gerilim gradyanı oluşturarak, bağ dayanım değerlerinin ölçümünde hatalara sebep olmaktadır (ISO, 2015; Raposo vd., 2012). Uluslararası kalitenin sağlanması adına standartlar getiren bir kuruluş olan ASTM, monolitik seramiklere gelen aksiyal olmayan gerilim kuvvetlerinin %5 eğimden fazla olmamasını önermektedir (ASTM, 2005). Bu nedenle ideal olan, gerilme kuvvetlerinin yalnızca arayüze dik olarak uygulanmasıdır (Ghassemieh, 2008; ISO, 2015; Poitevin vd., 2007).

Örneğin test aparatına sabitlemesi. Test aparatı, sabitleme noktasında örneğe zarar vermeyecek şekilde olmalıdır. Bu, özellikle teste tabi tutulacak kırılğan materyaller için önemlidir (ASTM, 2005). Test esnasında sert materyallerin temas yüzeylerindeki gerilmeler, son derece yüksek olabilmektedir (Makowka, 2018). Çubuk ve kum saati şeklinde hazırlanan örnekler genellikle siyanoakrilat bazlı yapıştırıcılarla çelik bir mikro çekme cihazı üzerine aktif kavrama yoluyla

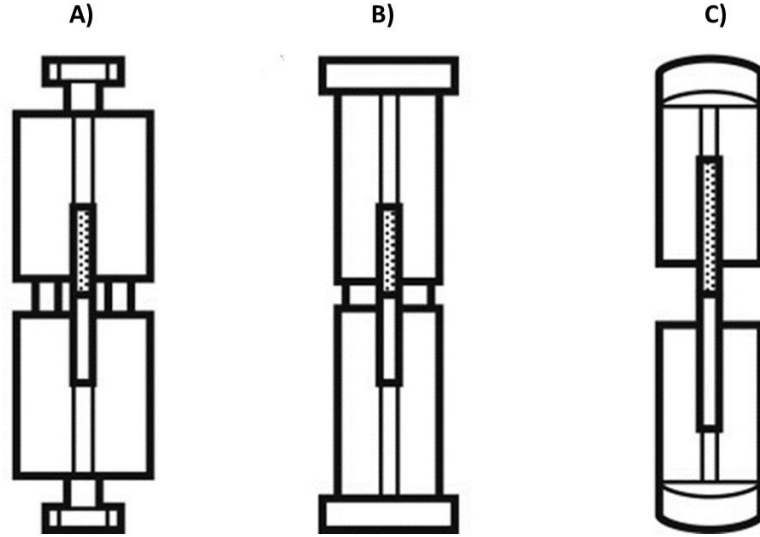
sabitlenmektedir (Poitevin vd., 2007). Dambıl şeklinde hazırlanan örnekler ise, yapıştırıcı kullanmaksızın tutunmayı mümkün kılan özel olarak hazırlanan aparatlara pasif olarak monte edilmektedir (Armstrong vd., 2003).

Mikro çekme bağ dayanım testi için örneklerin test aparatına sabitlenmesi, aktif veya pasif kavrama olmak üzere iki yolla sağlanabilir:

- **Aktif kavrama.** Örneğin test aparat bağlantı noktasına rijit şekilde tutulmasıdır (Armstrong vd, 2017). Örneğin test düzeneğine sabitlenmesi genellikle siyanoakrilat rezin (Armstrong vd, 2017; Raposo vd., 2012) gibi ticari bir yapıştırıcının uygulanmasıyla gerçekleştirilir. Bu yapıştırıcı tipik olarak, mikro çekme bağ dayanım test örneklerinin hassas yapısı ve küçük boyutunun mekanik kenetleme cihazlarıyla tutmayı zorlaştırması nedeniyle kullanılır (Soares, 2008). Tutarlı sonuçlar için test örnekleri, eşit şekilde uygulanmış ve tutarlı kalınlıklarda yapıştırıcıya sahip olmalıdır (Ghassemieh, 2008). Yapıştırıcı kalınlığındaki değişim, örnekler arasında ve tamir edilen materyallerin adeziv arayüzünde zararlı gerilim dağılımına neden olabilir. Ayrıca siyanoakrilat rezin, test örneğinin adeziv arayüzünden yeterince uzağa uygulanmalıdır (Armstrong vd, 2017). Yapılan sonlu eleman analizi ile örneklerin uç yüzeylerinden aparata yapıştırılması, adeziv arayüzde düşük konsantrasyonda gerilim stresi oluşturduğu gösterilmiştir (Raposo vd., 2012). Örneğin uç yüzlerinin aksine yan duvarlarından yapıştırılmasıyla kaynaklanan eksantrik yükleme, adeziv arayüzde heterojen gerilim dağılımı oluşturmaktadır. Bu ise bağlanma dayanım değerlerini etkilemektedir (El Zohairy vd., 2003) Bir diğer önemli husus ise yapıştırıcı dayanımının, adeziv test arayüzünden beklenen bağ kuvvetini aşmalıdır. (Poitevin vd., 2007) Aktif kavrama cihazlarına örnek olarak çentikli Geraldeli aparatı, çentikli Ciucchi's aparatı, Bencor Multi-T cihazı ve Top-bottom dizaynı verilebilir (Armstrong vd, 2017).

Şekil 10

Aktif Kavrama ile Kullanılan Merkezi Çentikli Aparatlar: A) Geraldeli Aparatı, B) Ciucchi's Aparatı, C) Bencor Multi-T Cihazı (Armstrong vd., 2017)



Geraldeli aparatı (geraldeli's jig). Neredeyse her zaman ihmal edilen önemli bir parametre, çekme kuvveti uygulanırken örneklerin aparat üzerinde doğru hizalanmış olup olmadığıdır. Çekme kuvvetinin uygulanması esnasında örnekler, aparatın yapısı nedeniyle merkezden dışa doğru kaymaya meyillendir (Raposo vd., 2012). %1'lik bir açıyla dahi yanlış hizalamanın zararlı olabileceği gösterilmiş olup (Ghassemieh, 2008), yayınlanan ISO kılavuzu kuvvetleri dikey yüklemeyi önermektedir (ISO, 2015). Örneklerin düşük elastisite modülüne sahip siyanoakrilat rezinle yapıştırılması ve merkezden kayması hatalı hizalamayla sonuçlanır. Yanlış hizalama, yapıştırıcı tabakada homojen olmayan gerilim dağılımına ve sonuçların sapmasına neden olmaktadır. Hatalı hizalamanın etkisini en aza indirmek için Geraldeli aparatı, iki özdeş alüminyum veya paslanmaz çelik plakadan ve 90°'lik merkezi kanaldan oluşmalıdır. Ayrıca bu eş plakaların hareketini tek eksenli olarak sınırlayan iki adet gömülü kayar çubuk, kuvvet uygulanma yönüne göre kendi kendini hizalamaya olanak tanımaktadır (Şekil 10) (Raposo vd., 2012).

Testi gerçekleştirmek amacıyla aparat, Universal Test Cihazı'nın uçlarındaki çıkıntılara yerleştirilir. Daha sonra örnekler, bağlantı yüzeyi özdeş plakaların merkezi kanalına denk gelecek şekilde siyanoakrilat rezinle sabitlenerek aktif tutuculuk sağlanmaktadır (Raposo vd., 2012). Merkezi kanalın kuvvet uygulama yönüne göre

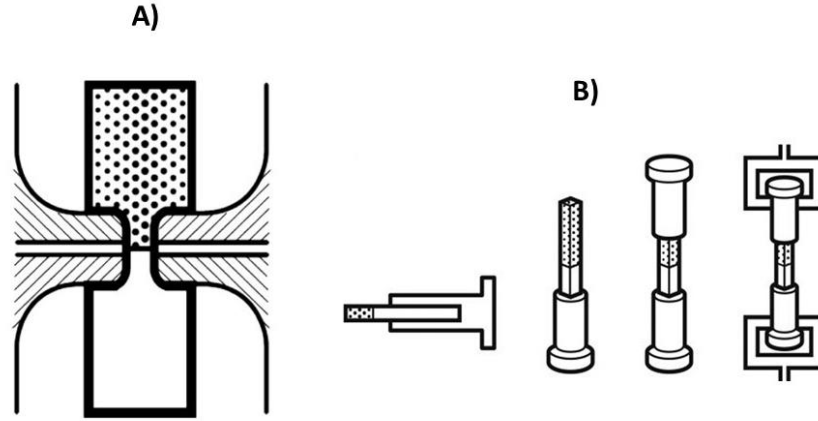
90°'lik açıyla ve "V" formunda üretilmesi, örneği destekleyerek insan kaynaklı açılmalara hizalama hatalarını en aza indireceği önceki çalışmalarda bildirilmiştir. Ek olarak, çentik benzeri "V" formlu kanal, çubuk şeklinde hazırlanmış örneklerin düz yüzeye göre daha az siyanoakrilat rezinle tutunmasına izin vermekte, yapıştırıcı kaynaklı gerilmeleri ve bağlantı arayüzünün kontaminasyon potansiyelini azaltmaktadır (Raposo vd., 2012; Poitevin vd. 2007). Örnekler, Geraldeli cihazıyla merkezin dışına yüklenmeye meyillidir, çünkü cihazın ve çubuk örneklerin uzunlamasına merkezleri çakışmaz. Örneği test aparatına tutturmak için düşük elastisite modüllü siyanoakrilat kullanımı ve söz konusu örneğin aparat merkezinden kayması bu duruma neden olabilir.

Raposo vd. (2012) yaptıkları çalışmada, mikro çekme bağ dayanım testi sırasında örneklerin test aparatına tekrarlanan siyanoakrilat yapıştırıcı uygulamasıyla tutturulmasının, tek damla yapıştırıcı uygulamasına kıyasla daha başarılı (33.74 MPa'dan 43.67 MPa'ya yükseldi) bağ dayanım değerleri ile sonuçlanacağını göstermiştir. Mikro çekme bağlanma dayanımı testini uygulamak üzere, dikdörtgen uçlu çubuk şekilli örneklerin, Geraldeli aparatı ve Dircks cihazı kullanılarak yapılan testlerde, Geraldeli aparatında karma başarısızlık baskınken, Dircks cihazıyla test edilen dumbbell şeklindeki örneklerde büyük oranla adeziv başarısızlık gözlenmiştir.

- **Pasif kavrama.** Aktif kavramaya benzer, ancak test aparat uçları Universal Test Cihazı'na sıkı bir şekilde sabitlenirken, test örneği yalnızca aparat tarafından desteklenerek sabit tutulur (örneğin, Dircks cihazında dambıl şekilli örnek, cihaz tutucu bölgesindeki çıkıntılardan destek alınarak sabitlenir) (Armstrong vd, 2017; Raposo vd., 2012). Bu, birçok aktif kavrama yönteminde olduğu gibi, örneği tek eksenli çekme hareketine paralel olarak dikkatlice hizalama ihtiyacını ortadan kaldırır. Dambıl şekilli örneğin kavisli köşeleri ve destekleyici yapının eşleşen kavisli birleşme yüzeyleri, örneğin kendi kendine hizalanmasına olanak sağlar (Raposo vd., 2012). Mekanik kenetlenme yoluyla aparata tutunma, kırılmaları azaltmaya yönelik daha iyi geometrik toleranslara sahip pürüzsüz ve düz temas yüzeyleri ile sağlanabilir. (Danzer, 2014). Pasif kavrama cihazlarına örnek olarak, Dircks cihazı ve yarı pasif kavrama cihazı verilebilir (Armstrong vd., 2017)

Şekil 11

Pasif Kavrama Cihazları: A) Direks Cihazı, B) Perçin Kullanan Yarı Pasif Kavrama Cihazı (Armstrong vd., 2017)



Bağlanma Dayanıklılık Testleri Sırasında Meydana Gelen Başarısızlık Tipleri ve Kuvvetin Değerlendirmesi

Tamir edilmiş bir materyalin bağ dayanımı test sonucunu değerlendirmek, monolitik bir materyal kadar kolay değildir. Bağlanma dayanımı değerlendirileceğinde ölçümün, kopmaya en yatkın yer olan ve genelde materyalin en zayıf bağ yapan kısmından yapılması gerektiği akla gelmektedir. Ancak, bağlanma dayanımını ölçmek için materyalin kendisi ile tamir materyali arasındaki bağlantı arayüzü bize en doğru sonuçları vermektedir (Ghassemieh vd., 2008).

Başarısızlık Tipleri

Başarısızlık tipleri, sonuçların analizini yapmak amacıyla çekme kuvveti sonrası kopmaların ortaya çıkma sebeplerinin belirlenmesini sağlamaktadır. Değerlendirme amacıyla üç farklı kopma tipi vardır:

Koheziv başarısızlık. Koheziv kopma, tipik olarak substratların birinde görülen başarısızlıktır (Raposo vd., 2012). Bu, adeziv bağlanma dayanımının ölçüsünden ziyade bulk materyalin kuvvetini yansıtmaktadır (Armstrong vd., 1998; Lu, 2013; Poitevin vd., 2007). Bunun nedeni, test örneği ara yüzeyde istenildiği gibi bir çekme gerilimi üretebilse bile, kopma sonrası her iki materyalin adeziv

bağlantısının üç boyutlu gerilim dağılımı altında yorumlamanın zor olmasıdır (Armstrong vd., 1998). Bu başarısızlık tipi, bize materyalin daha iyi bir bağlanma direncine sahip olduğunu değil, kendi içerisindeki mikro yapısal hata nedeniyle kopmasından kaynaklı olabileceğini göstermektedir (Ongun, 2018). Ek olarak, dentin ve materyal arasındaki bağlanma dayanım testleri değerlendirilecekse, koheziv başarısızlık değerlerinin diş hekimliği için yararlı olmadığını söylemek gerekmektedir. Buna sebep olarak böyle bir kopma tipinin klinik olarak dentinde oluşmaması gösterilebilir (Poitevin vd., 2007).

Adeziv veya arayüz başarısızlığı. Bu tip başarısızlık, adeziv ve substrat arayüzünde görülen kopmadır (Raposo vd., 2012). Bu başarısızlık tipi ile, bağlanma dayanımının nominal mukavemetinin en iyi şekilde yansıtıldığı kabul edilmektedir (Armstrong, 1998).

Karışık (karma) başarısızlık. Karma başarısızlık, adeziv arayüzü de içine alan ve her iki substratta görülen kopmalardır (Raposo vd., 2012). Adeziv bağlanma dayanımının bir ölçüsü olarak kabul edilebilir (Poitevin vd., 2007).

Makro testlerde çoğunlukla koheziv başarısızlık gözlenirken, mikro testlerde daha çok adeziv başarısızlığın gözlenmesi dikkat çekmektedir. (Braga vd., 2010; Pashley vd., 1999).

BÖLÜM III

Yöntem

Bu bölümde araştırmada kullanılan materyaller, çalışma grupları, çalışma modeli, test ve analiz yöntemleri, verilerin toplanması ve istatistiksel değerlendirme yöntemlerine ilişkin bilgilere yer verilmiştir.

Bu tez çalışmasında, üç farklı RMS materyalinin rezin kompozit ile tamirine farklı yüzey pürüzlendirme yöntemlerinin etkisi araştırılmıştır. Bu amaçla termal yaşlandırma işlemi uygulanan örneklerin tamir işlemi nanohibrit kompozit rezin ile simüle edilmiş, devamında tamir bağlanma dayanımı değerlendirmek amacıyla mikro çekme bağ dayanım testi gerçekleştirilmiştir. Çalışmada kullanılan materyaller Tablo 2’de, çalışma planının şematik gösterimi ise Şekil 12’de gösterilmektedir.

Bu çalışmada kullanılan modellerin hazırlığı, frez ve hava parçacık abrazyonunun yüzey işlemi olarak uygulaması, tamir kompozit rezin uygulaması Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Kliniği’nde; lazer irradyasyonu Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Periodontoloji Kliniği’nde; örneklerin dilimlenmesi ve yaşlandırılması Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Merkez Araştırma Laboratuvarı’nda bulunan hassas kesim cihazı ve termal siklus cihazıyla; yüzeylerin topografik analizi Uluslararası Kıbrıs Üniversitesi’nde bulunan taramalı elektron mikroskopuyla; mikro çekme bağlanma dayanım testi Yakın Doğu Üniversitesi Mühendislik Fakültesi’nde bulunan Universal Test Cihazı’yla ve çekme testi sonrası başarısızlık tiplerinin belirlenmesi Doğu Akdeniz Üniversitesi’nde bulunan stereomikroskop yardımıyla gerçekleştirilmiştir.

Çalışma Gruplarındaki Örnek Sayısının Belirlenmesi

Kullanılacak örnek sayısı, G*Power, PASS programı kullanılarak istatistiksel güç analizine göre hesaplanmıştır. Analiz sonuçlarına göre %95 güven (1- α), %80 test gücü (1- β) ve $f=0,40$ (large) etki büyüklüğü ile her bir grupta 16 örnek alınması gerektiği belirlenmiştir.

Tablo 2.

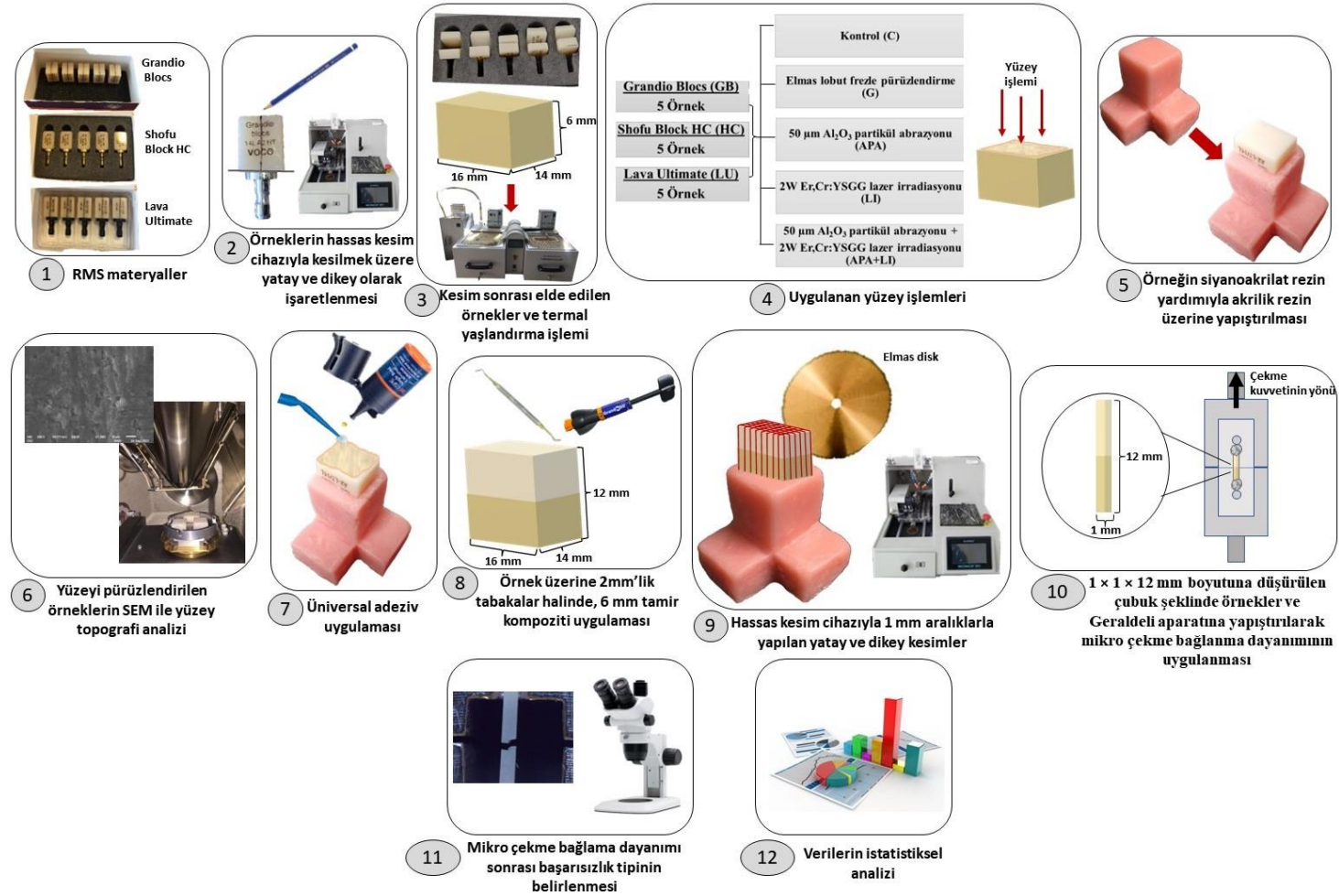
Çalışmada Kullanılan Materyaller ve Özellikleri (Arkoy & Ulusoy, 2022)

Materyal	Üretici Firma	Sınıflandırılması	İçeriği	Seri Numarası
Single Bond Universal	3M ESPE, St. Paul, Minnesota, Amerika Birleşik Devletleri	Universal Adeziv	HEMA, 10-MDP, dimetakrilat rezinler, Vitrebond kopolimer, silan, doldurucu, etanol, su, başlatıcılar. pH: 2.7	01026A
Grandio SO	VOCO GmbH, Cuxhaven, Almanya	Universal Nano-hibrit Kompozit	%89 w/w doldurucu içeriği, rezin ve cam seramik içerisinde %60 oranında fonksiyonelleştirilmiş nanopartiküller (20 - 40 nm).	2109672
Grandio Blocs (GB)	VOCO GmbH, Cuxhaven, Almanya	Nano-hibrit Kompozit	%86 w/w polimer matriks içerisinde nano silika ve baryum cam doldurucular. %14 oranında UDMA ve DMA.	2014063
Shofu Block HC (HC)	Shofu Dental GmbH, Ratingen, Almanya	Rezin Nanoseramik	%61 w/w silika tozu, mikro füme silika, zirkonyum silikat doldurucular. %39 oranında UDMA ve TEGDMA.	071601
Lava Ultimate (LU)	3M ESPE, St. Paul, Minnesota, Amerika Birleşik Devletleri	Rezin Nanoseramik	%80 silika ve zirkonyum nanoparçacıkları, doldurucu içeriği olarak nanokümler. %20 oranında BisGMA, UDMA, BisEMA ve TEGDMA.	NA57353

HEMA-2-hidroksietil metakrilat; 10-MDP-10-metakriloiloksidesil dihidrojen fosfat; UDMA-üretan dimetakrilat; DMA-dodesil dimetakrilat; TEGDMA-trietilen glikol dimetakrilat; BisGMA-bis fenol A glisidil dimetakrilat; BisEMA-etoksile bisfenol A dimetakrilat.

Şekil 12

Çalışma Planının Şematik Gösterimi

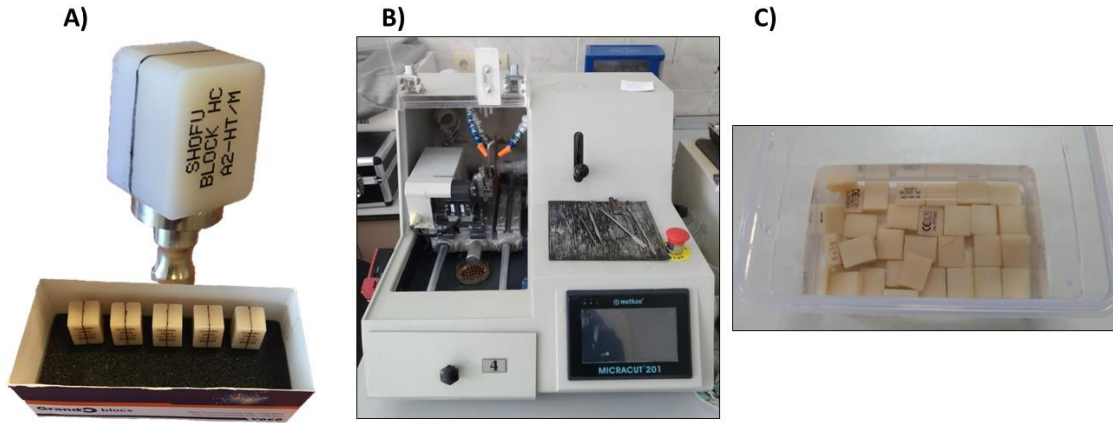


Çalışma Modelinin Hazırlanması ve Yüzey Pürüzlendirme Protokolleri

Çalışmada kullanılan Grandio Blocs (Voco), Shofu Block HC (Shofu Dental) ve Lava Ultimate (3M ESPE) RMS blokları, $14 \times 16 \times 6$ mm boyutlarında olacak şekilde işaretlenerek, su soğutmalı yüksek hızlı hassas kesim cihazı (Microcut 201, Metkon, Bursa, Türkiye) yardımıyla kesilmiştir (Şekil 13).

Şekil 13

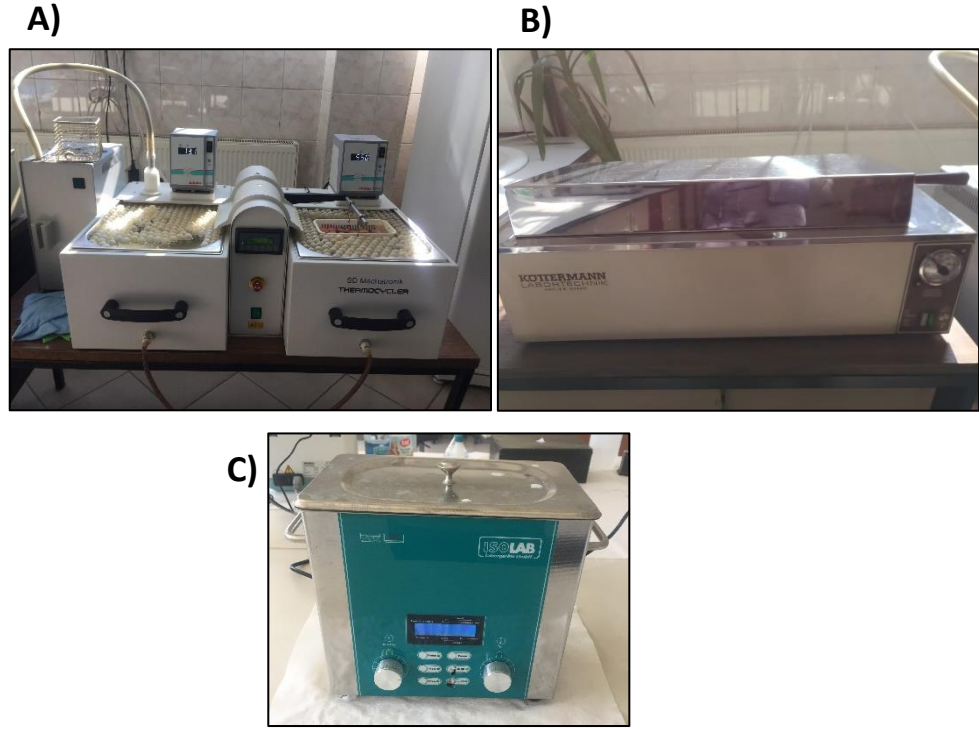
A) RMS Blokların Hassas Kesim Cihazıyla Kesilmek Üzere İşaretlenmesi, B) Çalışmada Kullanılan Hassas Kesim Cihazı, C) Kesim Sonrası Elde Edilen $14 \times 16 \times 6$ mm Boyutlarında Örnekler



Her 3 materyalden $14 \times 16 \times 6$ mm boyutlarında 5 örnek olmak üzere, toplamda 15 örnek elde edilmiş ve ağız ortamındaki 1 yıllık kullanımı simüle etmek amacıyla termal yaşlandırma işlemine ($\times 10000$, 20 sn bekleme süresi, $5^{\circ}C$ ile $55^{\circ}C$ aralığında) tabi tutulmuştur (Thermocycler, THE-1100, SD Mechatronik, Feldkirchen-Westerham, Almanya) (Göngör vd., 2016; Xie vd., 2010). Yaşlandırma işlemi takiben her örneğin tamir kompoziti ile bağlantı gerçekleştirilecek yüzeyi, standardize edilmek üzere 600-grit silikon karbür kağıt ile aşındırılmıştır (düşük basınç ve soğuk su irrigasyonu altında altında 20 sn süre ile) (Gul & Altınok-Uygun, 2020). Ardından distile suda, 10 dk süre ile ultrasonik temizleme gerçekleştirilmiş (ISOLAB, Laborgerate GmbH, Eschau, Almanya) ve yüzey işlemleri uygulanana kadar $37^{\circ}C$ 'de distile su banyosunda bekletilmiştir (Shaking Water Bath, type 3047, Kötterman, Hänigsen, Almanya) (Şekil 14).

Şekil 14

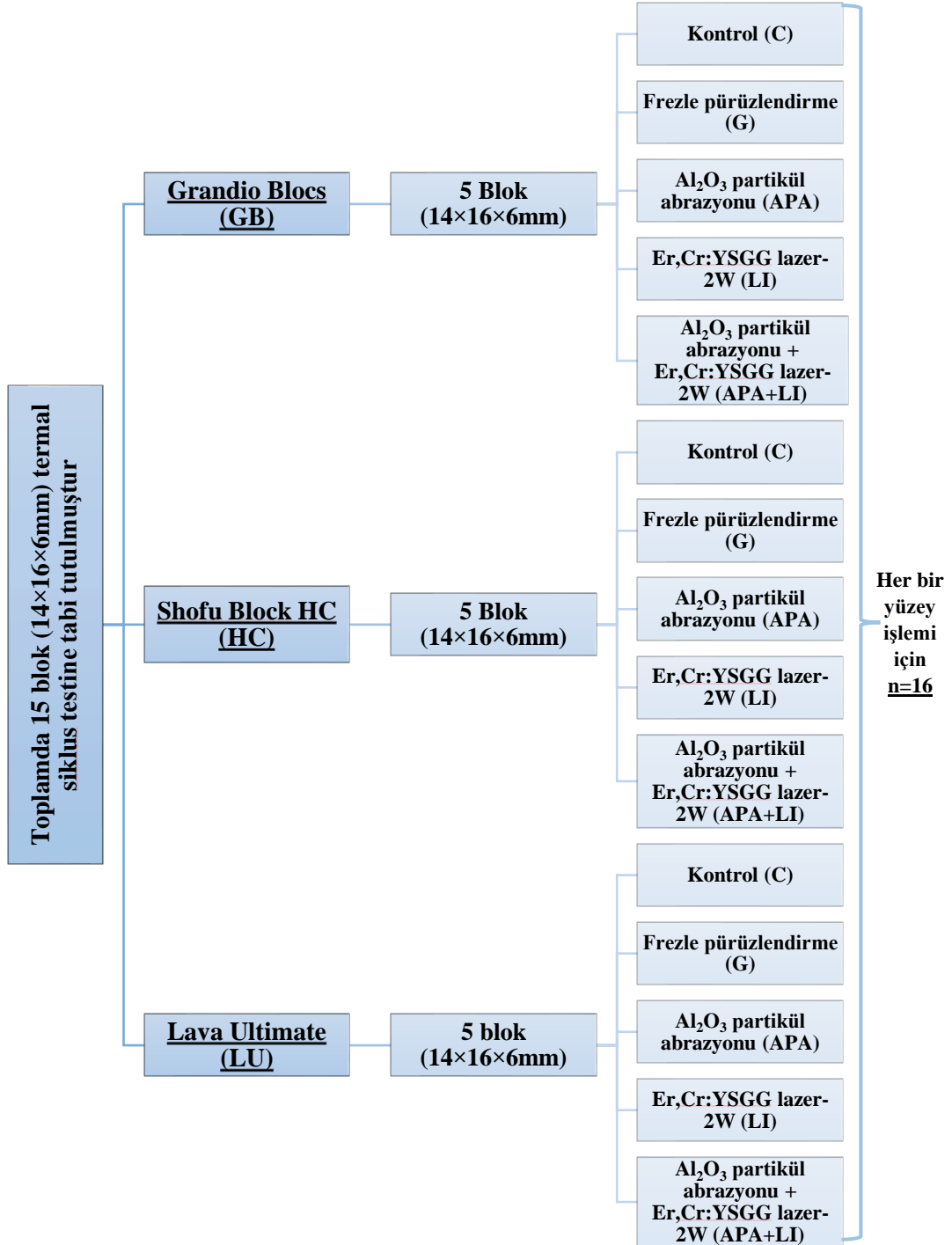
Çalışmada Kullanılan; A) Termal Siklus Cihazı, B) Su Banyosu, C) Ultrasonik Temizleme Cihazı



Devamında her bir RMS materyali, uygulanacak yüzey işlemine göre 5 alt gruba ayrılmıştır. C: Kontrol, G: Frezle pürüzlendirme, APA: Alüminyum oksit partikül (Al_2O_3) abrazyonu, LI: Er,Cr:YSGG lazer irradyasyonu, APA+LI: Er,Cr:YSGG lazer irradyasyonu ile APA'nın kombinasyonu uygulanmıştır (Şekil 15). Tüm yüzey işlemleri, kalibre edilerek tek bir klinisyen tarafından uygulanmıştır.

Şekil 15

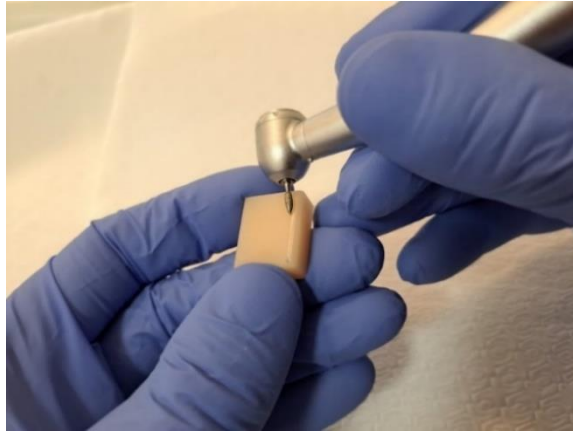
RMS Materyallere Uygulanan Yüzey İşlemlerinin Şematik Diyagramı



- C grubu, kontrol grubu olarak belirlenmiş olup herhangi bir yüzey pürüzlendirmesi gerçekleştirilmemiştir.
- G grubundaki örneklerin bağlantı yüzeyi; düşük el basıncı altında su soğutması altında, yeşil kuşak elmas lobut frezle, 15 sn süre ile, 15 yatay ve 15 dikey hareketle pürüzlendirilmiştir (Şekil 16) (Bayraktar vd., 2021). Bu sayede, yüzeyin gereğinden fazla pürüzlendirmesinin önüne geçilmiştir.

Şekil 16

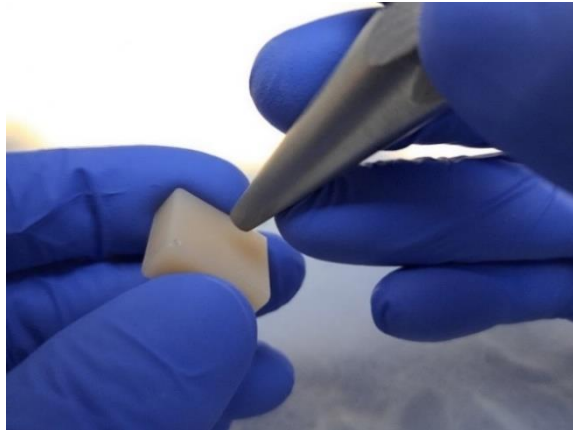
Örnek Bağlantı Yüzeyinin Yeşil Kuşak Elmas Frezle Pürüzlendirilmesi



- APA grubunda 50 µm boyutunda Al₂O₃ partikülleri (Korox, Bego, Bremen, Almanya) kullanılarak, 3 bar basınçla, 10 mm mesafeden ve 20 sn süre ile örneklerin bağlantı yüzeyine dik olarak (90⁰) püskürtülmüştür (Rotaks-Dent, İstanbul, Türkiye) (Şekil 17) (Fazi vd., 2012; Souza vd., 2013).

Şekil 17

Örnek Bağlantı Yüzeyine Uygulanan Al₂O₃ Partikül Abrazyonu



- LI grubunda bağlantı yüzeyi, Er,Cr:YSGG lazer (Waterlase MD, Biolase, Irvine, CA, Amerika Birleşik Devletleri) ile MG6 safir uç kullanılarak, 2W çıkış gücünde, 140 µs vuruş süresiyle, 10 Hz tekrarlama hızında, temassız sert doku modunda 20 sn boyunca %55 su ve %65 hava ile pürüzlendirilmiştir.

Şekil 18

Çalışmada Kullanılan Er,Cr:YSGG Lazer Cihazı



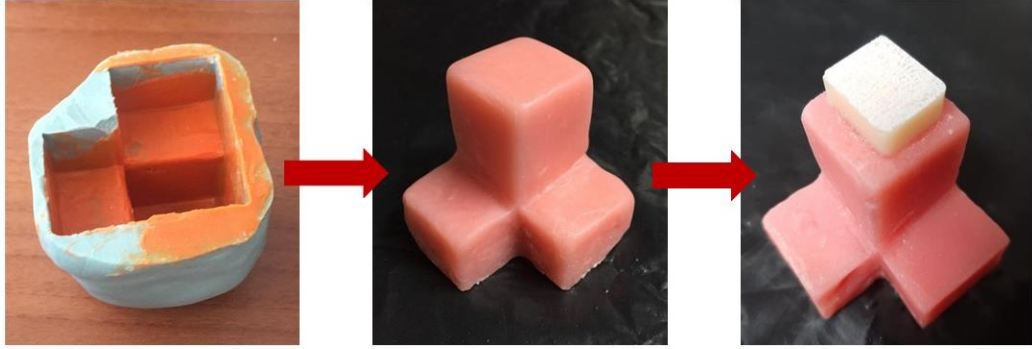
- APA+LI grubunda ise; öncelikle APA, sonrasında LI grubundaki yüzey pürüzlendirme prosedürleri sırasıyla takip edilmiştir.

Her RMS materyalinden yüzey işlemi uygulanan 5, toplamda 15 örnek, 10 dk süreyle distile su içerisinde ultrasonik olarak temizlenerek tamir işlemine hazır hale getirilmiştir. Mikro çekme bağ dayanım testi uygulayabilmek için örnekler, harekete mahal vermeyecek şekilde hassas kesim cihazına adapte edilmesi gerekmektedir. Bu sebeple akrilik rezinden (Self cure, Imicryl, Konya, Türkiye) tabanda çıkıntıları bulunan sabitleyici bir zemin üretilmiştir. Toplamda üretilecek 15 akrilik rezin için standardizasyonu sağlamak üzere, ilk olarak mumdan bir model elde edilmiştir. Daha sonra bir polivinil siloksan silikon matris (Elite HD+ Putty Soft, Zhermack, Polesine,

İtalya) elde edilerek akrilik rezin üretilmiştir. Devamında önceden yüzey işlemi uygulanmış örnekler, bu akrilik rezinlerin üst kısmına siyanoakrilat rezin yardımıyla yapıştırılmıştır (Şekil 19).

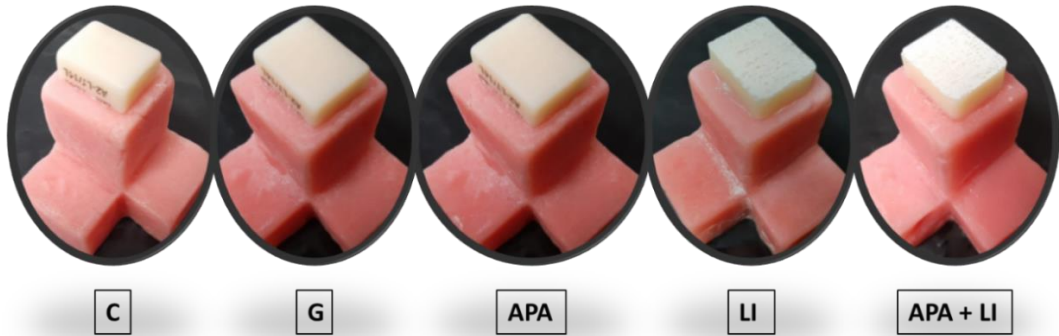
Şekil 19

Hassas Kesim Cihazına Sabitlenmesini Sağlayacak, Tabanda Birbirine 90°'lik Açıya Sahip İki Kenarlı Akrilik Rezinin Üretilmesi ve Örneğin Üzerine Yapıştırılması



Şekil 20

Yüzey İşlemi Uygulanmış Örneklerin Akrilik Rezin Üzerine Siyanoakrilat Rezin ile Yapıştırılan Görünümü. C:Kontrol, G:Frezle Pürüzlendirme, APA: Al₂O₃ Partikül Abrazyonu ile Pürüzlendirme, LI:2W-Er:Cr,YSGG Lazer ile Pürüzlendirme, APA+LI: Al₂O₃ Partikül Abrazyonu Ardından 2W-Er:Cr,YSGG Lazer ile Pürüzlendirme

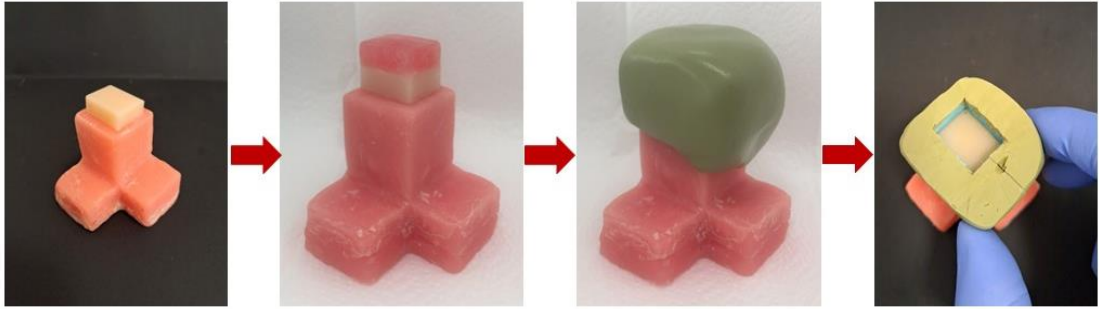


Örnek Üzerine Tamir Kompoziti Uygulaması

Akrilik rezine yapıştırılmış halde bulunan $14 \times 16 \times 6$ mm boyutundaki örnekler üzerine 6 mm (örnek kalınlığıyla eş miktarda) tamir kompozit uygulaması planlanmıştır. İlk önce, örnekle aynı boyutlarda mum elde edilerek örnek üzerine yerleştirilmiştir. Devamında ölçüsü alınarak ortasında $14 \times 16 \times 12$ mm boyutlarında boşluk bulunan bir silikon matris (Elite HD+ Putty Soft, Zhermack, Polesine, İtalya) elde edilmiştir. Silikon matrisin üst kısmı kesilerek açıkta kalması sağlanmıştır. Her örnek için kullanılacak olan bu silikon matris ile, eşit kondenzasyon ve eşit miktarla tamir kompoziti uygulanabilmesi planlanmıştır (Şekil 21).

Şekil 21

Tamir Kompoziti Uygulamak Üzere Silikon Matris Elde Edilmesi



Akrilik rezin üzerindeki örneğin pürüzlendirilmiş üst yüzeyine üretici firmanın önerileri doğrultusunda 20 sn süreyle universal adeziv (Single Bond Universal, 3M ESPE, St. Paul, Amerika Birleşik Devletleri) uygulanmış, 5 sn hava ile kurutularak 10 sn boyunca LED ışık cihazı (LED-B, Woodpecker, Guilin, Çin, $1000-1700\text{mw/cm}^2$) ile polimerize edilmiştir. Tamir kompoziti olarak kullanılan nanohibrit kompozit (Grandio SO, VOCO, Cuxhaven, Almanya) (Şekil 22), örnek yüzeyine 2 mm'lik tabakalar halinde ve toplamda 6 mm kalınlığında (yerleştirilen silikon matris yüksekliğinde) olacak şekilde uygulanmıştır (Şekil 23). Bu sayede birbirine yapışmış, 6 mm RMS materyali ve üzerinde 6 mm tamir kompozit kalınlığı olan $14 \times 16 \times 12$ mm boyutlarında bir örnek elde edilmiştir.

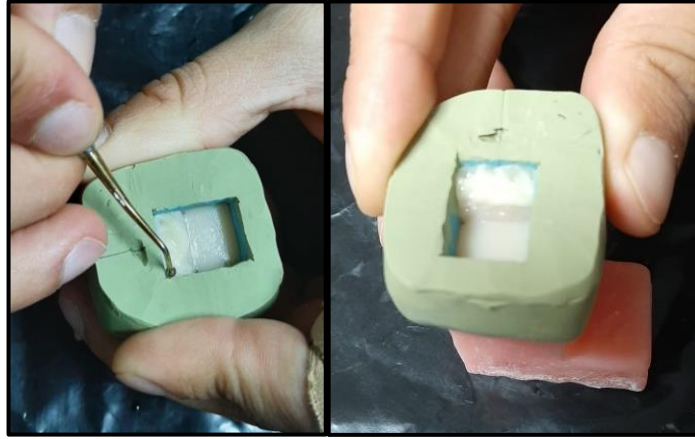
Şekil 22

Tamir Kompoziti Olarak Kullanılan Grandio SO Nanohibrit Kompozit Rezin



Şekil 23

Silikon Matris Yardımıyla Uygulan Tamir Kompoziti



Tamir kompoziti tabakalama tekniğiyle (her 2 mm'lik tabaka sonrası silikon matris üzerinden ışık cihazıyla polimerizasyon sağlanmıştır) uygulanmış olup ardından silikon matris, gevşetilerek örnekten yavaşça çıkartılmıştır. Bağlantı yüzeyinin tam polimerizasyonunu sağlamak adına, ışık cihazı tüm yan yüzeylerden ek 40 sn uygulanmıştır. Devamında mikro çekme bağlanma dayanım testi öncesi örnekler, distile su içerisinde 37°C'de 24 saat boyunca bekletilmiştir.

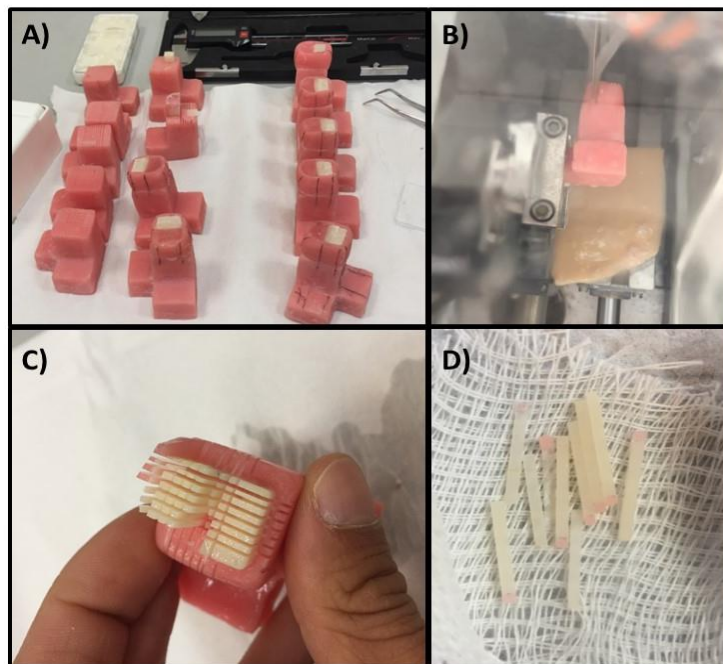
Mikro Çekme Bağlanma Dayanım (μ TBS) Testi

Bu çalışmada uygulanan μ TBS testi için, 14 x 16 x 12 mm boyutlarındaki örnekten hassas kesim cihazı ile 1 mm² kesit alanına sahip trimlenmemiş çubuk şeklindeki örnekler elde edilecektir. Bu örnekler kırılğan yapıya sahip olduğundan test öncesi kopmaları önlemek adına, hassas şekilde hazırlanmalıdır. Bu nedenle

elmas disk ile kesim gerçekleştirilmeden önce, örneği sararak desteklemek adına yan duvarları ince akrilik rezinle kaplanmıştır (El Mourad, 2018) (Şekil 24A). Devamında bu örnekler, akrilik rezin tutucu kenarları ile hassas kesim cihazına sabitlenmiştir. Cihazda bulunan 0.8 mm çapında su soğutmalı elmas disk, otomatik olarak 1 mm aralıklarla kesit alacak şekilde ayarlanmış, örneğin zeminindeki akrilik rezine ulaşacak derinlikte yatay ve dikey kesimler atılmıştır (Şekil 24B,C). Kesim sonrası μ TBS testinde kullanılmak üzere sadece merkezdeki örnekler seçilerek bir presel yardımıyla toplanmış, çevresel örnekler kullanılmamıştır (Şekil 24D). Merkezdeki çubuk şekilli örneklerin kullanımı sayesinde kenarlardaki aşırı veya yetersiz rezin kompozit miktarı sonuçları etkilememiştir. Yapılan kesimler sonunda $1 \times 1 \times 12 \text{ mm}^3$ boyutlarında çubuk şeklinde örnekler elde edilmiştir (n=16). Bu örneklerin substrat-tamir kompoziti arayüz çapı, dijital kumpas (DIN 862, MIB-Messzeuge GmbH, Spangenberg, Almanya) yardımıyla ölçülerek $1.0 \pm 0.1 \text{ mm}^2$ boyutlarında olduğu teyit edilmiş (El Zohairy vd., 2003) ve değerler μ TBS testinden önce kaydedilmiştir (Şekil 25).

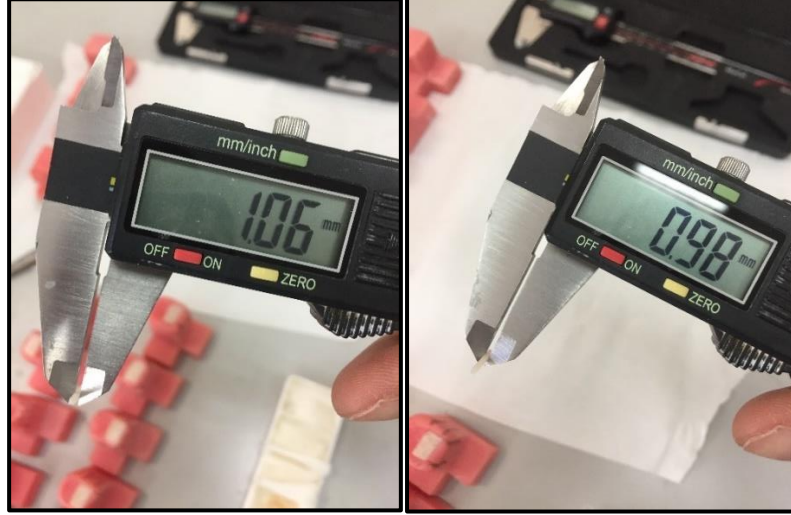
Şekil 24

A) Hassas Kesim Cihazıyla Kesilmiş Örnekler (Solda) ve Kesilmek Üzere Çizilerek, Çevresi Akrilik Rezinle Sarılmış Örnekler (Sağda), B) Örneğin Cihaza Sabitlenerek Elmas Disk ile Kesilmesi, C) Yatay ve Dikey Kesimler Sonrası Görünüm, D) Kesim Sonrası Presel ile Toplanan Örnekler



Şekil 25

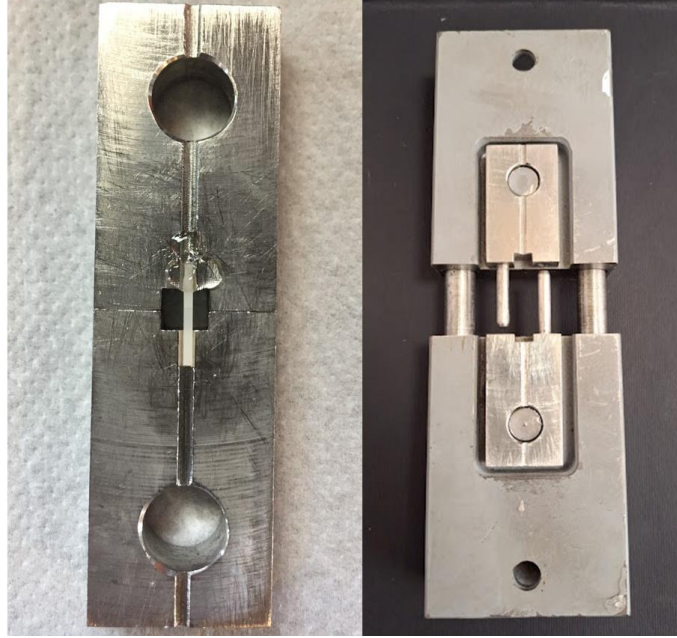
Tamir Kompoziti-Materyal Bağlantı Arayüz Kesit Alanı, Dijital Bir Kumpas ile Ölçülmüştür



Örnekler, paslanmaz çelik Geraldeli aparatının merkezinde bulunan “V” şekilli (90°’lik) kanala yerleştirilmiştir (Şekil 26). Örnekler, μ TBS testi gerçekleştirmek üzere her iki uçtan iki damla siyanoakrilat rezin (EUROFIX, İstanbul, Türkiye) ile Geraldeli test aparatına yapıştırılmıştır. Kırılgan olan örneklere test öncesi streslerin gelmesini ve erken başarısızlığını önlemek adına; uygulanan ikinci damla siyanoakrilat rezin, sertleşirken büzülmesine bağlı yarattığı stresi minimize edecektir (Raposo vd., 2012). Ayrıca örneklerin üst ucu (tamir kompoziti) Universal Test Cihazı’na (EZ50 Universal Test Machine 50kN, Ametek Llyod Instruments Ltd, West Sussex, Birleşik Krallık) yerleştirilmeden Geraldeli aparatına yapıştırılırken (Şekil 26), alt ucu (RMS materyal) Universal Test Cihazı’na yerleştirildikten sonra yapıştırılmıştır. μ TBS testi örneklerde kopma olana değin, Yakın Doğu Üniversitesi Mühendislik Fakültesi’nde bulunan Universal Test Cihazı’nda 1 mm/dk kafa hızındaki çekme kuvveti ile gerçekleştirilmiştir (Şekil 27).

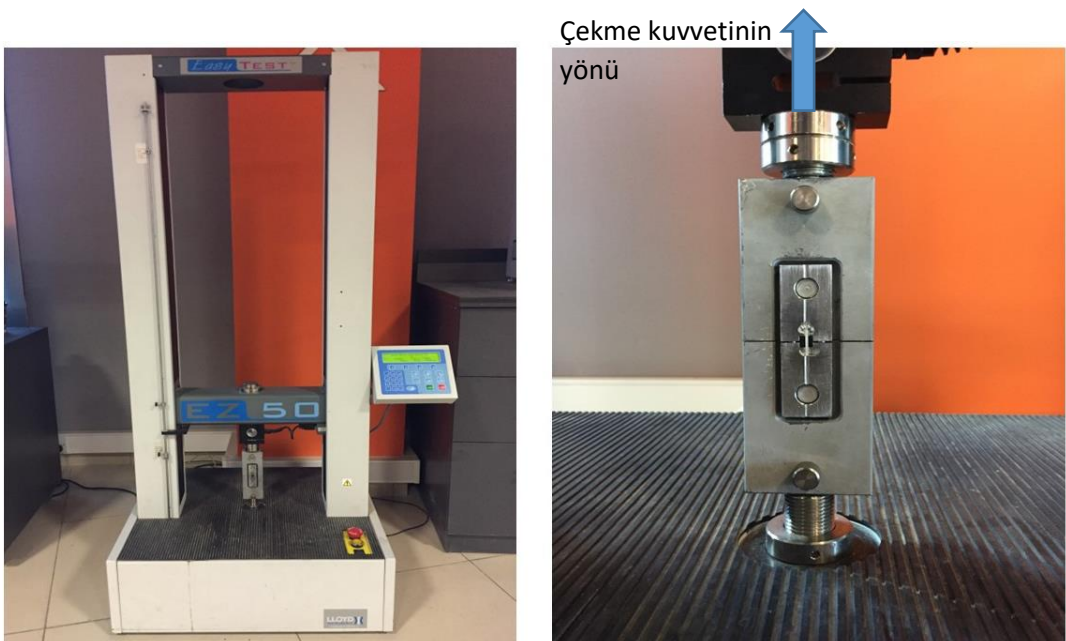
Şekil 26

Geraldeli Aparatı ve Üniversal Test Cihazına Yerleştirmeden Önce Üst Kısmı Merkezi Çentiğe Yapıştırılan Örnek (Solda), İki Eş Plaka ve İçerisinde Bulunan Dikey Hizalayıcı Kayar Çubukların Görünümü (Sağda)



Şekil 27

Çalışmada Kullanılan Üniversal Test Cihazı (Solda), Örneğin Test Aparatına Siyanoakrilat Rezin ile Yapıştırılmış Görünümü (Sağda)



Universal Test Cihazı ile örnekleri koparmak için gereken çekme kuvveti Newton (N) olarak kaydedilmiştir. Her örneğin μ TBS (MPa) değeri aşağıdaki formül kullanılarak hesaplanmıştır (Bayraktar vd., 2021):

$$\mu\text{TBS} = \text{kopma kuvveti (N)} / \text{örnek kesit alanı (mm}^2\text{)}.$$

Başarısızlık Tiplerinin Değerlendirilmesi

Başarısızlık tiplerini belirlemek üzere kopmuş çubuk örnekler Doğu Akdeniz Üniversitesi Biyolojik Bilimler Bölümü'nde, $\times 40$ büyütmede bir stereomikroskop (Olympus SZ61TR, Olympus, Shinjuku, Tokyo, Japonya) yardımıyla incelenmiş ve kaydedilmiştir (Şekil 28). Örneklerin başarısızlık tipleri şu şekilde kategorize edilmiştir (Raposo vd., 2012):

- Adeziv tip başarısızlık: Kompozit rezin ve RMS materyal arayüzünde görülen başarısızlık tipidir.
- Direkt kompozit rezin koheziv başarısızlık: Sınırları kompozit rezin içinde kalan başarısızlık tipidir.
- RMS koheziv başarısızlık: RMS materyalinde görülen başarısızlıktır.
- Karışık (karma) başarısızlık: Rezin kompozit veya RMS materyalde adeziv ve koheziv başarısızlığının birlikte meydana geldiği durumdur.

Şekil 28

Başarısızlık Tiplerini Değerlendirmede Kullanılan Stereomikroskop



Pürüzlendirme İşlemleri Sonrası Yüzey Topografi Analizi

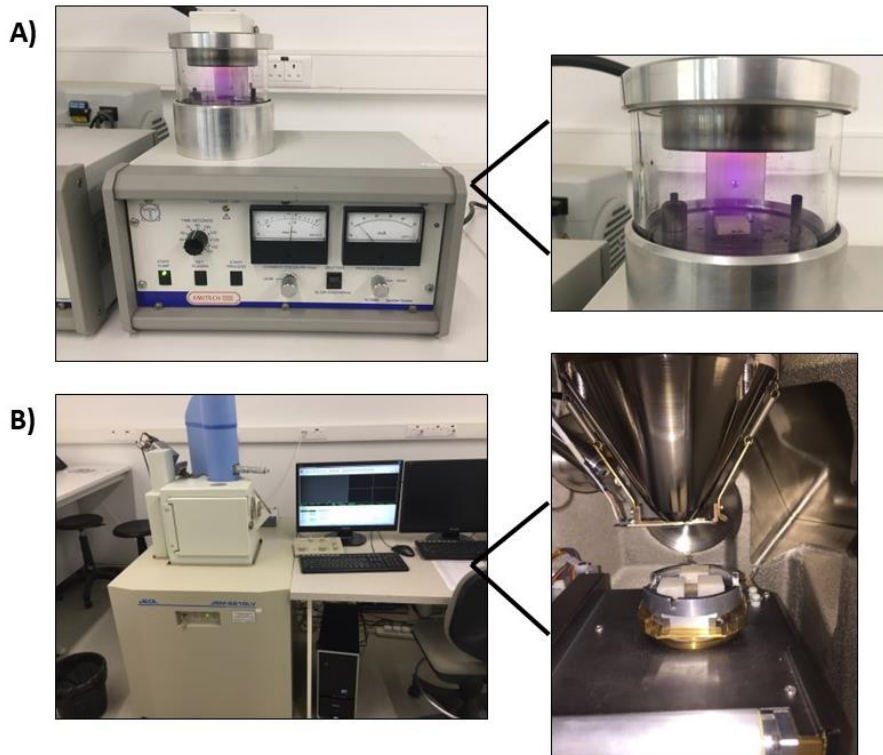
Bağ dayanım testi için hazırlanan örnekler ek olarak her 3 RMS blok materyalinden, SEM ile incelenmek üzere $14 \times 16 \times 6$ mm boyutlarında (çalışmada kullanılan örneklerle aynı boyutta) ekstra 5 örnek elde edilmiş ve bu çalışmada

açıklanan 5 yüzey işlem protokolü uygulanmıştır. Üretilen bu ek örnekler sadece SEM analizi için kullanılmış olup, çalışmanın başka bir bölümünde kullanılmamıştır.

SEM analizini gerçekleştirmek üzere; yüzeyin elektrik yüklenmesini önlemek, örneğin düzgün şekilde iletilmesi için ikincil elektronların emisyonunu teşvik etmek, analiz için homojen bir yüzey sağlayarak görüntüleyebilmek için genellikle örneğin ince bir altın veya altın-paladyum alaşım tabakasıyla kaplamak gerekmektedir (Leslie & Mitchell, 2007). Bu sebeple tüm yüzey işlemlerini takiben kurutulmuş örnekler altın-paladyum (SC7620, Emitech Mini Sputter Coater, Quorum Technologies, East Sussex, Birleşik Krallık) ile kaplanmıştır (Şekil 29A). Sonrasında örnekler, yüzey işlemlerinin neden olduğu topografik değişiklikleri değerlendirmek üzere SEM (JSM-6610LV, JEOL, Tokyo, Japonya) altında $\times 1000$ büyütmede incelenmiştir (Şekil 29B). SEM analizinde pürüzlendirilen örnek yüzeylerinin ilk önce merkezinden, devamında ise birden fazla noktadan rastgele büyütme yapılmıştır. Elde edilen görüntüler; yüzey düzensizliklerinin şekli, sıklığı, derinliği, çatlak hat mevcudiyeti, materyal doldurucu parçacıklarındaki etki bakımından değerlendirilmiştir.

Şekil 29

A) Örnek Yüzeyinin Altın-Paladyum ile Kaplanması, B) Çalışmada Kullanılan SEM ve Örneklerin Görüntülenmek Üzere Cihaz Aparatına Yerleştirilmiş Hali



İstatistiksel Analizler

Elde edilen verilerin istatistiksel analizi için bir matematiksel yazılım (IBM SPSS Statistics, v23, IBM Corp., Chicago, IL, Amerika Birleşik Devletleri) programı kullanılmıştır. Veri dağılımının normalliği Shapiro-Wilk testi ile onaylanmıştır ($p > 0.05$). Bu nedenle, RMS materyal tipinin ve yüzey işleminin etkisini incelemek amacıyla μ TBS verileri üzerindeki değişkenler, iki yönlü varyans analizi (2-way ANOVA) ve Tukey post-hoc testleri ile gerçekleştirilmiştir. İstatistiksel anlamlılık düzeyi $\alpha= 0.05$ olarak alınmıştır.

BÖLÜM IV

Bulgular

Bu bölümde, termal yaşlandırma işlemine tabi tutulmuş 3 farklı RMS materyaline uygulanan 5 farklı yüzey işlemi ile tamir kompoziti arasındaki mikro çekme bağ dayanım verileri ve istatistiksel analiz bulguları; mikro çekme bağ dayanım testinde kopan örneklerin başarısızlık tipi dağılım verileri ve verilerin analizi; farklı yüzey işlemlerinin 3 RMS materyalinin yüzeyindeki etkisini gösteren taramalı elektron mikroskop görüntüleri ve bu görüntülerin analizi sunulmaktadır.

İstatistiksel Analiz Bulguları

Mikro Çekme Bağ Dayanım Verilerinin Analizi

Tablo 3'te belirtilen iki yönlü varyans analizinin sonuçlarına göre, μ TBS değerleri yüzey işlemi değişkeninden ve değişkenlerin arasındaki etkileşimden önemli ölçüde etkilenmiştir ($p < 0,001$). Ancak, RMS materyal tipine bağlı anlamlı bir etki tespit edilmemiştir ($p > 0,05$) (Tablo 3).

Tablo 3.

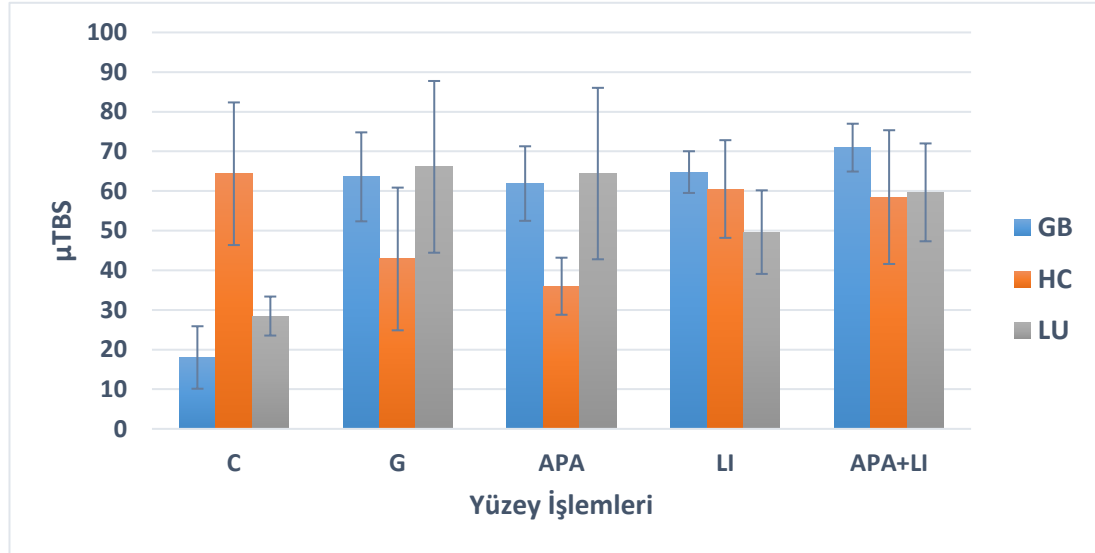
İki Yönlü Varyans Analizi Sonuçları

Kaynak	Tip III Kareler		df	Ortalama KareF	Sig.
	Toplamı				
Materyal tipi (A)	475.920	2	237.960	1.335	0.265
Yüzey işlemi (B)	19352.476	4	4838.119	27.147	0.000
A × B	35023.972	8	4377.996	24.565	0.000

Bu çalışmada kullanılan RMS materyal tipine ve uygulanan yüzey işlemlerine bağlı olarak oluşan ortalama μ TBS ve \pm standart sapma verileri Şekil 30'da ve Tukey post-hoc karşılaştırmaları Tablo 4'te verilmiştir.

Şekil 30

Farklı Yüzey İşlemleri Sonucu RMC Materyallerde Elde Edilen μ TBS (MPa) Verileri



Tablo 4.

μ TBS Verilerinin (MPa) \pm Standart Sapmaları ve Post-hoc Analizinin Çoklu Karşılaştırmaları

Yüzey işlemi	Grandio Blocs (GB)	Shofu Block HC (HC)	Lava Ultimate (LU)	Toplam
C	18.01 \pm 7.88 ^{B,b}	64.35 \pm 17.99 ^{A,a}	28.46 \pm 4.92 ^{C,b}	36.94 \pm 23.09 ^X
G	63.57 \pm 11.22 ^{A,a}	42.86 \pm 17.18 ^{B,C,b}	66.09 \pm 21.66 ^{A,a}	57.54 \pm 19.87 ^{Z,Y}
APA	61.88 \pm 9.40 ^{A,a}	35.98 \pm 7.20 ^{C,b}	64.40 \pm 21.62 ^{A,B,a}	54.08 \pm 19.04 ^Y
LI	64.77 \pm 5.26 ^{A,a}	60.50 \pm 12.32 ^{A,a}	49.63 \pm 10.54 ^{B,a}	58.30 \pm 11.58 ^{Z,Y}
APA + LI	70.94 \pm 6.03 ^{A,a}	58.46 \pm 16.87 ^{A,B,a}	59.66 \pm 12.34 ^{A,B,a}	63.02 \pm 13.54 ^Z
Toplam	55.83 \pm 7.95	52.43 \pm 15.88	53.65 \pm 14.21	53.97 \pm 19.93

C-Kontrol; G-Frezle pürüzlendirme; APA-Al₂O₃ Partikül Abrazyonu; LI-Er,Cr:YSGG lazer irradyasyonu; APA+LI- Al₂O₃ partikül abrazyonu + Er,Cr:YSGG lazer irradyasyonu. Farklı büyük harfler, yüzey işlemlerine bağlı istatistiksel farklılıkları göstermektedir; farklı küçük harfler ise materyale bağlı istatistiksel farkları göstermektedir (p<0,05).

Uygulanan yüzey işlemlerinin ana etkisi değerlendirildiğinde, en yüksek μ TBS değeri APA+LI (63.02 \pm 13.54) uygulanan grupta oluşurken, en düşük μ TBS değeri C (36.94 \pm 23.09) grubunda gözlenmiştir. HC hariç, yüzey işlemi uygulanan tüm gruplardaki μ TBS değerlerinin, kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı

derecede daha yüksek olduğu gözlenmiştir ($p < 0.05$). APA ile APA+LI uygulanan gruplar arasındaki fark hariç ($p = 0.012$) test edilen yüzey işlemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p > 0.05$).

RMC materyal tipi ile yüzey işlemi arasındaki etkileşim incelendiğinde GB^{APA+LI} grubu, en yüksek μTBS değerini (70.94 ± 6.03) göstermiştir. GB^C grubu ise en düşük μTBS değerini (18.01 ± 7.88) göstermiştir. Herhangi bir yüzey işlemi uygulanmamış RMC materyallerinin (C grupları) μTBS değerleri incelendiğinde HC^C ; GB^C ve LU^C 'ye göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek değerlere sahip olduğu ($p = ,000$) saptanmıştır. GB^C ile LU^C arasında ise anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir ($p > 0.05$).

Kontrol grubu ile kıyaslandığında uygulanan tüm yüzey işlemleri hem GB hem de LU materyallerinde μTBS değerlerini önemli ölçüde arttırmıştır ($p < 0.05$). Ancak GB ve LU yüzey işlemleri arasında anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir ($p > 0.05$). HC materyalinde ise kontrol grubu ile kıyaslandığında, HC^G ve HC^{APA} grupları μTBS değerlerini düşürürken ($p < 0.05$), HC^{LI} ve HC^{APA+LI} grupları μTBS değerinde anlamlı derecede fark yaratmamıştır ($p > 0.05$) (Tablo 4).

Başarısızlık Tiplerinin Analizi

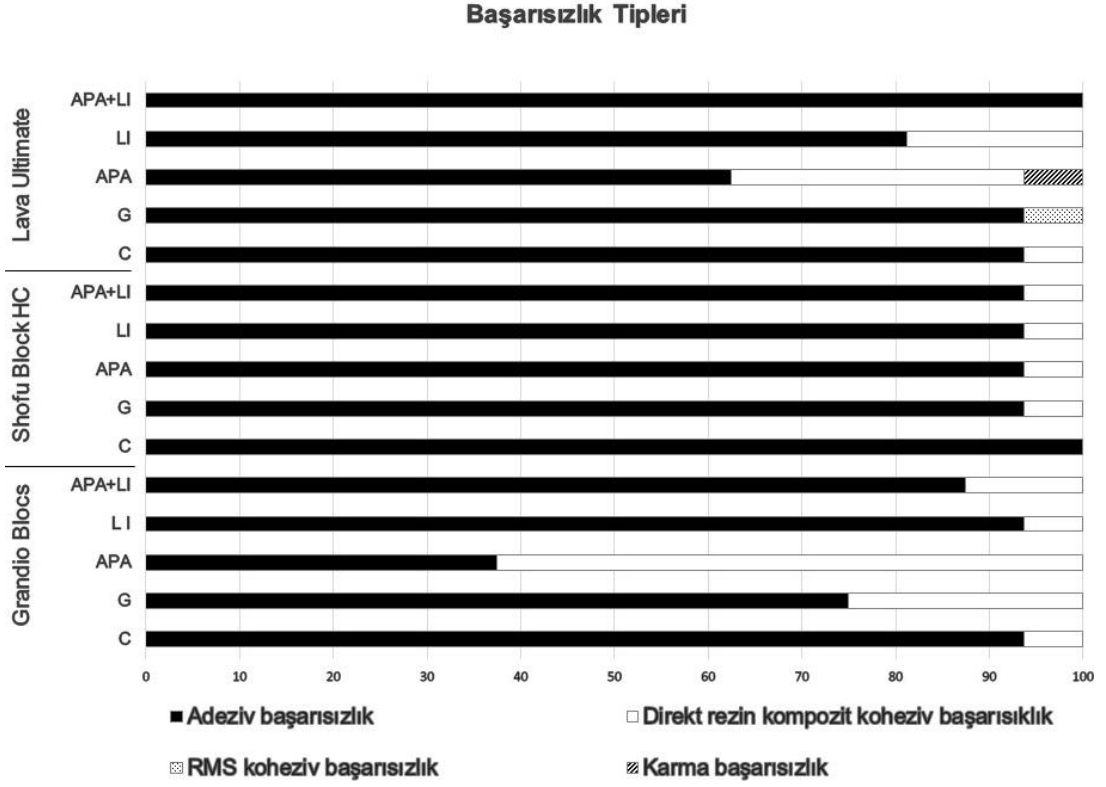
Test gruplarında meydana gelen başarısızlık tiplerinin yüzde verileri Şekil 31'de, tespit edilen başarısızlık tipleri Şekil 32'de gösterilmiştir.

Direkt rezin kompozit koheziv başarısızlığın baskın olarak gözlendiği GB^{APA} grubu (%62.50) dışında, RMS materyallerinin tüm alt gruplarında baskın başarısızlık tipinin adeziv kopmalardan oluştuğu gözlenmiştir. En yüksek adeziv başarısızlık oranları %100 ile LU^{APA+LI} ve HC^C grubunda elde edilmiştir. LU^{APA} grubunda adeziv başarısızlığın %62.50 ile baskın olmasına karşın, %31.25 direkt rezin kompozit koheziv başarısızlık ve %6.25 karma başarısızlık tipi gözlenmiştir. Ek olarak tüm gruplarda tek olarak LU^G grubunda, %6.25 oranında RMS koheziv başarısızlık gözlenmiştir.

HC materyali ise GB ve LU'ya kıyasla, 3 direkt rezin kompozit koheziv başarısızlık dışında tüm alt grupların adeziv kopma göstermesi ile en fazla adeziv başarısızlığa sahip materyal olmuştur.

Şekil 31

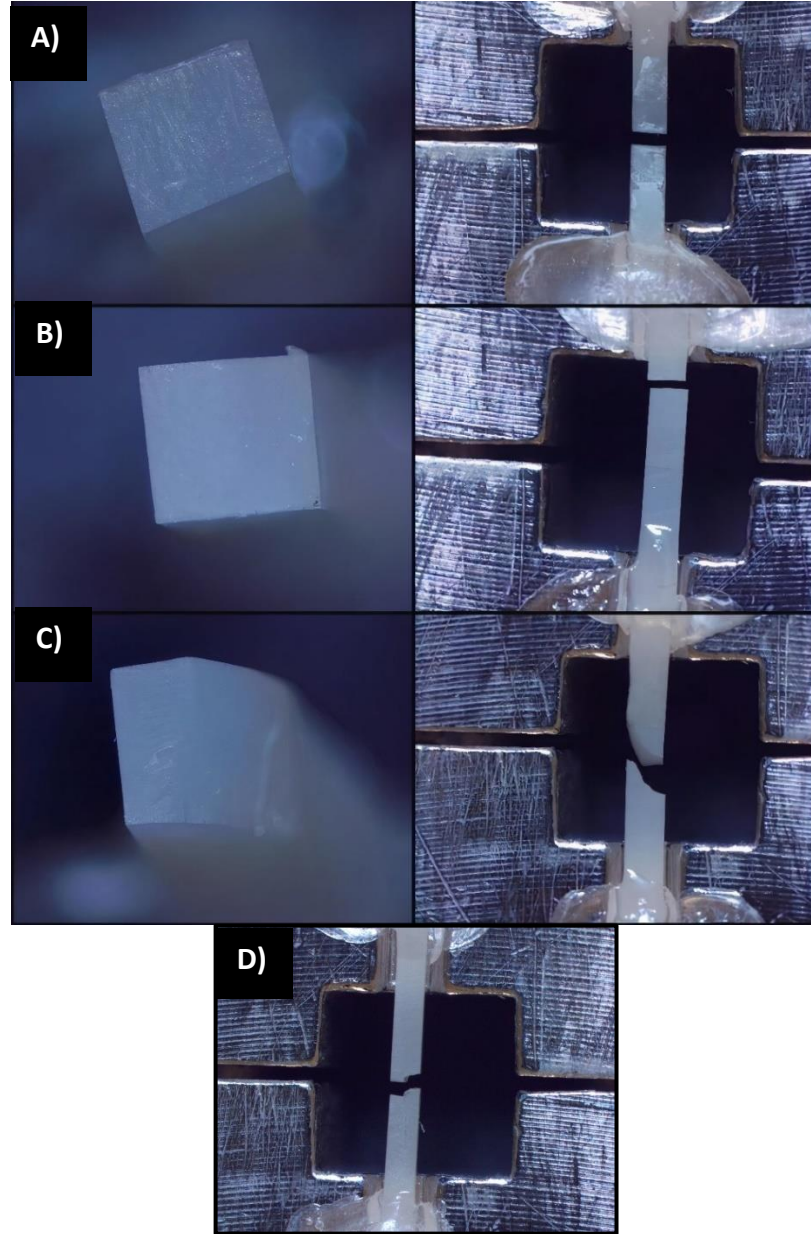
Mikro Çekme Bağ Dayanım Testi Sonrası Gerçekleşen Başarısızlık Tipinin Örneklerle Göre Dağılımı (%). (Arkoy & Ulusoy, 2022)



Tüm alt gruplar dikkate alındığında, direkt rezin kompozit koheziv kopmaların çoğunluğu örneğin siyanoakrilat rezine yakın kısmında gerçekleşmiştir. Bu kopmaların, stresin çubuk şekilli örneklerin kenarlarında yoğunlaşması nedeniyle olduğu düşünülmektedir.

Şekil 32

Stereomikroskop ile Gözlenen Farklı Başarısızlık Tipleri ($\times 40$ Büyütme). A)Adeziv Başarısızlık, B)Direkt Rezin Kompozit Koheziv Başarısızlık, C)Karışık (Karma) Başarısızlık, D) RMS Koheziv Başarısızlık (Arkoy & Ulusoy, 2022)



Taramalı Elektron Mikroskop Görüntüleri ve Analizi

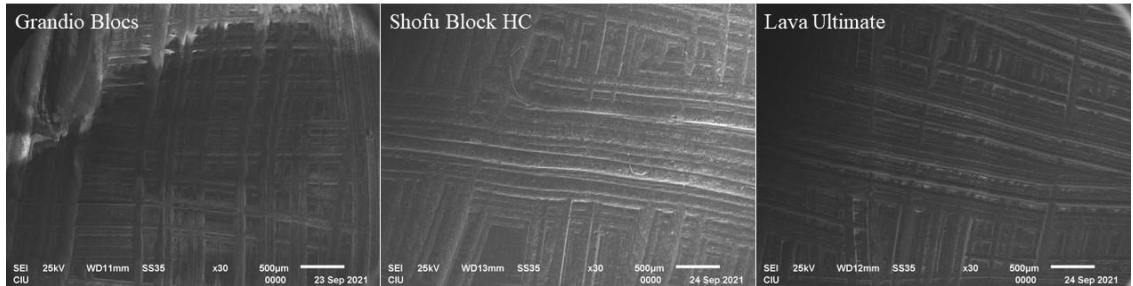
Yüzey işlemlerinin RMS materyalleri üzerindeki etkisini değerlendirmek üzere üretilen ek örnekler, SEM altında incelenerek yüzey topografyasındaki değişiklikler değerlendirilmiştir.

Farklı yüzey işlem protokolleri ile pürüzlendirilen RMS materyallerin SEM görüntüleri ($\times 1000$ büyütme) Şekil 34'te gösterilmiştir. Elde edilen görüntülerin değerlendirilmesinde, C ve G grubuna kıyasla APA, LI ve APA+LI grubunda belirgin yüzey dalgalanmaları ve düzensizlikler gözlenmiştir. G grubunda ise frezin uygulanma yönü düz hat şeklinde takip edilebilirken, materyal yüzeyinde tek tip olmayan makro düzeyde bir pürüzlülük gözlenmiştir (Şekil 33). Tüm materyallerin APA grubunda ise ince gözenekli, uniform pürüzlü yapı dikkat çekmektedir. LI ve APA+LI gruplarında birbirine benzer şekilde lazer irradyasyonunun oluşturduğu mikro patlamalara bağlı olarak düzensiz parçacıklar, derin pit ve çukurlar gözlenmiştir. Ayrıca diğer yüzey pürüzlendirme gruplarından farklı olarak HC^{LI}, HC^{APA+LI} ve LU^{LI}, LU^{APA+LI} gruplarındaki örneklerde birden fazla çatlak hattı (beyaz oklar) gözlenmiştir. Buna karşın, GB materyal yüzeyinin birden fazla noktası araştırılmış olup herhangi bir çatlak hattına rastlanmamıştır.

HC materyalinin tüm gruplarından elde edilen görüntülerde dikkat çekici bir diğer husus; küre şekilli doldurucu partiküllerin, yüzey işlemlerinin etkisiyle koparak uzaklaşması ve geride gözenekli bir yüzey bırakmasıdır.

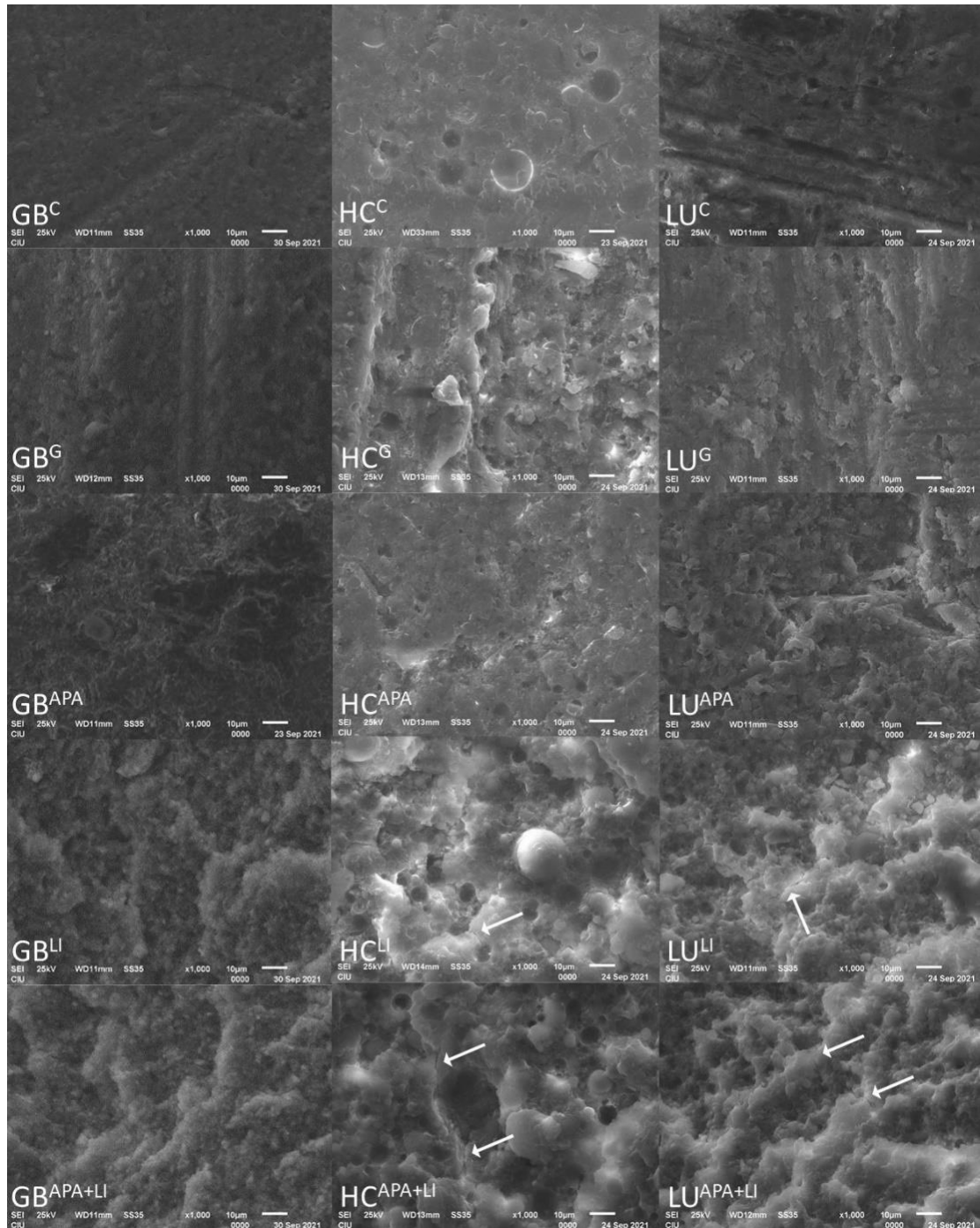
Şekil 33

Frezle Pürüzlendirilen RMC Materyallerinin Mikrograf Görüntüleri ($\times 30$ büyütme)



Şekil 34

Örnek Yüzeylerinin Taramalı Elektron Mikrografları (orijinal büyütme $\times 1000$).
 GB, Grandio Blocs; HC, Shofu Block HC; LU, Lava Ultimate; C, Kontrol; G, Frezle
 Pürüzlendirme; APA, Al_2O_3 Partikül Abrasyonu; LI, 2W-Er, Cr: YSGG Lazer
 İrradiasyonu; APA+LI, Al_2O_3 Partikül Abrasyonu + 2W-Er, Cr: YSGG Lazer
 İrradiasyonu. Beyaz Oklar, Yüzeyde Tespit Edilen Çatlak Hatlarını Göstermektedir
 (Arkoy & Ulusoy, 2022)



BÖLÜM V

Tartışma

Bu bölümde, çalışma sonucunda elde edilen bulgular literatürde yer alan araştırmalar çerçevesinde değerlendirilerek tartışılmıştır. Ayrıca bu tez çalışmasının sınırlamalarına yer verilmiştir.

Dental restorasyonların ağız ortamında maruz kaldığı koşullar, zamanla aşınma, kırılma ve renklenme gibi istenmeyen durumların gelişmesiyle sonuçlanabilir (Mjör vd., 2000). Bu kusurun lokasyonuna göre, tamamen yenileme veya minimal invaziv alternatif tekniklerle tamir etme opsiyonları arasından tercih yapılarak tedavi planı oluşturulmalıdır (Gordan vd., 2009; Gordan vd., 2006; Martins vd., 2018; Martin vd., 2013). Restorasyonun yenilenmesine yönelik yapılan girişimsel tedaviler, preparasyon derinliği genişlemektedir ve diş sert dokularında 0.2-0.5 mm kayba neden olmaktadır (Gumustas & Sismanoglu, 2018). Kusurlu restorasyonların ağız dışında tamiri, renk uyumunun sağlanması adına oldukça başarılı olsa da adeziv rezinle simante edilmiş bir restorasyonu zarar vermeden yerinden uzaklaştırmak oldukça güçtür. Bununla birlikte ciddi çaba, zaman, maliyet gerektirmektedir ve ek travmalar meydana geleceğinden hasta ve hekim tarafından tercih edilmemektedir (Kimmich & Stappert, 2013). Bu sebepler dikkate alındığında; indirekt restorasyonun çıkarılması veya yenilenmesine kıyasla daha pratik çözüm sunan, düşük maliyetli, konservatif, tek seansta yapılabilen, daha az diş-doku kaybı ve pulpal travmaya sebebiyet veren, kompozit rezin ile intraoral tamir yöntemi öncelikli olarak tercih edilmelidir (Dos Santos vd., 2006; Loomans vd., 2017; Loomans & Özcan, 2016).

Bu karşılaştırmalı in vitro tez çalışmasında; farklı yüzey işlemlerinin, bir yıllık klinik kullanımı simüle edecek şekilde yaşlandırılmış RMS materyallerin yüzey özellikleri ve tamir μ TBS değerleri üzerindeki etkileri araştırılmıştır. İki yönlü varyans analiz sonuçları, μ TBS değerlerinin sadece yüzey işleminden değil; aynı zamanda değişkenlerin arasındaki etkileşimden de önemli ölçüde etkilendiğini kanıtlamıştır. Ancak RMS materyal tipi, sonuçları istatistiksel olarak anlamlı derecede değiştirmemiştir. Bu nedenle birinci hipotez olan “RMS materyal tipi, μ TBS değerlerini etkileyecektir” reddedilmiş, ikinci hipotez olan “Farklı yüzey işlem grupları, μ TBS değerleri üzerinde etkili olacaktır” kabul edilmiştir.

Restoratif materyaller arasında güvenilir bağlantının gerçekleştirilebilmesi, restorasyonların klinik ömrü için bir kilit taşı rolündedir. Geleneksel seramik restorasyonların aksine, CAD/CAM materyalleri yüksek basınç ve sıcaklık altında endüstriyel polimerizasyon ile üretilmektedir. Bu nedenle RMS materyaller, direkt kompozit rezinlerden daha yüksek oranda bir polimerizasyona (%95 oranında) sahiptir (Knocloch vd., 1999; Sideridou vd., 2002). Bu çalışmada kullanılan RMS blokların rezin miktarları GB için %14, LU için %20 ve HC için %39 oranındadır (El-Damanhoury vd., 2021; Moura vd., 2020; Rocha Gomes Torres vd., 2022). Bu üç RMS materyali de rezin yapısında UDMA (üretan dimetakrilat) içerirken; GB 'den farklı olarak HC ve LU, TEGDMA içeriğine sahiptir (Ling vd., 2021). TEGDMA, UDMA 'ya kıyasla polimerizasyon oranını artırdığı bildirilmiştir (Gajewski vd., 2012). Bu nedenle GB'nin diğer iki RMC materyaline kıyasla daha fazla adezyona katkı sağlayan serbest monomer içerdiği düşünülmektedir. Ayrıca μ TBS Tamir edilecek materyal ile tamir kompoziti arasındaki kovalent bağ oluşumu, polimerize olmamış karbon-karbon çift bağ mevcudiyeti ile gelişmektedir (Kallio vd., 2001). Polimerize olmamış serbest monomerler ve karbon-karbon çift bağlarından yoksun restorasyonların intraoral tamiri daha zor hale gelmektedir. Bu bakımdan tamirden önce uygulanacak yüzey işlemleri, mikromekanik retansiyonun sağlanmasında ve tamir işleminin başarısında büyük önem taşır (Bähr vd.,2013).

Literatürde kabul edilebilir tamir bağlanma dayanımı hakkında kesin bir eşik değer olamamakla birlikte, klinik olarak ideal bağ dayanım değeri ile ilgili bazı çalışmalar, kullanılan kompozit rezin ve tamir yöntemine bağlı olarak makaslama bağlanma dayanım değerinin en az 20 MPa olması gerektiğini bildirilmiştir (Baur & Ilie, 2013; Güngör vd., 2016; Wiegand vd., 2015). Elsaka (2015) ise 15 ile 25 MPa arasında değişen μ TBS değerinin kabul edilebilir olduğunu bildirmiştir. Bu çalışmada GB^C grubu hariç tüm gruplarda, klinik olarak kabul edilebilir değerler (>20 MPa) elde edilmiştir. Bununla birlikte, bu çalışma sonucuna göre restorasyon materyaline uygun yüzey işlemi ile bir tamir prosedürü gerçekleştirilirse, bağlanma dayanımının olumlu yönde etkileneceği görüşü savunulmaktadır.

Yüzey hazırlığı olarak; elmas frezlerle pürüzlendirme, Al₂O₃ parçacıkları ile abrazyon veya TSC uygulanan kompozit yüzeylerin mikro-topografisi, çalışmalarda SEM yardımıyla incelenmiş olup (Costa vd., 2010; Valente vd., 2015); mekanik yüzey işlemlerinin, adeziv rezinin mikromekanik olarak kenetlenmesini mümkün kılan bir yüzey oluşturduğunu göstermiştir. Literatürde tam seramik restorasyonların

intraoral tamiri kapsamlı bir şekilde araştırılmış olmasına rağmen (Erdemir vd., 2014; Goia vd., 2006; Kasraei vd., 2014; Kirmali vd., 2015); RMS materyallerin tamir bağlanma dayanımı konusunda bir fikir birliği yoktur ve tartışmalı sonuçlar bildirilmiştir (Arpa vd., 2019; Bayraktar vd., 2021; Oz vd., 2019; Sismanoglu vd., 2020). Bu tez çalışmasında, 2 rezin nanoseramik (Shofu Block HC, Lava Ultimate) ve 1 nanohibrit kompozit (Grandio Blocs) CAD/CAM blok materyali kullanılmış olup, uygulanan farklı yüzey işlemleri ve bu işlemlerin yüzeye etkisi incelenerek kabul edilebilir tamir bağlanma dayanım değerleri için ideal yöntemin belirlenmesi amaçlanmıştır.

Konvansiyonel çekme ve makaslama bağ dayanım testleri, uzun yıllardan itibaren kullanılmaktadır (Demarco vd., 2015). Makaslama bağ dayanım testi, genellikle doğru bir değerlendirmeyi sınırlayan ve bağ dayanım verisini engelleyen koheziv kırılmalarla sonuçlanmaktadır. Makaslama bağ dayanım testi sırasında, örnekler eşit olmayan bir gerilim dağılımına maruz kalır. Bu, belirli alanlarda stres konsantrasyonu ile sonuçlanır. Ancak μ TBS yöntemi, daha küçük boyutlu örneklerle gerçekleştirilmekte, daha homojen ve düzgün bir stres dağılımı sağlaması gibi birtakım avantajlar sunmaktadır (Wiegand vd., 2015). Tüm bu etkenler göz önünde bulundurularak, bu tez çalışmasında tamir bağ dayanımını değerlendirmek üzere μ TBS testi tercih edilmiştir.

Bu tez çalışmasında da kullanılan LU ve HC gibi çeşitli RMS materyaller için, üretici firma ve yapılan araştırmalar bağlantı yüzeyinin APA ve TSC ile pürüzlendirilmesinin bağlanma kuvvetini geliştirmede etkili olduğunu öne sürmüşlerdir (Arpa vd., 2019; Elsaka, 2014; Wu vd., 2019). APA, yüzeyi pürüzlendirilip yüzey alanını artırırken; TSC, materyal yüzeyinde ek silika sağlamaktadır. Bununla birlikte birçok çalışma, CAD/CAM rezin bazlı materyallerin yüzey hazırlığı için TSC kullanımının, APA'dan daha iyi olmadığı sonucuna varmıştır (Arpa vd., 2019; Sismanoglu vd., 2020; Wu vd., 2019). Bu tez çalışmasında yüzey işlemi olarak kullanılan APA, frezeleme sonrası oluşan smear tabakasını kaldırdığı, kontamine olmamış temiz bir yüzey ortaya çıkararak ve mikromekanik tutunmayı geliştirerek HC^{APA} grubu hariç bağlanma dayanımını artırdığı gösterilmiştir. Ancak, bu prosedür aynı zamanda 1-10 μ m derinliğinde yüzey hasarı ve mikro çatlama yönelik bir eğilim de ortaya koymaktadır (Barutçigil vd., 2019; Ghorab & Farahat, 2020). Yoshihara vd. (2017), APA'nın LU tamir bağlanma dayanımı üzerindeki etkisini; düzensiz ve pürüzlü yüzeylerin oluşması, rezin matriks

içeriği ve rezin matriks-doldurucu partikül arayüzünde gözlenebilecek çatlaklarla ilişkilendirilmiştir. Potansiyel yüzey hasarını azaltmak adına Arpa vd. (2019), LU tamiri için düşük (2 bar) ve kontrollü hava basıncına sahip küçük boyutlu (50 µm) aşındırıcı parçacık kullanımını önermişlerdir. Bu tez çalışmasında C grubuna kıyasla GB ve LU'ya uygulanan tüm yüzey işlemleri, µTBS değerlerini istatistiksel olarak anlamlı düzeyde artırmıştır. Ancak, HC^G ve HC^{APA} gruplarında diğer yüzey işlemlerine göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşük µTBS değerleri saptanmıştır. µTBS değerlerindeki bu farklılıkların; APA grubunun 3 bar basınç altında ve 20 sn süreyle uygulanmasının bir sonucu olarak matriksteki olası çatlaklardan, HC'nin küresel doldurucu içeriğinden veya smear tabakası nedeniyle oluşan düşük yüzey enerjisinden kaynaklanabileceği düşünülmektedir.

RMS blokları, yüksek gerilim emme kapasiteleri ve daha düşük elastisite modülü sayesinde frezle pürüzlendirme sonrası daha az yüzey hasarı göstermektedir (Curran vd., 2017). Bayraktar vd. (2021) gerçekleştirdikleri çalışmada RMS blokların verimli tamiri için örneklerin frezle pürüzlendirilmesi; hidroflorik asit ile pürüzlendirme, Er:YAG, Er,Cr:YSGG ve Nd:YAG lazer irradyasyonuna kıyasla en yüksek µTBS değerlerini göstermiştir. Bununla birlikte, feldspatik seramik tamiri için lazer uygulaması önerilmezken, RMS bloklar için Er:YAG lazerlerin alternatif olarak kullanılabilceğini vurgulamışlardır. Kimyai vd. (2010) hibrit rezin kompozit üzerinde yaptıkları çalışmada 2W çıkış gücünde Er,Cr:YSGG uygulamasının, APA ile istatistiksel olarak anlamlı bir fark göstermediği ve her iki yöntemin de elmas frez ile pürüzlendirmeye kıyasla daha yüksek bağ dayanımı sağladığı yönündedir. Bununla birlikte, herhangi bir mekanik yüzey işlemi görmemiş kontrol grubuna kıyasla elmas frez, hava abrazyonu veya Er,Cr:YSGG lazer irradyasyonu, anlamlı düzeyde yüksek tamir bağlanma dayanımı ile sonuçlanmıştır. Erdemir vd. (2014) ise yaptıkları çalışmada elmas frez ile yüksek yüzey pürüzlülüğü elde edilebileceğini kanıtlamış, ancak bağlanma dayanım değerlerinin artışı için aynı durum söz konusu olmamıştır. Bu bulgu, frez ile pürüzlendirmenin makro ölçekte olduğu ve pürüzlendirilmiş yüzey geometrisinin mikromekanik bağlama için daha önemli olduğu fikrine bağlanmıştır. Kiomarsi vd., (2017) frezle pürüzlendirmenin bağlanma için uygun olan hem makro hem de mikro ölçekte alanlar oluşturduğunu, Er,Cr:YSGG lazerin ise esas olarak makro ölçekte pürüzlü alanlar oluşturduğunu belirtmiştir. Gul ve Altınok-Uygun (2020) çalışmalarında CAD/CAM rezin bazlı materyallerin frezle pürüzlendirilmesinin, bu çalışma ile benzer şekilde SEM

görüntüleri makro ölçekteki pürüzlendirmeyi desteklemesine rağmen kabul edilebilir μ TBS değerleri elde edilmiştir.

Batista vd. (2015), Er:YAG ve Nd:YAG lazer irradyasyonunun yüzeyi pürüzlendirmesine rağmen, mikromekanik bağ oluşumunun daha önemli bir faktör olduğunu ve lazerlerin bu yüzey paterninin sağlanmasında yeterli olamayacağını savunmuştur. Diğer yandan Bayraktar vd. (2021), 3W çıkış gücünde Er:YAG lazer irradyasyonunun frezle pürüzlendirme ile birlikte; RMC materyaller için μ TBS değerlerinin artırılmasında iyi bir hizmet sunduğunu göstermiştir. Lazer modelindeki değişiklikler, lazer uygulayıcı uç ile materyal yüzeyi arasındaki mesafe, çıkış gücü veya ışınlama süresi yüzey topografisinde farklı etkilere neden olabilmektedir (Tzanakakis vd., 2016). Rossato vd. (2009) ve Batista vd. (2015), lazerin yüksek çıkış gücünde uygulamasının daha büyük yıkıcı etkilere neden olacağını ve kompozit rezin yapısında bağlanmayı olumsuz etkileyen çatlaklara neden olabileceğini göstermiştir. Bu çalışmada da kullanılan Er,Cr:YSGG lazerler, hidrokinetik yapısı ve smear tabakası oluşturmaması nedeniyle ısıyla hasar görmüş tabaka olma riskini azalttığından, yaygın olarak tercih edilmektedir (Kurtulmus-Yılmaz vd., 2019). Ayrıca hava abrazyon yöntemlerinde kullanılan Al_2O_3 partiküllerinin insan vücudu üzerindeki etkilerinin zararlı olması nedeniyle Er,Cr:YSGG lazerler daha güvenli bir alternatif mekanik pürüzlendirme yöntemi olarak düşünülebilir.

Kara vd. (2012) çalışmasında lazer uygulaması sonrası restoratif materyallerin yüzeyindeki modifikasyonların, lazer radyasyonunun enerji seviyesine ve ayrıca ışınlanmış materyalin tipine bağlı olduğunu göstermiştir. Harorli vd. (2015) çalışmalarında indirekt rezin kompozitler üzerine yüzey işlemi olarak farklı çıkış güçlerinde (1.5, 2 ve 3 W) Er,Cr:YSGG lazer uygulamış olup, çıkış güçleri arasında anlamlı bir fark olmadığını bildirmiştir. Kimyai vd., (2010) Er,Cr:YSGG lazerleri kompozit tamir bağlanma tamirinde kullanımını farklı çıkış güçlerinde (0-6 W) denemiş olup, 2W olarak uygulanmasını optimal bulmuştur. Mirzaei vd. (2015), Er,Cr:YSGG lazerin farklı güçlerini (1-6 W) bir mikrohibrit kompozit rezin üzerinde SEM ile değerlendirerek karşılaştırmıştır ve 1-2 W çıkış güçleri arasında anlamlı derecede bir farka rastlanmamıştır. 2 W çıkış gücünün kullanımı, SEM değerlendirmelerinde yüzey düzensizlikleri göstermiştir. Yazarlar ayrıca 4 ile 6 W çıkış güçleriyle pürüzlendirilen yüzeylerde, daha düşük çıkış gücüne kıyasla daha fazla yüzey düzensizliği olduğunu belirtmiştir. Buna karşın Gökçe vd. (2007), daha yüksek lazer gücü ayarlarından sonra düşük bağ dayanım değerleri elde edilmesini,

yüksek lazer gücüne bağlı ısıyla zarar görmüş bir tabaka oluşumu ile açıklamıştır. Bu tabaka, restoratif materyalin alt tabakalarına zayıf bir şekilde bağlanmış olabilirken, materyalin dış tabakası silan ve rezin simana hala güçlü bir şekilde bağlı olabilmektedir. Tüm bunlar dikkate alınarak bu tez çalışmasında, lazerin zararlı etkilerinden kaçınmak adına 2W çıkış gücü kullanımı tercih edilmiştir.

Yüzey işlemleri olarak APA kullanımının başarılı bir yöntem olduğu önceki çalışmalarla kanıtlanmıştır ve literatürde kullanımını öneren araştırmalar olmasına rağmen (Loomans vd., 2017; Moura vd., 2020; Sismanoglu vd., 2020); kümülatif etkilerini daha iyi anlamak adına bu çalışmada APA ile LI yöntemleri birleştirilmiştir. Bu çalışmanın sonucunda en yüksek μ TBS değerleri GB^{APA+LI} grubunda elde edilmiştir. Ayrıca her üç RMS materyalin APA+LI grubu ile, LI grubu kadar başarılı veya daha yüksek μ TBS değerleri elde edilmiştir. Oz vd. (2019) çalışmalarında, RMS bloklara uygulanan yüzey işlemlerinin kompozit rezin bağlanma dayanımına etkisini değerlendirmiş; hava abrazyonu, 2W Er,Cr:YSGG ve 3W Er,Cr:YSGG lazer arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemiştir. Oz ve diğerleriyle benzer şekilde bu çalışmada, GB ve LU materyali yüzey işlem grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmazken; HC^{APA} grubuna kıyasla diğer yüzey işlemleri μ TBS değerini anlamlı düzeyde artırmıştır. Bu tez çalışmasında APA+LI grubu ile en yüksek μ TBS değerleri elde edilmesine sebep olarak; APA prosedürü ile halihazırda yüzey pürüzlülüğü ve yüzey alanı artırılmış materyale (Arpa vd., 2019) uygulanan Er,Cr:YSGG lazerin, mikro patlamalar gerçekleştirerek mikron boyutundaki yüzey düzensizlikleri ve daha derin çukurlar oluşturulması verilebilir. Bu durum çalışmadaki SEM görüntüleri ile de desteklenmektedir. Yavuz vd. (2013), lazer irradyasyonu ile APA'dan farklı olarak materyalin cam fazının uzaklaştığını bildirmişlerdir. Bununla birlikte Bayraktar vd. (2021), materyalin rezin içeriği arttıkça tamir kapasitesinin de arttığını bildirmişlerdir. Tüm bunlar dikkate alındığında, APA+LI (63.02 ± 13.54) ve LI (58.30 ± 11.58) yüzey işlemi ana etkisinin neden en yüksek μ TBS değerleri sağladığı açıklanabilir.

LU materyali için LU^G ve LU^{APA} yüzey işlem grubu, diğer yüzey işlemlerinden daha yüksek μ TBS değerleri sergilemiştir. Bu durum, LU'nun bağlanma davranışının bağlı olduğu faktörler ile açıklanabilir. Bu faktörlerden birincisi, yüksek oranda ZrO₂ (zirkonyum dioksit) içeriğine sahip olmasıdır. Vickers sertlik ölçeğine göre Al₂O₃ (2000 HV) partikülleri, ZrO₂'ye (1200 HV) göre daha

üstün sertliktedir (Günel-Abduljalil vd., 2021). Böylece hava abrazyonu sırasında Al_2O_3 partikülleri daha etkili hale gelir ve aktif yüzey oluşturarak güçlü bir adezyon sağlar. APA sırasında, sadece Al_2O_3 partikül sertliğinden daha düşük sertliğe sahip kimyasallar seramik yüzeyden uzaklaştırılır. Ancak, LI 'de yüzeyin tüm inorganik kısmı etkilenmektedir (Cengiz-Yanardag vd., 2019). Bu durumun, silan ve seramik arasındaki bağlantıyı zayıflatarak, LU^G ve LU^{APA} 'nın LU^{LI} 'ye kıyasla daha yüksek μTBS değerleri göstermesine neden olduğu düşünülmektedir. LU 'nun GB 'den daha düşük mikrosertliği nedeniyle, lazer irradyasyonu materyalin inorganik yapısı üzerinde zararlı etkilere neden olmuş olabilir (Colombo vd., 2019). GB 'nin yüksek nanohibrit doldurucu içeriği (ağırlıkça %86) ise diğer yüzey işlemlerine kıyasla GB^{LI} ve GB^{APA+LI} gruplarının daha yüksek μTBS değerlerini açıklayabilir.

Silan kaplama ajanları, materyal içeriğindeki rezin monomerlerin fonksiyonel gruplarıyla reaksiyona girerek karbon-karbon kimyasal bağı meydana getirmektedir (Kumar vd., 2017; Sakaguchi & Powers, 2012). Bu tez çalışmasında ek silanizasyon uygulanmamasına karşın üniversal adeziv içeriğinde bulunan silanın da benzer etkiyi sağlayarak mikro çekme bağlanma dayanımını artırdığı düşünülmektedir. Michelotti vd. (2020) çalışmalarında, ek silan uygulaması ile veya ek silanizasyon olmaksızın kullanılan silan içerikli üniversal adeziv uygulamasının, kompozit-kompozit tamir μTBS değerleri için istatistiksel olarak anlamlı bir fark göstermemiştir. Bu tez çalışmasıyla benzer bir dizayna sahip Sismanoglu vd. (2020) yaptıkları çalışmada, CAD/CAM blokların tamiri için yüzey işlemleri sonrası 3 farklı üniversal adeziv kullanmışlardır. Çalışmada yüksek koheziv başarısızlık oranları ile birlikte en yüksek ortalama tamir mikro çekme bağ dayanım değerleri, silan ve Vitrebond kopolimeri (metakrilat modifiye polialkenoik asit polimeri) içeren Single Bond Universal (SBU) adezivle elde edilmiştir. Bununla birlikte, tamirin dayanımını arttırmak amacıyla yüzey işleminden sonra üniversal bir adeziv uygulamasını tavsiye etmişlerdir. Benzer şekilde Wu vd. (2019) çalışmalarında SBU'nun rezin bazlı CAD/CAM materyallerin bağlanma dayanımını geliştirdiğini bildirmiştir. Bu tez çalışmasında kullanılan SBU ($pH = 2.7$) gibi ultra hafif adezivler, daha asidik sistemlere göre hidrolitik bozunmaya daha az eğilimlidir ve bu da bağlantı stabilitesini olumlu yönde etkiler. SBU, formülasyonunda 10-MDP içermektedir. 10-MDP, çözünmeyen Ca tuzları oluşturarak diş dokularına, CAD/CAM materyal yüzeyindeki oksitlere ve metakrilat monomerine bağlanabilen fonksiyonel bir monomerdir (Nagaoka vd., 2017).

Literatürde yapılan çalışmalar ek bir yüzey işlemine gerek olmaksızın, LU'ya sadece SBU uygulaması ile yüksek μ TBS değerleri elde edilebileceğini savunmaktadır (Cura vd., 2016; Seabra vd., 2014; Stawarczyk vd., 2015). Buna karşın Yoshihara vd. (2017), SBU içeriğindeki silanın; ayrı bir silan primeri veya adezivle yeni karıştırılmış bir silan kadar etkili olmadığını savunmuş, bağlanma öncesi doldurucu silanizasyonunun kompozitin mekanik özelliklerini arttırdığını göstermiştir. Ayrıca LU'ya olan bağlanma dayanımının daha az kararlı olduğunu, çünkü SBU'nun düşük pH'ının hidroliz ve dehidrasyonu teşvik ettiğini savunmuştur. HC için ise, içeriğindeki doldurucuların küresel yapısı nedeniyle yeterince silanize edilemediğini savunmuşlardır.

Bu tez çalışmasının kontrol grubu, ek yüzey işlemi olmaksızın yalnızca SBU uygulamasını içermektedir. Çalışmada kullanılan 3 RMS materyalinin kontrol grupları birbirinden farklı sonuçlar vermiştir. GB^C grubunda düşük tamir μ TBS değerleri (18.01 MPa) elde edilirken, LU^C grubunda Elsaka'nın (2015) önerdiği kabul edilebilir değerlerin üzerinde bir tamir μ TBS değerine (28.46 MPa) ulaşılmıştır. Benzer şekilde, Arpa vd. (2019), LU materyaline tek başına SBU uygulayarak yüksek μ TBS (54 MPa) değerleri elde etmişlerdir. HC^C grubu ise kontrol grupları ve diğer tüm HC yüzey pürüzlendirme işlemleri arasında en yüksek μ TBS değerlerini (64.35 MPa) göstermiştir. Bu bulgular, HC materyal rezin içeriğinin %39 ile yüksek olması ve zirkonyum silikat doldurucu içeriği ile nano-hibrit kompozit materyal (Grandio SO) arasında 10-MDP yardımıyla yeterli kimyasal bağların oluşması; diğer yandan GB'nin %14 ile en düşük rezin içeriğine sahip olması ile açıklanabilir. Bununla birlikte HC^G ve HC^{APA} yüzey işlem grupları ile diğer materyallerin G ve APA grupları arasındaki μ TBS değer farklarının, küresel şekilli doldurucuların yetersiz silanizasyonundan kaynaklandığı düşünülmektedir.

Bazı çalışmalar, materyalin bağlanma dayanımı ile elastisite modülü arasında doğrusal bir ilişki olduğunu bildirmiştir (Aboushelib vd., 2005; El Zohairy vd., 2003). Nanoseramik hibrit teknolojisi ile ilgili olarak GB, 250–290 MPa 'lık bir bükülme direnci ve 15.5 GPa'lık bir elastisite modülü sunar. LU, 200 MPa'lık bir bükülme direncine ve 12.77 GPa'lık bir elastisite modülüne sahiptir. HC ise, 190 MPa 'lık bükülme direncine ve 7.8 GPa'lık bir elastisite modüle sahiptir. HC 'nin elastisite modülü, doğal dentinden (18.6 GPa) iki kat daha düşüktür. Hem yüksek hem de düşük elastisite modülü, restoratif materyaller arasında uyumsuzluğa ve erken başarısızlığa neden olabilir (Gul & Altınok-Uygun, 2020; Wang vd., 2017).

Van Noort vd. (1989), elastisite modülü ne kadar yüksek olursa, bağlantı arayüzünün kenarında oluşan gerilim streslerinin de o kadar yüksek olduğunu bildirmişlerdir. Bu çalışmada tamir kompoziti olarak kullanılan Grandio SO materyali 16.65 GPa'lık elastisite modülüne sahiptir. Bu, özellikle düşük elastisite modülüne sahip olan HC'nin bağlantı arayüzünde stres oluşumunu artırmaktadır. Bu stresler HC^G ve HC^{APA} gruplarında diğer gruplara göre daha düşük μ TBS değerleriyle sonuçlanmış olabilir.

Literatürde bu çalışmayla benzer şekilde tamir kompoziti olarak Grandio SO kullanan ve klinik olarak kabul edilebilir bağlanma dayanım değerleri elde eden çalışmalar mevcuttur. Elsaka (2015), dört farklı intraoral seramik tamir sistemi kullanarak Grandio SO tamir kompozitinin Vita Enamic CAD/CAM hibrit seramiğine olan tamir bağlanma dayanımını μ TBS testi ile belirlemiştir. Çalışma sonucunda "Porcelain Repair" ve "Cimara Zircon" tamir sistemlerinin, Grandio SO nanohibrit rezin kompozitinin Vita Enamic CAD/CAM hibrit seramiğine bağlanma gücünü önemli ölçüde artırdığı bildirilmiştir. Stawarczyk vd. (2015), 2 farklı tamir kompozitinin (düşük ve yüksek elastisite modülüne sahip) makro çekme bağlanma dayanımı üzerindeki etkisini değerlendirmişlerdir. Çalışmada, farklı tamir kompozit kullanımının makro çekme bağlanma dayanımı üzerinde düşük fakat anlamlı bir etki gösterdiği bildirilmiştir ($p < 0.05$). Ayrıca Grandio SO rezin kompoziti ile tamir, CoJet SiO₂ partikül abrazyonu, asitle temizlenmiş ve tek kat adeziv uygulanmış gruplar için Arabesk Top mikrohibrit rezin kompozite kıyasla önemli ölçüde daha yüksek TBS değerleri ile sonuçlanmıştır ($p = 0,001$).

Grandio SO gibi ışıkla polimerize olan kompozit rezinlerde, ışığın gelmesinden saniyeler sonra ilk polimerizasyon gerçekleşmektedir. Bu kompozitler her ne kadar ışınıldıktan sonra tamamen sertleşmiş gibi görünse de ortamda aktif serbest radikaller ve reaktanlar mevcut olduğu sürece, polimerizasyon süreci devam etmektedir. Bazı çalışmalar polimerizasyonun, ışınlamadan 24 saat sonrasına kadar devam ettiğini bildirmiştir. Yine de doymamış çift karbon bağlarının tamamı reaksiyona girmez (Par vd., 2014; Par vd., 2015). Bu nedenle tamir kompoziti uygulamasını takiben örnekler distile su içerisinde 37⁰ C'de 24 saat boyunca bekletilmiştir (Arpa vd., 2019; Bayraktar vd., 2021; Güngör vd., 2016).

Bu tez çalışmasında uygulanan yüzey işlemlerinin, RMS materyal yüzeyinde ne gibi topografik değişiklikler meydana getirdiği SEM altında ($\times 1000$) incelenmiştir. SEM görüntüleri dikkate alındığında büyük boyutlu doldurucu partikül içeriği sırasıyla HC, LU ve GB bloklarda izlenmiştir. Bununla birlikte HC, kontrol grubu ve

diğer yüzey işlemleri uygulamaları sonrası doldurucu partikül içeriğinin merkezinde delik bulunan küresel bir formda sahip olduğu gözlenmiştir. Yoshihara vd. (2017), HC ve LU materyaline 10 sn boyunca, 2 bar basınç altında 50 µm Al₂O₃ partikül abrazyonu uygulamış olup, zararlı etkileri kesit SEM ve transmisyon elektron mikroskopu (TEM) görüntüleriyle değerlendirmiştir. LU materyalinin büyük doldurucu partikülleri ve rezin matriks içerisinde çatlak gözlenmiş; HC materyalinde ise gelişen çatlağın doldurucu partiküller etrafında ilerlediği açıkça gösterilmiştir. Ayrıca hava abrazyon uygulamasının, doldurucu parçacıkların önemli ölçüde ayrılmasına ve merkezi delikli doldurucu partikül yapının oluşmasına yol açtığını bildirmişlerdir. Bu tez çalışmasında gerçekleştirilen APA uygulamaları sonrası benzer bir çatlak hattına rastlanmamıştır. Ancak elde edilen SEM görüntülerinde HC^{LI} ve LU^{LI} grubunda daha az sayıda olmak üzere, özellikle HC^{APA+LI} ve LU^{APA+LI} grubunda birden fazla benzer çatlak hattı izlenmiştir. Çatlakların GB materyalinde görülmemesinin sebebi yüksek inorganik içeriğe sahip olmasına bağlanabilir. APA+LI gruplarında elde edilen yüksek µTBS değerlerine rağmen, bu çatlakların halihazırda 3 bar basınç altında ve 20 sn boyunca Al₂O₃ partikül abrazyonuna maruz kalmış örneklere uygulanan lazer irradyasyonunun zararlı etkisine bağlı oluşabileceği düşünülmektedir. Çatlakların potansiyel yüzey hasarı ve klinik kullanım ömrü açısından restorasyona etkisinin değerlendirileceği ileri araştırmalara gerek vardır.

Araştırmacılar µTBS test metodolojisinde kullanılan 1 mm² bağlantı yüzey alanına sahip örnekler sayesinde; farklı materyaller arasındaki bağlanma dayanımının değerlendirilmesinde bölgesel farklılıkların daha iyi kontrol edilebilmesi, birim materyalden daha fazla örnek elde edilebilmesi ve stresin arayüzde gerçeğe en yakın şekilde dağılması gibi birçok yönden avantajlı olduğunu bildirmişlerdir (Demarco vd., 2015; Dursun, 2019). Tekniğin en büyük avantajı ise, koheziv başarısızlıkları en aza indirerek, istenen adeziv bağlanma başarısızlıklarının elde edilebilmesidir (El Mourad, 2018; Dikmen vd.,2015). Sano vd. (1994), düz yüzeyler yerine karmaşık kavite preparasyon bağlanma dayanımının bölgesel olarak değerlendirilebilmesi için, 1 mm² 'den bile daha küçük yüzey alanları kullanarak gerçekleştirilmesi gerektiğini savunmuştur. Griffith'in defekt teorisine göre, gerilim altındaki uniform bir materyalin çekme mukavemeti, örnek boyutu ile orantılı olarak azalmaktadır (Poitevin vd., 2007). Bunun sebebi olarak, materyaldeki defektlerin dağılımı gösterilebilir. Çoğunlukla büyük boyutlu örnekler, küçük örneklere kıyasla daha fazla defekt içermektedir. Griffith'in teorisi uniform kırılma materyaller için

geliştirilmiş olsa da, değerlerinin hesaplaması yüzey alanına bağımlı olduğundan çekme bağlanma testi için de uygulanabilir (Sano vd., 1994).

μ TBS testinde kullanılacak örneklerin geometrisinin, gerilme konsantrasyonunun en aza indirilmesi ve homojen stres dağılımı üzerinde önemli bir etkisi olduğu bildirilmiştir. Örnek tasarımı konusunda literatürde bir fikir birliği olmaması; trimleme sırasında ön test başarısızlıklarının nispeten daha yüksek görülmesi; bir dambıl ve kum saati şeklindeki örneklere kıyasla daha basit hazırlanması; hazırlık esnasında daha az kusur ve stres ortaya çıkarması nedeniyle bu çalışmada çubuk formunda örneklerin kullanımı tercih edilmiştir (Armstrong vd., 2010; Ghassemieh, 2008; Pashley vd., 1999). Buna karşın çubuk şeklindeki örnekler, kum saati şeklindeki örneklere göre daha yüksek standart sapma değerleri göstermektedir (Ghassemieh, 2008). Armstrong vd. (2017) mikro çekme bağlanma dayanım testinde yeterli destek ve aparata bağlantı sağlayabilmek için kompozit rezin kalınlığının en az 4 mm olması gerektiğini önermişlerdir. Bununla birlikte, araştırma tasarımıyla ters düşmediği sürece kompozit rezinin 2 mm'lik tabakalar halinde uygulanması ve bu kalınlığın aşılmamasını gerektiğini önermişlerdir. Bu sebeple bu çalışmada 6 mm tamir kompozit kalınlığı, tabakalar halinde uygulanması tercih edilmiş ve çubuk şeklinde hazırlanmıştır.

Örneklerin test aparatına aktif olarak sabitlenmesi amacıyla düşük elastisite modüllüne sahip siyanoakrilat yapıştırıcı kullanımı, merkezi yüklem ekseninin dışına doğru bir örnek hizalanmasına bu da istenmeyen stres dağılımına sebep olacaktır (Nagayassu vd., 2006). Ek olarak siyanoakrilat yapıştırıcılar, elde edilen bağ kuvvet değerlerinde değişkenliğine neden olabileceğinden, ideal olan örneği test aparatında tamir kompoziti-materyal arayüzünün aşan bir kuvvetle tutmalıdır. Siyanoakrilat yapıştırıcı sertleşmesinin, test başlamadan önce bile örneklerin gerilmesine ve istenmeyen streslere neden olabileceği varsayılmaktadır (Poitevin vd., 2007). Bunu önlemek adına bu çalışmada, örneklerin üst ucu (tamir kompoziti) Universal Test Cihazı'na yerleştirmeden önce Geraldeli aparatına yapıştırılmıştır. Sonrasında Geraldeli aparatı test cihazına yerleştirilmiş ve örneğin alt parçası (RMS materyali) uç kısmından aparata yapıştırılmıştır. Bu sayede test cihazına yerleştirme sırasında oluşabilecek kırılmalar, istenmeyen gerilme stresleri ve ön test başarısızlıklarını minimize etmek amaçlanmıştır (Raposo vd., 2012).

Raposo vd. (2012); örnek geometrisi, test aparatı, kavrama metodunun mikro çekme bağlanma dayanımı testi, başarısızlık tipi ve stres dağılımı üzerindeki etkisini

yaptıkları çalışma ile incelemişlerdir. Geraldeli aparatında test edilen çubuk şekilli örnek için, siyanoakrilat bazlı yapıştırıcının kavradığı bölgelerde ve metalik cihazda minimum stres konsantrasyonu gözlemişlerdir. Ayrıca örnek, aparatın çentikli tabanına daha yakın olan arka yüzeyinde yüksek gerilim konsantrasyonu ile üniform olmayan bir gerilim dağılımı göstermiştir. Test örneklerinin tekrarlayan siyanoakrilat yapıştırıcıyla aparata sabitlenmesini (43.67 MPa), tek damlayla yapıştırılan örneklere kıyasla önemli ölçüde daha fazla bağlanma dayanımı (33.74'ye kıyasla 43.67 MPa) gösterdiğini bildirmişlerdir. Bu nedenle bu tez çalışmasında örnekler her iki ucundan, ilk önce bir damla siyanoakrilat rezin ile aparata yapıştırılmış, rezinin sertleşmesi sonrası ek bir damla ile daha yapıştırılmıştır.

Örneklerin Geraldeli aparatına adaptasyonunun bir veya daha fazla yüzden aktif kavrama ile gerçekleştirilmesi, örneklerin aparata sabitlenmesine yönelik farklı yaklaşımlar, bağlanma dayanımı ve stres dağılımını etkileyebilmektedir (Kirmali vd., 2015). Raposo vd. (2012) yaptıkları sonlu eleman analizi ile bu davranışı desteklemişlerdir. Çubuk örnekler, siyanoakrilat yapıştırıcı ile tüm yüzeylerden Geraldeli aparatına yapıştırılrsa adeziv tabakada belirgin bir stres konsantrasyonu, çubuğun aparata bakan arka yüzeyinde üniform olmayan bir stres dağılımı gözlenmiştir. Bu gerilim konsantrasyonu örneğin köşesinde başlamış, örneğin merkezine ve sonuç olarak adeziv arayüze doğru yayılmıştır. Aparat etkisi olmadan simüle edilen çubuk örneklerin kontrol modeli; örnek gövdesi ve özellikle adeziv arayüzde üniform stres dağılımı sergilemiştir.

İki materyal arasındaki bağlantıyı değerlendirmek için bağlanma dayanımı tek başına tamamlayıcı değildir ve adeziv arayüz de iyice araştırılmalıdır. Bu amaçla örneklere, test sonrası spektrofotometre ve SEM, TEM, enerji dağılımlı X-ışını spektroskopisi (EDS) gibi mikroskobik araştırma araçlarıyla da inceleme yapılması gerektiği bildirilmiştir (Demarco vd., 2015; Forss & Widström, 2004; Manhart vd., 2004). Bu tez çalışmasında μ TBS testi sonrası kopan örneklerin başarısızlık tipleri spektrofotometre yardımıyla belirlenmiş ve kopma yüzeyleri incelenmiştir ($\times 40$). Örneklerin spektrofotometre analizinde, baskın başarısızlık modeli olarak adeziv başarısızlıklar, geri kalanların çoğunluğunda ise direkt rezin kompozitte görülen koheziv kopmalar tespit edilmiştir. Adeziv tip başarısızlığın baskın olması, örnekler üzerindeki stresin kompozit rezin-materyal arayüzünde yoğunlaştığını göstermektedir (Armstrong vd., 1998). Bu, hassas test yöntemi olarak μ TBS, trimlenmemiş çubuk şekilli örnekler ve Geraldeli aparatının tercih edilmesinin olumlu

bir sonucu olarak karşımıza çıkmıştır (Bayraktar vd., 2021). Koheziv başarısızlık, adeziv bağ mukavemetinin ölçüsünden ziyade “bulk” materyal mukavemetinin bir ölçüsü olarak düşünülebilir. Bunun nedeni, kuvvet sonrası iki materyal arasında meydana gelen karmaşık üç boyutlu gerilim dağılımının, adeziv bağ mukavemet kalitesi açısından yorumlanmasının zor olmasıdır. Karma tip başarısızlık, her iki substratın sınırlarını kapsayan, ancak esas olarak adeziv arayüzünde meydana gelen başarısızlıktır (Makowka, 2018). Adeziv bağlanma dayanımının bir ölçüsü olarak kabul edilebilmektedir (Poitevin vd., 2007).

Bu çalışmanın birtakım sınırlamaları vardır. Bunlardan ilki, yüzey işlemlerinden sonra tüm örnekler sadece bir tür bağlayıcı ajan uygulanmıştır. İkincisi tek tip içeriğe sahip tamir kompoziti kullanılmıştır. Bağlayıcı ajanların farklı kombinasyonu ve çeşitli kompozit rezin kullanımı farklı sonuçlar sunabilir. Üçüncüsü, termal yaşlandırma sadece tamir işleminden önce uygulanmıştır. Bir diğeri ise lazerlerin uygulamasının çıkış gücüdür. Farklı güçte ve tipte uygulanacak lazerlerle farklı sonuçlar elde edilebilir. Bununla birlikte, ikinci bir termal yaşlandırma sonrası tamir bağ dayanım değerlerinin nasıl etkileneceği tartışma konusudur. Bu nedenle, daha ileri çalışmalara ihtiyaç vardır.

BÖLÜM VI

Sonuç ve Öneriler

Bu bölümde araştırmanın amaçları doğrultusunda ulaşılan sonuçlara ve bu sonuçlardan yola çıkarak geliştirilen önerilere yer verilmiştir.

Sonuç

Araştırmanın sınırları dahilinde aşağıdaki sonuçlara ulaşılmıştır:

1. Grandio kontrol grubu (18.01 MPa) hariç tüm yüzey işlem grupları, klinik olarak kabul edilebilir (≥ 20 MPa) tamir bağlanma dayanım değerleri göstermiştir.
2. Yüzey işlemi olarak 2W Er,Cr:YSGG lazer irradyasyonu, intraoral rezin-matriks seramik tamirinde önerilen frezle pürüzlendirme ve Al_2O_3 partikül abrazyonuna alternatif bir yol olarak uygulanabilir.
3. Elde edilen mikro çekme bağlanma dayanımı değerleri göz önüne alındığında, tamir edilecek Grandio materyali için yüzey işlemi olarak Al_2O_3 partikül abrazyonu + 2W Er,Cr:YSGG lazer irradyasyonu ve Single Bond Universal uygulaması, Shofu Block HC için herhangi bir ek yüzey işlemi yapılmadan tek başına Single Bond Universal uygulaması, Lava Ultimate için ise frezle pürüzlendirme ve Single Bond Universal önerilmektedir.

Öneriler

Bilinmeyen bir materyalden yapılmış restorasyonun intraoral tamiri isteniyorsa çalışmamızın sonuçları; klinisyenler tarafından başarılı bir tamir için LI veya APA+LI yüzey hazırlığının, ardından universal bir adeziv tercih edilmesinin tamir bağ dayanım değerlerine olumlu katkı sağlayacağını göstermektedir. Tüm LI ve APA+LI grupları arasında anlamlı bir fark gözlenmediğinden hasta başında geçirilen süreyi kısaltmak adına yüzeye LI irradyasyonunu takiben universal adeziv kullanılması yeterli bağlanma dayanımı sağlayacaktır.

İlerde Yapılacak Araştırmalara Yönelik Öneriler

Yüzey işlemlerinden bağımsız olarak tamir öncesi uygulanabilecek farklı bağlayıcı ajan ve tamir kompoziti, farklı sonuçlar doğurabilir. Bu nedenle benzer çalışma dizaynı birden fazla bağlayıcı ajan ve/veya tamir kompozitiyle uygulanabilir.

Bu tez çalışmasında, materyallerin 1 yıllık klinik kullanımından sonra tamir edildiği simüle edilmiştir. Elde edilen tamir bağ dayanım değerleri, tamir sonrası ek 1 yıl klinik kullanım senaryosu oluşturulması adına termal yaşlandırmaya tabi tutulabilir. Bu sayede tamir işleminin güvenilirliği ve klinik ömrü hakkında destekleyici bilgi sağlanabilecektir.

Lazer irradyasyonu, farklı çıkış güçlerinde uygulanarak etkinlik kıyası yapılmalıdır. Ayrıca, Al_2O_3 partikül abrazyonunun farklı süre ve basınç altında uygulanmasının etkileri araştırılmalıdır. İleri çalışmalarda lazerin özellikle Al_2O_3 partikül abrazyonuyla kombinasyonunun, materyal yüzey hasarına sebep olup olmadığının belirlenmesi uygun olacaktır. Buna ilaveten materyale uygulanan mekanik test ve yüzey işlemleri sonrası meydana gelen yüzey hasarının, dirence etkisi değerlendirilebilir.

Kaynakça

- Aboushelib, M. N., de Jager, N., Kleverlaan, C. J., & Feilzer, A. J. (2005). Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 21(10), 984–991.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2005.03.013>
- Ahlberg, J. P., Kovero, O. A., Hurmerinta, K. A., Zepa, I., Nissinen, M. J., & Könönen, M. H. (2003). Maximal bite force and its association with signs and symptoms of TMD, occlusion, and body mass index in a cohort of young adults. *Cranio : the journal of craniomandibular practice*, 21(4), 248–252.
<https://doi.org/10.1080/08869634.2003.11746258>
- Ai, M., Du, Z., Zhu, S., Geng, H., Zhang, X., Cai, Q., & Yang, X. (2017). Composite resin reinforced with silver nanoparticles-laden hydroxyapatite nanowires for dental application. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 33(1), 12–22.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2016.09.038>
- Albakry, M., Guazzato, M., & Swain, M. V. (2004). Biaxial flexural strength and microstructure changes of two recycled pressable glass ceramics. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*, 13(3), 141–149. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2004.04025.x>
- Albakry, M., Guazzato, M., & Swain, M. V. (2004). Effect of sandblasting, grinding, polishing and glazing on the flexural strength of two pressable all-ceramic dental materials. *Journal of dentistry*, 32(2), 91–99.
<https://doi.org/10.1016/j.jdent.2003.08.006>
- Alex, G. (2008). Preparing porcelain surfaces for optimal bonding. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995)*, 29(6), 324–336.
- Alex, G. (2015). Universal adhesives: the next evolution in adhesive dentistry?. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995)*, 36(1), 15–40.
- Alex, G. (2008). Adhesive considerations in the placement of direct composite restorations. *Oral Health*, 98(4), 109-119.

- Alla, R. K. (2013). Restorative Materials: Composite Resins,(In) Dental Materials Science. *Jaypee Brothers Medical Publishers (P) Ltd, New Delhi, India*, 130-48.
- Alsaeed A. Y. (2022). Bonding CAD/CAM materials with current adhesive systems: An overview. *The Saudi dental journal*, 34(4), 259–269. <https://doi.org/10.1016/j.sdentj.2022.03.005>
- Alshehri S. A. (2011). An investigation into the role of core porcelain thickness and lamination in determining the flexural strength of In-Ceram dental materials. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*, 20(4), 261–266. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2011.00707.x>
- Al Essa, H. A. (2019). CAD/CAM in prosthodontics: A gate to the future. *International Journal of Applied Dental Sciences*, 5(3), 394-397.
- American Dental Association. (2015). CDT: Code on dental procedures and nomenclature. *Chicago: American Dental Association*.
- Amsberry, W., von Fraunhofer, J. A., Hoots, J., & Rodgers, H. (1984). Marginal leakage of several acid-etch composite resin restorative systems. *The Journal of prosthetic dentistry*, 52(5), 647–653. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(84\)90135-5](https://doi.org/10.1016/0022-3913(84)90135-5)
- Angel Villegas, N., Silvero Compagnucci, M. J., Sainz Ajá, M., Rocca, D. M., Becerra, M. C., Fabián Molina, G., & Palma, S. D. (2019). Novel Antibacterial Resin-Based Filling Material Containing Nanoparticles for the Potential One-Step Treatment of Caries. *Journal of healthcare engineering*, 2019, 6367919. <https://doi.org/10.1155/2019/6367919>
- Anusavice, K. J., Shen, C., & Rawls, H. R. (Eds.). (2012). *Phillips' science of dental materials*. Elsevier Health Sciences.
- Armstrong, S. R., Boyer, D. B., & Keller, J. C. (1998). Microtensile bondstrength testing and failure analysis of two dentin adhesives. *Dental materialsn : official publication of the Academy of Dental Materials*, 14(1), 44–50. [https://doi.org/10.1016/s0109-5641\(98\)00008-6](https://doi.org/10.1016/s0109-5641(98)00008-6)
- Armstrong, S. R., Vargas, M. A., Fang, Q., & Laffoon, J. E. (2003). Microtensile bond strength of a total-etch 3-step, total-etch 2-step, self-etch 2-step, and a self-etch 1-step dentin bonding system through 15-month water storage. *The journal of adhesive dentistry*, 5(1), 47–56.

- Armstrong, S., Breschi, L., Özcan, M., Pfefferkorn, F., Ferrari, M., & Van Meerbeek, B. (2017). Academy of Dental Materials guidance on in vitro testing of dental composite bonding effectiveness to dentin/enamel using micro-tensile bond strength (μ TBS) approach. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 33(2), 133–143. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2016.11.015>
- Armstrong, S., Geraldeli, S., Maia, R., Raposo, L. H., Soares, C. J., & Yamagawa, J. (2010). Adhesion to tooth structure: a critical review of "micro" bond strength test methods. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 26(2), e50–e62. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2009.11.155>
- Arpa, C., Ceballos, L., Fuentes, M. V., & Perdigão, J. (2019). Repair bond strength and nanoleakage of artificially aged CAD-CAM composite resin. *The Journal of prosthetic dentistry*, 121(3), 523–530. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.05.013>
- Asmussen, E., & Munksgaard, E. C. (1988). Bonding of restorative resins to dentine: status of dentine adhesives and impact on cavity design and filling techniques. *International dental journal*, 38(2), 97–104.
- ASTM, C-1273 – 95AROO. (2005). Standard test method for tensile strength of monolithic advanced ceramics at ambient temperatures. Annual Book of ASTM Standards. Pages 324 – 341.
- Attia, A., & Kern, M. (2011). Effect of cleaning methods after reduced-pressure air abrasion on bonding to zirconia ceramic. *The journal of adhesive dentistry*, 13(6), 561–567. <https://doi.org/10.3290/j.jad.a19831>
- Awada, A., & Nathanson, D. (2015). Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 114(4), 587–593. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.04.016>
- Aydınlioğlu, G. (2021). Kompozit Materyallerinin Yapısındaki Değişikliklere Bağlı Gelişimi. İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi. Bitirme Tezi
- Aziz, A., El-Mowafy, O., & Paredes, S. (2020). Clinical outcomes of lithium disilicate glass-ceramic crowns fabricated with CAD/CAM technology: A systematic review. *Dental and medical problems*, 57(2), 197–206. <https://doi.org/10.17219/dmp/115522>

- Badami, V., & Ahuja, B. (2014). Biosmart materials: breaking new ground in dentistry. *TheScientificWorldJournal*, 986912.
<https://doi.org/10.1155/2014/986912>
- Bähr, N., Keul, C., Edelhoff, D., Eichberger, M., Roos, M., Gernet, W., & Stawarczyk, B. (2013). Effect of different adhesives combined with two resin composite cements on shear bond strength to polymeric CAD/CAM materials. *Dental materials journal*, 32(3), 492–501.
<https://doi.org/10.4012/dmj.2012-329>
- Baldissara, P., Catapano, S., & Scotti, R. (1997). Clinical and histological evaluation of thermal injury thresholds in human teeth: a preliminary study. *Journal of oral rehabilitation*, 24(11), 791–801.
<https://doi.org/10.1046/j.1365-2842.1997.00566.x>
- Balkaya, H., Demirbuga, S., Çakir, N. N., Karadas, M., & Zorba, Y. O. (2018). Micro-shear bond strength of universal adhesives used for amalgam repair with or without Alloy Primer. *Journal of conservative dentistry: JCD*, 21(3), 274–279. https://doi.org/10.4103/JCD.JCD_290_17
- Banerji, S., Mehta, S. B., & Ho, C. C. (Eds.). (2017). *Practical procedures in aesthetic dentistry*. John Wiley & Sons.
- Barutçigil, K., Barutçigil, Ç., Kul, E., Özarslan, M. M., & Buyukkaplan, U. S. (2019). Effect of Different Surface Treatments on Bond Strength of Resin Cement to a CAD/CAM Restorative Material. *Journal of prosthodontics: official journal of the American College of Prosthodontists*, 28(1), 71–78.
<https://doi.org/10.1111/jopr.12574>
- Basílio, M.deA., Cardoso, K. V., Antonio, S. G., Rizkalla, A. S., Santos Junior, G. C., & Arioli Filho, J. N. (2016). Effects of artificial aging conditions on yttria-stabilized zirconia implant abutments. *The Journal of prosthetic dentistry*, 116(2), 277–285. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.01.011>
- Batista, G. R., Kamozaqi, M. B., Gutierrez, N. C., Caneppele, T. M., & Rocha Gomes Torres, C. (2015). Effects of Different Surface Treatments on Composite Repairs. *The journal of adhesive dentistry*, 17(5), 421–426.
<https://doi.org/10.3290/j.jad.a35013>
- Baur, V., & Ilie, N. (2013). Repair of dental resin-based composites. *Clinical oral investigations*, 17(2), 601–608. <https://doi.org/10.1007/s00784-012-0722-4>

- Bayraktar, Y., Arslan, M., & Demirtag, Z. (2021). Repair bond strength and surface topography of resin-ceramic and ceramic restorative blocks treated by laser and conventional surface treatments. *Microscopy research and technique*, *84*(6), 1145–1154. <https://doi.org/10.1002/jemt.23672>
- Beyth, N., Yudovin-Farber, I., Bahir, R., Domb, A. J., & Weiss, E. I. (2006). Antibacterial activity of dental composites containing quaternary ammonium polyethylenimine nanoparticles against *Streptococcus mutans*. *Biomaterials*, *27*(21), 3995–4002. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2006.03.003>
- Blatz, M. B., Sadan, A., & Kern, M. (2003). Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*, *89*(3), 268–274. <https://doi.org/10.1067/mpr.2003.50>
- Blatz, M. B., Sadan, A., Martin, J., & Lang, B. (2004). In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered high-purity zirconium-oxide ceramic after long-term storage and thermal cycling. *The Journal of prosthetic dentistry*, *91*(4), 356–362. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2004.02.001>
- Blum, I. R., & Özcan, M. (2018). Reparative Dentistry: Possibilities and Limitations. *Current oral health reports*, *5*(4), 264–269. <https://doi.org/10.1007/s40496-018-0191-1>
- Blum, I. R., Jagger, D. C., & Wilson, N. H. (2011). Defective dental restorations: to repair or not to repair? Part 2: All-ceramics and porcelain fused to metal systems. *Dental update*, *38*(3), 150–158. <https://doi.org/10.12968/denu.2011.38.3.150>
- Blum, I. R., Nikolinakos, N., Lynch, C. D., Wilson, N. H., Millar, B. J., & Jagger, D. C. (2012). An in vitro comparison of four intra-oral ceramic repair systems. *Journal of dentistry*, *40*(11), 906–912. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2012.07.008>
- Boscato, N., Della Bona, A., & Del Bel Cury, A. A. (2007). Influence of ceramic pre-treatments on tensile bond strength and mode of failure of resin bonded to ceramics. *American journal of dentistry*, *20*(2), 103–108.
- Bowen R. L. (1963). Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *Journal of the American Dental Association (1939)*, *66*, 57–64. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.1963.0010>

- Bowen R. L. (1965). Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues. II. Bonding to dentin promoted by a surface-active comonomer. *Journal of dental research*, 44(5), 895–902.
<https://doi.org/10.1177/00220345650440052401>
- Braga, R. R., Meira, J. B., Boaro, L. C., & Xavier, T. A. (2010). Adhesion to tooth structure: a critical review of "macro" test methods. *Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials*, 26(2), e38–e49.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2009.11.150>
- Braz, R., Sinhoreti, M. A. C., Spazzin, A. O., Loretto, S. C., de Castro Lyra, A. M.V., & de Meira Júnior, A. D. (2010). Shear bond strength test using different loading conditions—a finite element analysis. *Brazilian Journal of Oral Sciences*, 9(4), 439–442.
- BS ISO 6872. (2015). Dentistry – ceramic materials British Standards Institution, BSI, London
- Budanur, E. (2016) Termal döngülerle yaşlandırma sonrası çeşitli içecek ve protez temizleyicilerinin, farklı yöntemlerle polimerize edilen protez kaide materyallerinin renk stabilitesine etkisinin incelenmesi. İstanbul Üniversitesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Uzmanlık tezi. İstanbul.
- Buonocore M. G. (1955). A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *Journal of dental research*, 34(6), 849–853. <https://doi.org/10.1177/00220345550340060801>
- Buonocore, M., Wileman, W., & Brudevold, F. (1956). A report on a resin composition capable of bonding to human dentin surfaces. *Journal of Dental Research*, 35(6), 846–851. <https://doi.org/10.1177/00220345560350060401>
- Burke, F. J., Hussain, A., Nolan, L., & Fleming, G. J. (2008). Methods used in dentine bonding tests: an analysis of 102 investigations on bond strength. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry*, 16(4), 158–165.
- Busscher, H. J., Van Pelt, A. W. J., De Boer, P., De Jong, H. P., & Arends, J. (1984). The effect of surface roughening of polymers on measured contact angles of liquids. *Colloids and surfaces*, 9(4), 319–331.
- Carvalho, A. O., Bruzi, G., Maia, H. P., Giannini, M., & Magne, P. (2012). Fatigue resistance of CAD/CAM fabricated full-coverage crowns. *Dental Materials*, (28), e65.

- Cekic-Nagas, I., Ergun, G., Tezvergil, A., Vallittu, P. K., & Lassila, L. V. (2008). Effect of fiber-reinforced composite at the interface on bonding of resin core system to dentin. *Dental materials journal*, 27(5), 736–743.
<https://doi.org/10.4012/dmj.27.736>
- Çelik, E., Şahin, S. C., & Dede, D. Ö. (2019). Effect of surface treatments on the bond strength of indirect resin composite to resin matrix ceramics. *The journal of advanced prosthodontics*, 11(4), 223–231.
<https://doi.org/10.4047/jap.2019.11.4.223>
- Cengiz, T., Mısırlıgil, A., & Aydın, M. (2004). Tıp ve diş hekimliğinde genel ve özel mikrobiyoloji. *Ankara: Güneş Kitapevi*, 45-46.
- Cengiz-Yanardag, E., Kurtulmus Yilmaz, S., Karakaya, I., & Ongun, S. (2019). Effect of Different Surface Treatment Methods on Micro-Shear Bond Strength of CAD-CAM Restorative Materials to Resin Cement. *Journal of Adhesion Science and Technology*, 33(2), 110-123.
<https://doi.org/10.1080/01694243.2018.1514992>
- Ceren, N., Turp, V., Emir, F., Akgüngör, G., Ayyıldız, S., Şen D. (2016). Nanoceramics and hybrid materials used in CAD/CAM systems. *Aydın Dental Journal*, 2(3), 55-61.
- Cetin, A. R., & Unlu, N. (2009). One-year clinical evaluation of direct nanofilled and indirect composite restorations in posterior teeth. *Dental materials journal*, 28(5), 620–626. <https://doi.org/10.4012/dmj.28.620>
- Chatzistavrou, X., Lefkelidou, A., Papadopoulou, L., Pavlidou, E., Paraskevopoulos, K. M., Fenno, J. C., Flannagan, S., González-Cabezas, C., Kotsanos, N., & Papagerakis, P. (2018). Bactericidal and Bioactive Dental Composites. *Frontiers in physiology*, 9, 103.
<https://doi.org/10.3389/fphys.2018.00103>
- Chen M. H. (2010). Update on dental nanocomposites. *Journal of dental research*, 89(6), 549–560. <https://doi.org/10.1177/0022034510363765>
- Chen, C., Niu, L. N., Xie, H., Zhang, Z. Y., Zhou, L. Q., Jiao, K., Chen, J. H., Pashley, D. H., & Tay, F. R. (2015). Bonding of universal adhesives to dentine--Old wine in new bottles ?. *Journal of dentistry*, 43(5), 525–536.
<https://doi.org/10.1016/j.jdent.2015.03.004>
- Chen, C., Trindade, F. Z., de Jager, N., Kleverlaan, C. J., & Feilzer, A. J. (2014). The fracture resistance of a CAD/CAM Resin Nano Ceramic (RNC) and a

- CAD ceramic at different thicknesses. *Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials*, 30(9), 954–962.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2014.05.018>
- Cheng, H. C. K., Tsoi, J. H., Zwahlen, R. A., & Matinlinna, J. P. (2014). Effects of silica-coating and a zirconate coupling agent on shear bond strength of flowable resin–zirconia bonding. *International Journal of Adhesion and Adhesives*, 50, 11-16. <https://doi.org/10.1016/j.ijadhadh.2013.12.025>
- Chesterman, J., Jowett, A., Gallacher, A., & Nixon, P. (2017). Bulk-fill resin-based composite restorative materials: a review. *British dental journal*, 222(5), 337–344. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.2017.214>
- Chevalier, J., Gremillard, L., & Deville, S. (2007). Low-temperature degradation of zirconia and implications for biomedical implants. *Annu. Rev. Mater. Res.*, 37, 1-32. <https://doi.org/10.1146/annurev.matsci.37.052506.084250>
- Chung, K. H., & Hwang, Y. C. (1997). Bonding strengths of porcelain repair systems with various surface treatments. *The Journal of prosthetic dentistry*, 78(3), 267–274. [https://doi.org/10.1016/s0022-3913\(97\)70025-8](https://doi.org/10.1016/s0022-3913(97)70025-8)
- Cinar, S., Altan, B., & Akgungor, G. (2019). Comparison of Bond Strength of Monolithic CAD-CAM Materials to Resin Cement Using Different Surface Treatment Methods. *Journal of Advanced Oral Research*, 10(2), 120-127. <https://doi.org/10.1177/2320206819862062>
- Çökük, N. (2007). Çeşitli tam seramik sistemlerde; yüzey pürüzlülüğünün ve polisaj metotlarının bakteri adezyonuna etkisinin incelenmesi. *Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü*
- Colares, R. C., Neri, J. R., Souza, A. M., Pontes, K. M., Mendonça, J. S., & Santiago, S. L. (2013). Effect of surface pretreatments on the microtensile bond strength of lithium-disilicate ceramic repaired with composite resin. *Brazilian dental journal*, 24(4), 349–352. <https://doi.org/10.1590/0103-6440201301960>
- Coldea, A., Swain, M. V., & Thiel, N. (2013). In-vitro strength degradation of dental ceramics and novel PICN material by sharp indentation. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 26, 34–42. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2013.05.004>
- Coldea, A., Swain, M. V., & Thiel, N. (2014). Hertzian contact response and damage tolerance of dental ceramics. *Journal of the mechanical behavior of*

biomedical materials, 34, 124–133.

<https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2014.02.002>

- Colombo, M., Poggio, C., Lasagna, A., Chiesa, M., & Scribante, A. (2019). Vickers Micro-Hardness of New Restorative CAD/CAM Dental Materials: Evaluation and Comparison after Exposure to Acidic Drink. *Materials (Basel, Switzerland)*, 12(8), 1246. <https://doi.org/10.3390/ma12081246>
- Coluzzi D. J. (2004). Fundamentals of dental lasers: science and instruments. *Dental clinics of North America*, 48(4), 751–v. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2004.05.003>
- 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. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(07\)60124-3](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(07)60124-3)
- Corazza, P. H., Cavalcanti, S. C., Queiroz, J. R., Bottino, M. A., & Valandro, L. F. (2013). Effect of post-silanization heat treatments of silanized feldspathic ceramic on adhesion to resin cement. *The journal of adhesive dentistry*, 15(5), 473–479. <https://doi.org/10.3290/j.jad.a29592>
- Costa, T. R., Ferreira, S. Q., Klein-Júnior, C. A., Loguercio, A. D., & Reis, A. (2010). Durability of surface treatments and intermediate agents used for repair of a polished composite. *Operative dentistry*, 35(2), 231–237. <https://doi.org/10.2341/09-216-L>
- Cunha, L. G., Alonso, R. C., Santos, P. H., & Sinhoreti, M. A. (2003). Comparative study of the surface roughness ofOrmocer-based and conventional composites. *Journal of applied oral science: revista FOB*, 11(4), 348–353. <https://doi.org/10.1590/s1678-77572003000400014>
- Cura, M., González-González, I., Fuentes, V., & Ceballos, L. (2016). Effect of surface treatment and aging on bond strength of composite resin onlays. *TheJournal of prosthetic dentistry*, 116(3), 389–396. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.02.016>
- Curran, P., Cattani-Lorente, M., Anselm Wiskott, H. W., Durual, S., & Scherrer, S. S. (2017). Grinding damage assessment for CAD-CAM restorative materials. *Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials*, 33(3), 294–308. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2016.12.004>

- da Silva Ferreira, S., Hanashiro, F. S., de Souza-Zaroni, W. C., Turbino, M. L., & Youssef, M. N. (2010). Influence of aluminum oxide sandblasting associated with Nd:YAG or Er:YAG lasers on shear bond strength of a feldspathic ceramic to resin cements. *Photomedicine and laser surgery*, 28(4), 471–475. <https://doi.org/10.1089/pho.2009.2528>
- Danzer, R. (2014). On the relationship between ceramic strength and the requirements for mechanical design. *Journal of the European Ceramic Society*, 34(15), 3435-3460. <https://doi.org/10.1016/j.jeurceramsoc.2014.04.026>
- Dayangaç, B. (2011). Kompozit Restorasyonlar. Ankara, Quintessence Yayıncılık; 2011. p. 2-24.
- de Oliveira, D. C., Ayres, A. P., Rocha, M. G., Giannini, M., Puppini Rontani, R. M., Ferracane, J. L., & Sinhoreti, M. A. (2015). Effect of Different In Vitro Aging Methods on Color Stability of a Dental Resin-Based Composite Using CIELAB and CIEDE2000 Color-Difference Formulas. *Journal of esthetic and restorative dentistry: official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry ... [et al.]*, 27(5), 322–330. <https://doi.org/10.1111/jerd.12155>
- Della Bona, A., & Anusavice, K. J. (2002). Microstructure, composition, and etching topography of dental ceramics. *The International journal of prosthodontics*, 15(2), 159–167.
- Della Bona, A., & van Noort, R. (1995). Shear vs. tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. *Journal of dental research*, 74(9), 1591–1596. <https://doi.org/10.1177/00220345950740091401>
- Della Bona, A., & van Noort, R. (1998). Ceramic surface preparations for resin bonding. *American journal of dentistry*, 11(6), 276–280.
- Della Bona, A., Borba, M., Benetti, P., & Cecchetti, D. (2007). Effect of surface treatments on the bond strength of a zirconia-reinforced ceramic to composite resin. *Brazilian oral research*, 21(1), 10–15. <https://doi.org/10.1590/s1806-83242007000100002>
- Della Bona, A., Corazza, P. H., & Zhang, Y. (2014). Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 30(5), 564–569. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2014.02.019>

- Della Bona, A., Shen, C., & Anusavice, K. J. (2004). Work of adhesion of resin on treated lithia disilicate-based ceramic. *Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials*, 20(4), 338–344.
[https://doi.org/10.1016/S0109-5641\(03\)00126-X](https://doi.org/10.1016/S0109-5641(03)00126-X)
- Demarco, F. F., Collares, K., Coelho-de-Souza, F. H., Correa, M. B., Cenci, M. S., Moraes, R. R., & Opdam, N. J. (2015). Anterior composite restorations: A systematic review on long-term survival and reasons for failure. *Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials*, 31(10), 1214–1224. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2015.07.005>
- Demirci, M., Tuncer, S., Öztaş, E., Tekçe, N., & Uysal, Ö. (2015). A 4-year clinical evaluation of direct composite build-ups for space closure after orthodontic treatment. *Clinical oral investigations*, 19(9), 2187–2199.
<https://doi.org/10.1007/s00784-015-1458-8>
- Denehy, G., Bouschlicher, M., & Vargas, M. (1998). Intraoral repair of cosmetic restorations. *Dental clinics of North America*, 42(4), 719–x.
- Deng, D., Yang, H., Guo, J., Chen, X., Zhang, W., & Huang, C. (2014). Effects of different artificial ageing methods on the degradation of adhesive-dentine interfaces. *Journal of dentistry*, 42(12), 1577–1585.
<https://doi.org/10.1016/j.jdent.2014.09.010>
- Dérand, P., & Dérand, T. (2000). Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *The International journal of prosthodontics*, 13(2), 131–135.
- Deville, S., Gremillard, L., Chevalier, J., & Fantozzi, G. (2005). A critical comparison of methods for the determination of the aging sensitivity in biomedical grade yttria-stabilized zirconia. *Journal of biomedical materials research. Part B, Applied biomaterials*, 72(2), 239–245.
<https://doi.org/10.1002/jbm.b.30123>
- Dikmen, B., Gurbuz, O., Ozsoy, A., Eren, M. M., Cilingir, A., & Yucel, T. (2015). Effect of Different Antioxidants on the Microtensile Bond Strength of an Adhesive System to Sodium Hypochlorite-treated Dentin. *The journal of adhesive dentistry*, 17(6), 499–504. <https://doi.org/10.3290/j.jad.a35257>
- Dos Santos JG, Fonseca RG, Adabo GL, & dos Santos Cruz CA. Shear bond strength of metal-ceramic repair systems. *J Prosthet Dent*. 2006; 96(3), 165-173. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2004.12.018>

- Douglas R. D. (2000). Color stability of new-generation indirect resins for prosthodontic application. *The Journal of prosthetic dentistry*, 83(2), 166–170. [https://doi.org/10.1016/s0022-3913\(00\)80008-6](https://doi.org/10.1016/s0022-3913(00)80008-6)
- Duke, E. S., Robbins, J. W., & Snyder, D. S. (1991). Clinical evaluation of a dentinal adhesive system: three-year results. *Quintessence international (Berlin, Germany: 1985)*, 22(11), 889–895.
- Dundar, B., & Guzel, K. G. (2011). An analysis of the shear strength of the bond between enamel and porcelain laminate veneers with different etching systems: acid and Er,Cr:YSGG laser separately and combined. *Lasers in medical science*, 26(6), 777–782. <https://doi.org/10.1007/s10103-010-0827-4>
- Dursun, M. N. (2019). Kompozit Tamirinde Farklı Yüzey Hazırlama Yöntemlerinin ve Yaşlandırma Sürelerinin Bağlanma Dayanıklılığına Etkisi. Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Uzmanlık Tezi, Ankara.
- 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: official journal of the American College of Prosthodontists*, 25(6), 466–471. <https://doi.org/10.1111/jopr.12322>
- Egilmez, F., Ergun, G., Cekic-Nagas, I., Vallittu, P. K., & Lassila, L. V. (2014). Factors affecting the mechanical behavior of Y-TZP. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 37, 78–87. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2014.05.013>
- Eick, J. D., Cobb, C. M., Chappell, R. P., Spencer, P., & Robinson, S. J. (1991). The dentinal surface: its influence on dentinal adhesion. Part I. *Quintessence international (Berlin, Germany: 1985)*, 22(12), 967–977.
- El Mourad A. M. (2018). Assessment of Bonding Effectiveness of Adhesive Materials to Tooth Structure using Bond Strength Test Methods: A Review of Literature. *The open dentistry journal*, 12, 664–678. <https://doi.org/10.2174/1745017901814010664>
- El Zohairy, A. A., De Gee, A. J., Mohsen, M. M., & Feilzer, A. J. (2003). Microtensile bond strength testing of luting cements to prefabricated CAD/CAM ceramic and composite blocks. *Dental materials: official*

publication of the Academy of Dental Materials, 19(7), 575–583.

[https://doi.org/10.1016/s0109-5641\(02\)00107-0](https://doi.org/10.1016/s0109-5641(02)00107-0)

- El-Damanhoury, H. M., A Elsahn, N., Sheela, S., & Gaintantzopoulou, M. D. (2021). Adhesive luting to hybrid ceramic and resin composite CAD/CAM Blocks:Er:YAG Laser versus chemical etching and micro-abrasion pretreatment. *Journal of prosthodontic research*, 65(2), 225–234. https://doi.org/10.2186/jpr.JPOR_2020_50
- Eliasson, S. T., & Dahl, J. E. (2017). Effect of curing and silanizing on composite repair bond strength using an improved micro-tensile test method. *Acta biomaterialia odontologica Scandinavica*, 3(1), 21–29. <https://doi.org/10.1080/23337931.2017.1301211>
- Elsaka S. E. (2014). Bond strength of novel CAD/CAM restorative materials to self-adhesive resin cement: the effect of surface treatments. *The journal of adhesive dentistry*, 16(6), 531–540. <https://doi.org/10.3290/j.jad.a33198>
- 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>
- Endo, T., Finger, W. J., Kanehira, M., Utterodt, A., & Komatsu, M. (2010). Surface texture and roughness of polished nanofill and nanohybrid resin composites. *Dental materials journal*, 29(2), 213– 223. <https://doi.org/10.4012/dmj.2009-019>
- 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. <https://doi.org/10.4047/jap.2014.6.6.434>
- Ergün, G., & Ataol, A. S. (2016). Seramik Tamir Sistemlerinde Güncel Yaklaşımlar. Derleme. *Cumhuriyet Dental Journal*, vol.19, no.1, 87-110.
- ESPE M. (2015) Website communication to dental professionals. http://solutions.3m.com/3MContentRetrievalAPI/BlobServlet?lmd=1357744363000&locale=en_WW&assetType=MMM_Image&assetId=1319230699460&blobAttribute=ImageFile.
- Farahani, A., Beyrami, A., Piri, H., Naghizadeh, A., Imani, H., & Farahani, M. H. (2018). Evaluation of antibacterial properties of resin composites containing

- silver nanoparticles on streptococcus mutans. *Journal of Dental and Oral Health*, 5, 1-6.
- Fasbinder D. J. (2012). Chairside CAD/CAM: an overview of restorative material options. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, N.J.: 1995)*, 33(1), 50–58.
- Fatemeh, K., Mohammad Javad, M., & Samaneh, K. (2017). The effect of silver nanoparticles on composite shear bond strength to dentin with different adhesion protocols. *Journal of applied oral science: revista FOB*, 25(4), 367–373. <https://doi.org/10.1590/1678-7757-2016-0391>
- Fazi, G., Vichi, A., & Ferrari, M. (2012). Influence of surface pretreatment on the short-term bond strength of resin composite to a zirconia-based material. *American journal of dentistry*, 25(2), 73–78.
- Ferracane J. L. (1995). Current trends in dental composites. *Critical reviews in oral biology and medicine: an official publication of the American Association of Oral Biologists*, 6(4), 302–318. <https://doi.org/10.1177/10454411950060040301>
- Filho, A. M., Vieira, L. C., Araújo, E., & Monteiro Júnior, S. (2004). Effect of different ceramic surface treatments on resin microtensile bond strength. *Journal of prosthodontics: official journal of the American College of Prosthodontists*, 13(1), 28–35. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2004.04007.x>
- Fischer, H., & Marx, R. (2001). Improvement of strength parameters of a leucite-reinforced glass ceramic by dual-ion exchange. *Journal of dental research*, 80(1), 336–339. <https://doi.org/10.1177/00220345010800010701>
- Forss, H., & Widström, E. (2004). Reasons for restorative therapy and the longevity of restorations in adults. *Acta odontologica Scandinavica*, 62(2), 82–86. <https://doi.org/10.1080/00016350310008733>
- Fuchigami, K., Fujimura, H., Teramae, M., & Nakatsuka, T. (2016). Precision synthesis of a long-chain silane coupling agent using micro flow reactors and its application in dentistry. *Journal of Encapsulation and Adsorption Sciences*, 6(1), 35-46. <http://dx.doi.org/10.4236/jeas.2016.61004>
- Gajewski, V. E., Pfeifer, C. S., Fróes-Salgado, N. R., Boaro, L. C., & Braga, R. R. (2012). Monomers used in resin composites: degree of conversion,

- mechanical properties and water sorption/solubility. *Brazilian dental journal*, 23(5), 508–514. <https://doi.org/10.1590/s0103-64402012000500007>
- Gale, M. S., & Darvell, B. W. (1999). Thermal cycling procedures for laborator testing of dental restorations. *Journal of dentistry*, 27(2), 89–99. [https://doi.org/10.1016/s0300-5712\(98\)00037-2](https://doi.org/10.1016/s0300-5712(98)00037-2)
- Galiatsatos A. A. (2005). An indirect repair technique for fractured metal-eramic restorations: a clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*, 93(4), 321–323. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2004.12.018>
- Ganesh, I. J., Vasanthakumari, A., Reddy, V., Vivek, K., & Lokesh, S. (2018). Revolutionary excellence of composite resins-a review. *World Journal Of Pharmaceutical and Medical Research*, 4(9), 116-9.
- Garg, N., & Garg, A. (2010). *Textbook of operative dentistry*. Boydell & Brewer Ltd. ISBN: 978-93- 5152-633-9
- Ghassemieh E. (2008). Evaluation of sources of uncertainties in microtensile bond strength of dental adhesive system for different specimen geometries. *Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials*, 24(4), 536–547. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2007.06.022>
- Ghorab, S., & Farahat, D. (2020). Influence of sandblasting parameters and luting materials on microshear bond strength to a CAD/CAM hybrid ceramic material. *Egyptian Dental Journal*, 66(Issue 3 - July (Fixed Prosthodontics, Removable Prosthodontics and Dental Materials), 1637-1648. <https://dx.doi.org/10.21608/edj.2020.24097.1123>
- Giordano R. (2006). Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *Journal of the American Dental Association (1939)*, 137 Suppl, 14S–21S. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.2006.0397>
- Giordano R., 2nd (2000). A comparison of all-ceramic restorative systems: Part 2. *General dentistry*, 48(1), 38–45.
- Goia, T. S., Leite, F. P., Valandro, L. F., Ozcan, M., & Bottino, M. A. (2006). Repair bond strength of a resin composite to alumina-reinforced feldspathic ceramic. *The International journal of prosthodontics*, 19(4), 400–402.
- Gökçe, B., Ozpinar, 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. <https://doi.org/10.2341/06-52>

- Gökçe, K. (2005). Kompozit restorasyonlarda son gelişmeler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2005(3), 52-60
- Gordan, V. V., Garvan, C. W., Blaser, P. K., Mondragon, E., & Mjör, I. A. (2009). A long-term evaluation of alternative treatments to replacement of resin- based composite restorations: results of a seven-year study. *Journal of the American Dental Association (1939)*, 140(12), 1476–1484. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.2009.0098>
- Gordan, V. V., Shen, C., Riley, J., 3rd, & Mjör, I. A. (2006). Two-year clinical evaluation of repair versus replacement of composite restorations. *Journal of esthetic and restorative dentistry: official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry ... [et al.]*, 18(3), 144–154. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8240.2006.00007.x>
- Gracis, S., Thompson, V. P., Ferencz, J. L., Silva, N. R., & Bonfante, E. A. (2015). A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *The International journal of prosthodontics*, 28(3), 227–235. <https://doi.org/10.11607/ijp.4244>
- Grandio SO. Universal Nano-Hybrid Restorative Material. https://www.voco.dental/en/portaldata/1/resources/products/folders/gb/grandio_oso_fol_gb.pdf.
- Green B. G. (1986). Oral perception of the temperature of liquids. *Perception & psychophysics*, 39(1), 19–24. <https://doi.org/10.3758/bf03207579>
- Gregory, W. A., & Moss, S. M. (1990). Effects of heterogeneous layers of composite and time on composite repair of porcelain. *Operative dentistry*, 15(1), 18–22.
- Gresnigt, M. M., Kalk, W., & Ozcan, M. (2012). Randomized controlled split-mouth clinical trial of direct laminate veneers with two micro-hybrid resin composites. *Journal of dentistry*, 40(9), 766–775. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2012.05.010>
- Guess, P. C., Schultheis, S., Bonfante, E. A., Coelho, P. G., Ferencz, J. L., & Silva, N. R. (2011). All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. *Dental clinics*, 55(2), 333-352.
- Gul, P., & Altınok-Uygun, L. (2020). Repair bond strength of resin composite to three aged CAD/CAM blocks using different repair systems. *The journal of*

- advanced prosthodontics*, 12(3), 131–139.
<https://doi.org/10.4047/jap.2020.12.3.131>
- Gumustas, B., & Sismanoglu, S. (2018). Effectiveness of different resin composite materials for repairing noncarious amalgam margin defects. *Journal of conservative dentistry: JCD*, 21(6), 627–631.
https://doi.org/10.4103/JCD.JCD_34_18
- Günel-Abduljalil, B., Önöral, Ö., & Ongun, S. (2021). Micro-shear bond strengths of resin-matrix ceramics subjected to different surface conditioning strategies with or without coupling agent application. *The journal of advanced prosthodontics*, 13(3), 180–190.
<https://doi.org/10.4047/jap.2021.13.3.180>
- 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. <https://doi.org/10.4047/jap.2016.8.4.259>
- Gürel, G. (2004). Porselen laminat veneraler bilim ve sanatı. *İstanbul: Quintessence Yayıncılık Ltd. Şti*, s, 32, 63-112.
- Güth, J. F., Zuch, T., Zwinge, S., Engels, J., Stimmelmayer, M., & Edelhoff, D. (2013). Optical properties of manually and CAD/CAM-fabricated polymers. *Dental materials journal*, 32(6), 865–871.
<https://doi.org/10.4012/dmj.2013-099>
- Hampe, R., Lümke, N., Sener, B., & Stawarczyk, B. (2018). The effect of artificial aging on Martens hardness and indentation modulus of different dental CAD/CAM restorative materials. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 86, 191–198.
<https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2018.06.028>
- Han, I. H., Kang, D. W., Chung, C. H., Choe, H. C., & Son, M. K. (2013). Effect of various intraoral repair systems on the shear bond strength of composite resin to zirconia. *The journal of advanced prosthodontics*, 5(3), 248–255. <https://doi.org/10.4047/jap.2013.5.3.248>
- Hanabusa, M., Mine, A., Kuboki, T., Momoi, Y., Van Ende, A., Van Meerbeek, B., & De Munck, J. (2012). Bonding effectiveness of a new 'multi-mode' adhesive to enamel and dentine. *Journal of dentistry*, 40(6), 475–484.
<https://doi.org/10.1016/j.jdent.2012.02.012>

- Harorli, O. T., Barutcugil, C., Kirmali, O., & Kapdan, A. (2015). Shear bond strength of a self-etched resin cement to an indirect composite: effect of different surface treatments. *Nigerian journal of clinical practice*, *18*(3), 405–410. <https://doi.org/10.4103/1119-3077.151783>
- Helvey G. A. (2014). Classifying dental ceramics: numerous materials and formulations available for indirect restorations. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, N.J.: 1995)*, *35*(1), 38–43.
- Hervás-García, A., Martínez-Lozano, M. A., Cabanes-Vila, J., Barjau-Escribano, A., & Fos-Galve, P. (2006). Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Medicina oral, patologia oral y cirugia bucal*, *11*(2), E215–E220.
- Huang, Y., Jacobs, R., Van Dessel, J., Bornstein, M. M., Lambrichts, I., & Politis, C. (2015). A systematic review on the innervation of peri-implant tissues with special emphasis on the influence of implant placement and loading protocols. *Clinical oral implants research*, *26*(7), 737–746. <https://doi.org/10.1111/clr.12344>
- Inoue, S., Koshiro, K., Yoshida, Y., De Munck, J., Nagakane, K., Suzuki, K., Sano, H., & Van Meerbeek, B. (2005). Hydrolytic stability of self-etch adhesives bonded to dentin. *Journal of dental research*, *84*(12), 1160–1164. <https://doi.org/10.1177/154405910508401213>
- Ionescu, A., Wutscher, E., Brambilla, E., Schneider-Feyrer, S., Giessibl, F. J., & Hahnel, S. (2012). Influence of surface properties of resin-based composites on in vitro *Streptococcus mutans* biofilm development. *European journal of oral sciences*, *120*(5), 458–465. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0722.2012.00983.x>
- Ispas, A., Iosif, L., Popa, D., Negucioiu, M., Constantiniuc, M., Bacali, C., & Buduru, S. (2022). Comparative Assessment of the Functional Parameters for Metal-Ceramic and All-Ceramic Teeth Restorations in Prosthetic Dentistry-A Literature Review. *Biology*, *11*(4), 556. <https://doi.org/10.3390/biology11040556>
- ISO, I. (2003). TS 11405: Dental materials—testing of adhesion to tooth structure. *Geneva, Switzerland: International Organization for Standardization ISO Central Secretariat*.

- ISO. (2015). "ISO/TS 11405:2015(en) Dentistry-Testing of Adhesion to Tooth Structure". Third Edition.
- Itota, T., Carrick, T. E., Yoshiyama, M., & McCabe, J. F. (2004). Fluoride release and recharge in giomer, compomer and resin composite. *Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials*, 20(9), 789–795. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2003.11.009>
- Jandt, K. D., & Sigusch, B. W. (2009). Future perspectives of resin-based dental materials. *Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials*, 25(8), 1001–1006. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2009.02.009>
- Joseph, P., Yadav, C., Satheesh, K., & Rahna, R. (2013). Comparative evaluation of the bonding efficacy of sixth, seventh and eighth generation bonding agents: an in vitro study. *International Research Journal of Pharmacy*, 4(9), 143-147.
- Jung M. (2002). Finishing and polishing of a hybrid composite and a heat-pressed glass ceramic. *Operative dentistry*, 27(2), 175–183.
- Jung, M., Wehlen, O., & Klimek, J. (2004). Finishing and polishing of indirect composite and ceramic inlays in-vivo: occlusal surfaces. *Operative dentistry*, 29(2), 131–141.
- Kalavacharla, V. K., Lawson, N. C., Ramp, L. C., & Burgess, J. O. (2015). Influence of Etching Protocol and Silane Treatment with a Universal Adhesive on Lithium Disilicate Bond Strength. *Operative dentistry*, 40(4), 372–378. <https://doi.org/10.2341/14-116-L>
- Kalayci, B. B., & Bayindir, F. (2015). Güncel Dental Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim Sistemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 25, 129-136.
- Kallio, T. T., Lastumäki, T. M., & Vallittu, P. K. (2001). Bonding of restorative and veneering composite resin to some polymeric composites. *Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials*, 17(1), 80–86. [https://doi.org/10.1016/s0109-5641\(00\)00064-6](https://doi.org/10.1016/s0109-5641(00)00064-6)
- Kanca J., 3rd (1992). Effect of resin primer solvents and surface wetness on resin composite bond strength to dentin. *American journal of dentistry*, 5(4), 213–215.
- Kara, H. B., Dilber, E., Koc, O., Ozturk, A. N., & Bulbul, M. (2012). Effect of different surface treatments on roughness of IPS Empress 2

- ceramic. *Lasers in medical science*, 27(2), 267–272.
<https://doi.org/10.1007/s10103-010-0860-3>
- Karami, N. M., Javadinezhad, S., & Homayonzadeh, M. (2010). Sealant Microleakage in saliva-contaminated enamel: Comparison between three adhesive systems.
- Kasraei, S. H., Atai, M., Khamverdi, Z., & Nejad, S. K. (2009). The effect of anofiller addition to an experimental dentin adhesive on microtensile bond strength to human dentin. *Frontiers in Dentistry*, 36-41.
- Kasraei, S., Rezaei-Soufi, L., Heidari, B., & Vafae, F. (2014). Bond strength of resin cement to CO₂ and Er:YAG laser-treated zirconia ceramic. *Restorative dentistry & endodontics*, 39(4), 296–302.
<https://doi.org/10.5395/rde.2014.39.4.296>
- Kelly, J. R., & Benetti, P. (2011). Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Australian dental journal*, 56 Suppl 1, 84–96.
<https://doi.org/10.1111/j.1834-7819.2010.01299.x>
- Kern, F., & Palmero, P. (2013). Microstructure and mechanical properties of alumina 5 vol% zirconia nanocomposites prepared by powder coating and powder mixing routes. *Ceramics International*, 39(1), 673-682.
<https://doi.org/10.1016/j.ceramint.2012.06.078>
- Kern, M., & Thompson, V. P. (1994). Sandblasting and silica coating of a glass-infiltrated alumina ceramic: volume loss, morphology, and changes in the surface composition. *The Journal of prosthetic dentistry*, 71(5), 453–461.
[https://doi.org/10.1016/0022-3913\(94\)90182-1](https://doi.org/10.1016/0022-3913(94)90182-1)
- Kern, M., Barloi, A., & Yang, B. (2009). Surface conditioning influences zirconia ceramic bonding. *Journal of dental research*, 88(9), 817–822.
<https://doi.org/10.1177/0022034509340881>
- Kilinç, H., Turgut, S., Ayaz, E. A., & Bağış, B. (2018). Güncel nanoseramik vehibrit CAD/CAM materyalleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 28(4),592-598. <https://doi.org/10.17567/ataunidfd.474131>
- Kimmich, M., & Stappert, C. F. (2013). Intraoral treatment of veneering porcelain chipping of fixed dental restorations: a review and clinical application. *Journal of the American Dental Association (1939)*, 144(1), 31–44. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.2013.0011>

- 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 Suppl 2, S25–S30. <https://doi.org/10.1089/pho.2009.2598>
- Kinney, J. H., Marshall, S. J., & Marshall, G. W. (2003). The mechanical properties of human dentin: a critical review and re-evaluation of the dental literature. *Critical reviews in oral biology and medicine: an official publication of the American Association of Oral Biologists*, 14(1), 13–29. <https://doi.org/10.1177/154411130301400103>
- Kiomarsi, N., Saburian, P., Chiniforush, N., Karazifard, M. J., & Hashemikamangar, S. S. (2017). Effect of thermocycling and surface treatment on repair bond strength of composite. *Journal of clinical and experimental dentistry*, 9(8), e945–e951. <https://doi.org/10.4317/jced.53721>
- Kirmali, O., Barutcigil, Ç., Ozarslan, M. M., Barutcigil, K., & Harorlı, O. T. (2015). Repair bond strength of composite resin to sandblasted and laser irradiated Y-TZP ceramic surfaces. *Scanning*, 37(3), 186–192. <https://doi.org/10.1002/sca.21197>
- Klosa, K., Boesch, I., & Kern, M. (2013). Long-term bond of glass ceramic and resin cement: evaluation of titanium tetrafluoride as an alternative etching agent for lithium disilicate ceramics. *The journal of adhesive dentistry*, 15(4), 377–383. <https://doi.org/10.3290/j.jad.a29381>
- Knobloch, L. A., Kerby, R. E., Seghi, R., & van Putten, M. (1999). Two-body wear resistance and degree of conversion of laboratory-processed composite materials. *The International journal of prosthodontics*, 12(5), 432–438.
- Kocaağaoğlu, H. H., & Gürbulak, A. (2015). An assessment of shear bond strength between ceramic repair systems and different ceramic infrastructures. *Scanning*, 37(4), 300–305. <https://doi.org/10.1002/sca.21213>
- Kugel, G., & Ferrari, M. (2000). The science of bonding: from first to sixth generation. *Journal of the American Dental Association (1939)*, 131 Suppl, 20S–25S. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.2000.0398>
- Kukiattrakoon, B., Hengtrakool, C., & Kedjarune-Leggat, U. (2011). Effect of acidic agents on surface roughness of dental ceramics. *Dental research journal*, 8(1), 6–15.

- Kumar, S. R., Bhat, I. K., & Patnaik, A. (2017). Novel dental composite material reinforced with silane functionalized microsized gypsum filler particles. *Polymer Composites*, 38(2), 404-415.
<https://doi.org/10.1002/pc.23599>
- Kumbuloglu, O., User, A., Toksavul, S., & Vallittu, P. K. (2003). Intra-oral adhesive systems for ceramic repairs: a comparison. *Acta odontologica Scandinavica*, 61(5), 268–272. <https://doi.org/10.1080/00016350310005556>
- Kursoglu P, Motro PFK, & Yurdaguvan H. Shear bond strength of resin cement to an acid etched and a laser irradiated ceramic surface. *J Adv Prosthodont*. 2013; 5(2), 98- 103.
- Kurtulmus-Yilmaz, S., Cengiz, E., Ongun, S., & Karakaya, I. (2019). The Effect of Surface Treatments on the Mechanical and Optical Behaviors of CAD/CAM Restorative Materials. *Journal of prosthodontics: official journal of the American College of Prosthodontists*, 28(2), e496–e503.
<https://doi.org/10.1111/jopr.12749>
- Kussano, C. M., Bonfante, G., Batista, J. G., & Pinto, J. H. (2003). Evaluation of shear bond strength of composite to porcelain according to surface treatment. *Brazilian dental journal*, 14(2), 132–135.
<https://doi.org/10.1590/s0103-64402003000200011>
- Lahari, K., Jaidka, S., Somani, R., Revelli, A., Kumar, D., & Jaidka, R. (2019). Recent Advances in Composite Restorations. *International Journal of Advanced Research*. 7 (Oct). 761-779.
<http://dx.doi.org/10.21474/IJAR01/9888>
- Lambert, H., Durand, J. C., Jacquot, B., & Fages, M. (2017). Dental biomaterials for chairside CAD/CAM: State of the art. *The journal of advanced prosthodontics*, 9(6), 486–495. <https://doi.org/10.4047/jap.2017.9.6.486>
- 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–
<https://doi.org/10.4012/dmj.2014-208>
- Lava Ultimate. (2011). Technical Product Profile.
https://caddent.de/fileadmin/user_upload/CADdent_R_-_3M_ESPE_Lava_TM__Ultimate_-_Technical_Product_Profile__ENG_.pdf

- Lee, T. H., Lee, S. H., Her, S. B., Chang, W. G., & Lim, B. S. (2012). Effects of surface treatments on the susceptibilities of low temperature degradation by autoclaving in zirconia. *Journal of biomedical materials research. Part B, Applied biomaterials*, *100*(5), 1334–1343.
<https://doi.org/10.1002/jbm.b.32700>
- Leinfelder K. F. (2001). Dentin adhesives for the twenty-first century. *Dental clinics of North America*, *45*(1), 1–6.
- Leslie, S. A., & Mitchell, J. C. (2007). Removing gold coating from SEM samples. *Palaeontology*, *50*(6), 1459-1461. <https://doi.org/10.1111/j.1475-4983.2007.00718.x>
- Li, R. W., 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. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2014.07.003>
- Li, R., Sun, Y. C., Wang, C., & Gao, P. (2014). Bonding of an opaque resin to silane-treated porcelain. *Bio-medical materials and engineering*, *24*(6), 2117–2125. <https://doi.org/10.3233/BME-141022>
- Liebermann, A., Wimmer, T., Schmidlin, P. R., Scherer, H., Löffler, P., Roos, M., & Stawarczyk, B. (2016). Physicomechanical characterization of polyetheretherketone and current esthetic dental CAD/CAM polymers after aging in different storage media. *The Journal of prosthetic dentistry*, *115*(3), 321–8.e2. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.09.004>
- Lim, H. N., Yu, B., & Lee, Y. K. (2010). Spectroradiometric and spectrophotometric translucency of ceramic materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, *104*(4), 239–246. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(10\)60131-X](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(10)60131-X)
- Lin, J., Cai, P., Zhuo, Y., Lin, L., & Zheng, Z. (2022). Effect of abutment design on fracture resistance of resin-matrix ceramics crown for dental implant restoration: an in vitro study. *Research Square*.
<https://doi.org/10.21203/rs.3.rs-2376130/v1>
- Lin, C. T., Lee, S. Y., Keh, E. S., Dong, D. R., Huang, H. M., & Shih, Y. H. (2000). Influence of silanization and filler fraction on aged dental composites. *Journal of oral rehabilitation*, *27*(11), 919–926.
<https://doi.org/10.1046/j.1365-2842.2000.00573.x>

- Ling, L., Ma, Y., & Malyala, R. (2021). A novel CAD/CAM resin composite block with high mechanical properties. *Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials*, 37(7), 1150–1155.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2021.03.006>
- Liu, L., Liu, S., Song, X., Zhu, Q., & Zhang, W. (2015). Effect of Nd: YAG laser irradiation on surface properties and bond strength of zirconia ceramics. *Lasers in medical science*, 30(2), 627–634.
<https://doi.org/10.1007/s10103-013-1381-7>
- Lizarelli, R.deF., Moriyama, L. T., & Bagnato, V. S. (2003). Ablation of composite resins using Er:YAG laser--comparison with enamel and dentin. *Lasers in surgery and medicine*, 33(2), 132–139. <https://doi.org/10.1002/lsm.10196>
- Longman, C. M., & Pearson, G. J. (1987). Variations in tooth surface temperature in the oral cavity during fluid intake. *Biomaterials*, 8(5), 411–414. [https://doi.org/10.1016/0142-9612\(87\)90016-0](https://doi.org/10.1016/0142-9612(87)90016-0)
- Loomans, B. A., & Özcan, M. (2016). Intraoral repair of direct and indirect restorations: procedures and guidelines. *Operative dentistry*, 41(S7), S68-S78.
<https://doi.org/10.2341/15-269-LIT>
- Loomans, B. A., Mesko, M. E., Moraes, R. R., Ruben, J., Bronkhorst, E. M., Pereira-Cenci, T., & Huysmans, M. C. (2017). Effect of different surface treatment techniques on the repair strength of indirect composites. *Journal of dentistry*, 59, 18–25. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2017.01.010>
- Lu, S., Zhao, S. J., Wang, W. G., Gao, Y., Zhang, Y., Dou, Q., & Chen, J. H. (2013). A new fixation method for stick-shaped specimens in microtensile tests: laboratory tests and FEA. *The journal of adhesive dentistry*, 15(6), 511–518. <https://doi.org/10.3290/j.jad.a29586>
- Lung, C. Y., Sarfraz, Z., Habib, A., Khan, A. S., & Matinlinna, J. P. (2016). Effect of silanization of hydroxyapatite fillers on physical and mechanical properties of a bis-GMA based resin composite. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 54, 283–294.
<https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2015.09.033>
- Madani, M., Chu, F. C., 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.
<https://doi.org/10.1177/0022034516634286>
- Makowka, S. R. (2018). *Development of a Gripping Fixture for Micro-Tensile Testing of Bonded Ceramic Dumbbells* (Doctoral dissertation, State University of New York at Buffalo).
- Mallick, R., Sarangi, P., Mohanty, S., Behera, S., Nanda, S., & Satapathy, S. K. (2015). Micro-tensile bond strength of different adhesive systems on sound dentin and resin-based composite: An in-vitro study. *Journal of conservative dentistry: JCD*, 18(5), 379–383. <https://doi.org/10.4103/0972-0707.164036>
- Manhart, J., & Frasher, I. (2016). Intraoral Repair of a Glass-Ceramic Restoration with Nanohybrid Ormocers: A Case Report. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, N.J.: 1995)*, 37(10), 700–709.
- Manhart, J., Chen, H., Hamm, G., & Hickel, R. (2004). Buonocore Memorial Lecture. Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. *Operative dentistry*, 29(5), 481–508.
- Marchesi, G., Breschi, L., Antonioli, F., Di Lenarda, R., Ferracane, J., & Cadenaro, M. (2010). Contraction stress of low-shrinkage composite materials assessed with different testing systems. *Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials*, 26(10), 947–953.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.05.007>
- Marchesi, G., Camurri Piloni, A., Nicolini, V., Turco, G., & Di Lenarda, R. (2021). Chairside CAD/CAM Materials: Current Trends of Clinical Uses. *Biology*, 10(11), 1170. <https://doi.org/10.3390/biology10111170>
- Marchesi, G., Frassetto, A., Mazzoni, A., Apolonio, F., Diolosa, M., Cadenaro, M., Di Lenarda, R., Pashley, D. H., Tay, F., & Breschi, L. (2014). Adhesive performance of a multi-mode adhesive system: 1-year in vitro study. *Journal of dentistry*, 42(5), 603–612. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2013.12.008>
- Margeas R. C. (2002). Salvaging a porcelain-fused-to-metal bridge with intraoral ceramic repair. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, N.J.: 1995)*, 23(10), 952–956.
- Marshall, G. W., & Marshall, S. J. (1999). Biomaterials science for restorative dentistry. *San Francisco: UCSF*.

- Marshall, S. J., Bayne, S. C., Baier, R., Tomsia, A. P., & Marshall, G. W. (2010). A review of adhesion science. *Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials*, 26(2), e11–e16.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2009.11.157>
- Martin M. P. (2012). Material and clinical considerations for full-coverage indirect restorations. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, N.J.: 1995)*, 33 Spec No 6, 2–6.
- Martin, J., Fernandez, E., Estay, J., Gordan, V. V., Mjor, I. A., & Moncada, G. (2013). Minimal invasive treatment for defective restorations: five-year results using sealants. *Operative dentistry*, 38(2), 125–133.
<https://doi.org/10.2341/12-062C>
- Martínez-Gomis, J., Bizar, J., Anglada, J. M., Samsó, J., & Peraire, M. (2003). Comparative evaluation of four finishing systems on one ceramic surface. *The International journal of prosthodontics*, 16(1), 74–77.
- Martins, B. M. C., Silva, E. J. N. L. D., Ferreira, D. M. T. P., Reis, K. R., & Fidalgo, T. K. D. S. (2018). Longevity of defective direct restorations treated by minimally invasive techniques or complete replacement in permanent teeth: A systematic review. *Journal of dentistry*, 78, 22–30.
<https://doi.org/10.1016/j.jdent.2018.09.001>
- 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.
<https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2005.01569.x>
- McDonough, W. G., Antonucci, J. M., He, J., Shimada, Y., Chiang, M. Y., Schumacher, G. E., & Schultheisz, C. R. (2002). A microshear test to measure bond strengths of dentin-polymer interfaces. *Biomaterials*, 23(17), 3603–3608. [https://doi.org/10.1016/s0142-9612\(02\)00089-3](https://doi.org/10.1016/s0142-9612(02)00089-3)
- McGreer, M. (2003). Weathering testing guidebook. *Chicago, USA: Atlas Electric Devices Company*.
- McLaren, E. A., & Cao, P. T. (2009). Ceramics in dentistry—part I: classes of materials. *Inside dentistry*, 5(9), 94-103.
- McLean, J. W., & Hughes, T. H. (1965). The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *British dental journal*, 119(6), 251–267.

- Menini, M., Conserva, E., Tealdo, T., Bevilacqua, M., Pera, F., Signori, A., & Pera, P. (2013). Shock absorption capacity of restorative materials for dental implant prostheses: an in vitro study. *The International journal of prosthodontics*, 26(6), 549–556. <https://doi.org/10.11607/ijp.3241>
- Michailescu, P. M., Marciano, J., Grieve, A. R., & Abadie, M. J. (1995). An in vivo recording of variations in oral temperature during meals: a pilot study. *The Journal of prosthetic dentistry*, 73(2), 214–218. [https://doi.org/10.1016/s0022-3913\(05\)80164-7](https://doi.org/10.1016/s0022-3913(05)80164-7)
- Michelotti, G., Niedzwiecki, M., Bidjan, D., Dieckmann, P., Deari, S., Attin, T., & Tauböck, T. T. (2020). Silane Effect of Universal Adhesive on the Composite-Composite Repair Bond Strength after Different Surface Pretreatments. *Polymers*, 12(4), 950. <https://doi.org/10.3390/polym12040950>
- Mihali, S., Bortun, C., & Bratu, E. (2013). Nano-ceramic particle reinforced composite-Lava Ultimate CAD/CAM restorative. *Rev Chem*, 64(4), 435-7.
- Mitra, S. B., Wu, D., & Holmes, B. N. (2003). An application of nanotechnology in advanced dental materials. *Journal of the American Dental Association (1939)*, 134(10), 1382–1390. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.2003.0054>
- Miyazaki, T., Nakamura, T., Matsumura, H., Ban, S., & Kobayashi, T. (2013). Current status of zirconia restoration. *Journal of prosthodontic research*, 57(4), 236–261. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2013.09.001>
- Mjör, I. A., Moorhead, J. E., & Dahl, J. E. (2000). Reasons for replacement of restorations in permanent teeth in general dental practice. *International dental journal*, 50(6), 361–366. <https://doi.org/10.1111/j.1875-595x.2000.tb00569.x>
- Moghadam B. (1994). Intraoral repair of fractured porcelain using porcelain laminate veneer. *Practical periodontics and aesthetic dentistry: PPAD*, 6(1), 65–68.
- Mohamed, F. F., Finkelman, M., Zandparsa, R., Hirayama, H., & Kugel, G. (2014). Effects of surface treatments and cement types on the bond strength of porcelain-to-porcelain repair. *Journal of prosthodontics: official journal of the American College of Prosthodontists*, 23(8), 618–625. <https://doi.org/10.1111/jopr.12194>
- Montagner, A. F., Opdam, N. J., De Munck, J., Cenci, M. S., Van Meerbeek, B., & Huysmans, M. D. (2017). Bonding Efficacy and Fracture Pattern of Adhesives Submitted to Mechanical Aging with the Rub&Roll Device. *The*

- journal of adhesive dentistry*, 19(1), 59–68.
<https://doi.org/10.3290/j.jad.a37721>
- Mörmann W. H. (2004). The origin of the Cerec method: a personal review of the first 5 years. *International journal of computerized dentistry*, 7(1), 11–24.
- Mormann, W. H. (1982). Komposit-Inlays: Marginale Adaptation, Randdichtigkeit, Porosität und okklusaler Verschleiss. *Dtsch Zahnarztl Z*, 37, 438-441.
- 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. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2013.01.003>
- 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. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2013.09.013>
- Moura, D. M. D., Dal Piva, A. M. O., Januário, A. B. D. N., Veríssimo, A. H., Bottino, M. A., Özcan, M., & Souza, R. O. A. (2020). Repair Bond Strength of a CAD/CAM Nanoceramic Resin and Direct Composite Resin: Effect of Aging and Surface Conditioning Methods. *The journal of adhesive dentistry*, 22(3), 275–283. <https://doi.org/10.3290/j.jad.a44551>
- Mowery, A. (2011). Intraoral repair of a zirconia-based restoration. *Dentistry today*, 30(7), 128-130.
- Muñoz, M. A., Luque, I., Hass, V., Reis, A., Loguercio, A. D., & Bombarda, N. H. (2013). Immediate bonding properties of universal adhesives to dentine. *Journal of dentistry*, 41(5), 404–411.
<https://doi.org/10.1016/j.jdent.2013.03.001>
- Muñoz, M. A., Sezinando, A., Luque-Martinez, I., Szesz, A. L., Reis, A., Loguercio, A. D., Bombarda, N. H., & Perdigão, J. (2014). Influence of a hydrophobic resin coating on the bonding efficacy of three universal adhesives. *Journal of dentistry*, 42(5), 595–602. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2014.01.013>
- Nagaoka, N., Yoshihara, K., Feitosa, V. P., Tamada, Y., Irie, M., Yoshida, Y., Van Meerbeek, B., & Hayakawa, S. (2017). Chemical interaction mechanism of

- 10-MDP with zirconia. *Scientific reports*, 7, 45563.
<https://doi.org/10.1038/srep45563>
- Nagayassu, M. P., Shintome, L. K., Uemura, E. S., & Araújo, J. E. (2006). Effect of surface treatment on the shear bond strength of a resin-based cement to porcelain. *Brazilian dental journal*, 17(4), 290–295.
<https://doi.org/10.1590/s0103-64402006000400005>
- Nakabayashi, N., Kojima, K., & Masuhara, E. (1982). The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *Journal of biomedical materials research*, 16(3), 265–273. <https://doi.org/10.1002/jbm.820160307>
- Nergiz, I., Schmage, P., Herrmann, W., & Ozcan, M. (2004). Effect of alloy type and surface conditioning on roughness and bond strength of metal brackets. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*, 125(1), 42–50. [https://doi.org/10.1016/s0889-5406\(03\)00507-9](https://doi.org/10.1016/s0889-5406(03)00507-9)
- Newbrun E. (2001). Topical fluorides in caries prevention and management: a North American perspective. *Journal of dental education*, 65(10), 1078–1083.
- Nguyen, J. F., Ruse, D., Phan, A. C., & Sadoun, M. J. (2014). High-temperature-pressure polymerized resin-infiltrated ceramic networks. *Journal of dental research*, 93(1), 62–67. <https://doi.org/10.1177/0022034513511972>
- O'Brien, W. J. (2002). Dental materials and their selection, 2002. *Quintessence*.
- Oilo G. (1993). Bond strength testing--what does it mean ?. *International dental journal*, 43(5), 492–498.
- Ongun, S. (2018). Polimer İnfiltre Seramik Abutmentler İle Lityum Disilikatla Güçlendirilmiş Seramik Hibrit Abutmentlerin Mekanik ve Bağlanma Dirençlerinin Karşılaştırılması. Yakın Doğu Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi.
- Ordu, Ü. & Cengiz, S. (2015). Klinikte Kullanılan CAD/CAM Sistemlerinin Güncel Materyalleri. *Uluslararası Diş Hekimliği Bilimleri Dergisi*, (1), 9-12. <https://doi.org/10.21306/jids.2015.1.02>
- Oskoe, S. K., Drummond, J. L., & Rockne, K. J. (2019). The effect of esterase enzyme on aging dental composites. *Journal of biomedical materials*

- research. Part B, Applied biomaterials*, 107(6), 2178–2184.
<https://doi.org/10.1002/jbm.b.34313>
- Oz, F. D., Canatan, S., & Bolay, S. (2019). Effects of surface treatments on the bond strength of composite resin to hybrid computer-assisted design/manufacturing blocks. *Journal of adhesion science and technology*, 33(9), 986-1000. <https://doi.org/10.1080/01694243.2019.1575566>
- Ozcan M. (2003). Evaluation of alternative intra-oral repair techniques for fractured ceramic-fused-to-metal restorations. *Journal of oral rehabilitation*, 30(2), 194–203. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2842.2003.01037.x>
- Ozcan, M., & Niedermeier, W. (2002). Clinical study on the reasons for and location of failures of metal-ceramic restorations and survival of repairs. *The International journal of prosthodontics*, 15(3), 299–302.
- Ozcan, M., & Vallittu, P. K. (2003). Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials*, 19(8), 725–731.
[https://doi.org/10.1016/s0109-5641\(03\)00019-8](https://doi.org/10.1016/s0109-5641(03)00019-8)
- Ozcan, M., Barbosa, S. H., Melo, R. M., Galhano, G. A., & Bottino, M. A. (2007). Effect of surface conditioning methods on the microtensile bond strength of resin composite to composite after aging conditions. *Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials*, 23(10), 1276–1282. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2006.11.007>
- Ozcan, M., Raadschelders, J., Vallittu, P., & Lassilla, L. (2013). Effect of particle deposition parameters on silica coating of zirconia using a chairside air-abrasion device. *The journal of adhesive dentistry*, 15(3), 211–214.
<https://doi.org/10.3290/j.jad.a29718>
- Ozcan, 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: official publication of the Academy of Dental Materials*, 25(12), 1477–1483.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2009.06.020>
- Özdoğan, A., Bayindir, F., Hamza, U. L. U., & Duymuş, Z. Y. (2014). İki Farklı Cila Yönteminin Porselenin Yüzey Pürüzlülüğüne Etkisinin

- Değerlendirilmesi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 24(2), 252-257. <https://doi.org/10.17567/dfd.07565>
- Özel Bektas, Ö., Eren, D., Herguner Siso, S., & 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. <https://doi.org/10.1007/s10103-011-0958-2>
- Pacham D.E. (1992). Adhesion. Pacham DE, editor. Handbook of adhesion. 18- 20. Essex, UK: Longman Scientific & Technical.
- Palaniappan, S., Elsen, L., Lijnen, I., Peumans, M., Van Meerbeek, B., & Lambrechts, P. (2010). Three-year randomised clinical trial to evaluate the clinical performance, quantitative and qualitative wear patterns of hybrid composite restorations. *Clinical oral investigations*, 14(4), 441–458. <https://doi.org/10.1007/s00784-009-0313-1>
- Pameijer, C. H., Louw, N. P., & Fischer, D. (1996). Repairing fractured porcelain: how surface preparation affects shear force resistance. *Journal of the American Dental Association (1939)*, 127(2), 203–209. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.1996.0170>
- Par, M., Gamulin, O., Marovic, D., Klaric, E., & Tarle, Z. (2014). Effect of temperature on post-cure polymerization of bulk-fill composites. *Journal of dentistry*, 42(10), 1255–1260. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2014.08.004>
- Par, M., Gamulin, O., Marovic, D., Klaric, E., & Tarle, Z. (2015). Raman spectroscopic assessment of degree of conversion of bulk-fill resin composites--changes at 24 hours post cure. *Operative dentistry*, 40(3), E92–E101. <https://doi.org/10.2341/14-091-L>
- Paranhos, M. P., Burnett, L. H., Jr, & Magne, P. (2011). Effect Of Nd:YAG laser and CO2 laser treatment on the resin bond strength to zirconia ceramic. *Quintessence international (Berlin, Germany: 1985)*, 42(1), 79–89.
- Pashley, D. H., & Tay, F. R. (2001). Aggressiveness of contemporary self-etching adhesives. Part II: etching effects on unground enamel. *Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials*, 17(5), 430–444. [https://doi.org/10.1016/s0109-5641\(00\)00104-4](https://doi.org/10.1016/s0109-5641(00)00104-4)
- Pashley, D. H., Carvalho, R. M., Sano, H., Nakajima, M., Yoshiyama, M., Shono, Y., Fernandes, C. A., & Tay, F. (1999). The microtensile bond test: a review. *The journal of adhesive dentistry*, 1(4), 299–309.

- Pashley, D. H., Livingston, M. J., & Greenhill, J. D. (1978). Regional resistance to fluid flow in human dentine in vitro. *Archives of oral biology*, 23(9), 807–810. [https://doi.org/10.1016/0003-9969\(78\)90159-0](https://doi.org/10.1016/0003-9969(78)90159-0)
- Pashley, D. H., Tay, F. R., Breschi, L., Tjäderhane, L., Carvalho, R. M., Carrilho, M., & Tezvergil-Mutluay, A. (2011). State of the art etch-and-rinse adhesives. *Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials*, 27(1), 1–16. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.10.016>
- Pashley, E. L., Agee, K. A., Pashley, D. H., & Tay, F. R. (2002). Effects of one versus two applications of an unfilled, all-in-one adhesive on dentine bonding. *Journal of dentistry*, 30(2-3), 83–90. [https://doi.org/10.1016/s0300-5712\(02\)00002-7](https://doi.org/10.1016/s0300-5712(02)00002-7)
- Perdigão J. (2002). Dentin bonding as a function of dentin structure. *Dental clinics of North America*, 46(2), 277–vi. [https://doi.org/10.1016/s0011-8532\(01\)00008-8](https://doi.org/10.1016/s0011-8532(01)00008-8)
- Perdigão, J., Sezinando, A., & Monteiro, P. C. (2012). Laboratory bonding ability of a multi-purpose dentin adhesive. *American journal of dentistry*, 25(3), 153–158.
- Peumans, M., Valjakova, E. B., De Munck, J., Mishevskaja, C. B., & Van Meerbeek, B. (2016). Bonding Effectiveness of Luting Composites to Different CAD/CAM Materials. *The journal of adhesive dentistry*, 18(4), 289–302. <https://doi.org/10.3290/j.jad.a36155>
- 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. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2004.06.027>
- Poitevin, A., De Munck, J., Van Ende, A., Suyama, Y., Mine, A., Peumans, M., & Van Meerbeek, B. (2013). Bonding effectiveness of self-adhesive composites to dentin and enamel. *Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials*, 29(2), 221–230. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2012.10.001>
- Poitevin, A., De Munck, J., Van Landuyt, K., Coutinho, E., Peumans, M., Lambrechts, P., & Van Meerbeek, B. (2007). Influence of three specimen fixation modes on the micro-tensile bond strength of adhesives to

- dentin. *Dental materials journal*, 26(5), 694–699.
<https://doi.org/10.4012/dmj.26.694>
- Pop-Ciutnila, I. S., Ducea, D., Eugenia Badea, M., Moldovan, M., Cîmpean, S. I., & Ghinea R. (2016). Shade Correspondence, Color, and Translucency Differences between Human Dentine and a CAD/CAM Hybrid Ceramic System. *Journal of esthetic and restorative dentistry: official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry ... [et al.]*, 28 Suppl 1, S46–S55.
<https://doi.org/10.1111/jerd.12195>
- Powers, J. M. (2006). Craig's restorative dental materials. *Mechanical properties*, 51-96.
- Powers, J. M., & Sakaguchi, R. L. (2006). Resin composite restorative materials. *Craig's restorative dental materials. 12th ed. St. Louis, MO: Mosby Elsevier*, 195-212.
- Prielipp, H., Knechtel, M., Claussen, N., Streiffer, S. K., Müllejans, H., Rühle, M., & Rödel, J. (1995). Strength and fracture toughness of aluminum/alumina composites with interpenetrating networks. *Materials Science and Engineering: A*, 197(1), 19-30.
[https://doi.org/10.1016/0921-5093\(94\)09771-2](https://doi.org/10.1016/0921-5093(94)09771-2)
- Qualtrough, A. J., & Piddock, V. (2002). Dental ceramics: what's new ?. *Dental update*, 29(1), 25–33. <https://doi.org/10.12968/denu.2002.29.1.25>
- Quinn, J. B., & Quinn, G. D. (2010). A practical and systematic review of Weibull statistics for reporting strengths of dental materials. *Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials*, 26(2), 135–147. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2009.09.006>
- Rafael, C. F., Cesar, P. F., Fredel, M., Magini, R. S., Liebermann, A., & Maziero Volpato, C. A. (2018). Impact of laboratory treatment with coloring and fluorescent liquids on the optical properties of zirconia before and after accelerated aging. *The Journal of prosthetic dentistry*, 120(2), 276–281.
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.10.017>
- Raposo, L. H., Armstrong, S. R., Maia, R. R., Qian, F., Geraldeli, S., & Soares, C.J. (2012). Effect of specimen gripping device, geometry and fixation method on microtensile bond strength, failure mode and stress distribution: laboratory and finite element analyses. *Dental materials: official publication of the*

Academy of Dental Materials, 28(5), e50–e62.

<https://doi.org/10.1016/j.dental.2012.02.010>

- 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).
- Reich, S., & Hornberger, H. (2002). The effect of multicolored machinable ceramics on the esthetics of all-ceramic crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*, 88(1), 44–49.
- Reston, E. G., Filho, S. C., Arossi, G., Cogo, R. B., Rocha, C.dosS., & Closs, L. Q. (2008). Repairing ceramic restorations: final solution or alternative procedure ?. *Operative dentistry*, 33(4), 461–466.
<https://doi.org/10.2341/07-151>
- Rinastiti, M., Özcan, M., Siswomihardjo, W., & Busscher, H. J. (2011). Effects of surface conditioning on repair bond strengths of non-aged and aged microhybrid, nanohybrid, and nanofilled composite resins. *Clinical oral investigations*, 15(5), 625–633. <https://doi.org/10.1007/s00784-010-0426-6>
- Roberson, T. M., Heymann, H. O., & Ritter, A. V. (2002). Introduction to composite restorations. *Art&Science of operative dentistry, Ed, 4*, 473-500.
- Rocha Gomes Torres, C., Caroline Moreira Andrade, A., Valente Pinho Mafetano, A. P., Stabile de Abreu, F., de Souza Andrade, D., Cintra Mailart, M., Aun de Barros Lima Rocha Campello de Souza, M. L., Guimarães Alarça Nunes, L., Ariel Rodrigues de Araújo, C., Di Nicoló, R., & Bühler Borges, A. (2022). Computer-aided design and computer-aided manufacturer indirect versus direct composite restorations: A randomized clinical trial. *Journal of esthetic and restorative dentistry: official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry ... [et al.]*, 34(5), 776–788.
<https://doi.org/10.1111/jerd.12820>
- Rosentritt, M., Behr, M., Kolbeck, C., Lang, R., & Handel, G. (2000). In vitro repair of all-ceramic and fibre-reinforced composite crowns. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry*, 8(3), 107–112.
- Rossato, D. M., Bandeca, M. C., Saade, E. G., Lizarelli, R. F. Z., Bagnato, V. S., & Saad, J. R. C. (2009). Influence of Er: YAG laser on surface treatment of aged composite resin to repair restoration. *Laser Physics*, 19(11), 2144-2149.

- Sadat Madani, A., Astaneh, P. A., Shahabi, S., Nakhaei, M. R., Bagheri, H. G., & Chiniforush, N. (2013). Influence of different power outputs of intraoral Nd:YAG laser on shear bond strength of a resin cement to nickel-chromium dental alloy. *Lasers in medical science*, 28(1), 229–234. <https://doi.org/10.1007/s10103-012-1095-2>
- Sahin, S., Cehreli, M. C., & Yalçın, E. (2002). The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses--a review. *Journal of dentistry*, 30(7-8), 271–282. [https://doi.org/10.1016/s0300-5712\(02\)00065-9](https://doi.org/10.1016/s0300-5712(02)00065-9)
- Sakaguchi, R. L., & Powers, J. M. (2012). Testing of dental materials and biomechanics. *Craig's Restorative Dental Materials. 13th ed. Philadelphia, PA: Elsevier Mosby*, 85.
- Sano, H., Chowdhury, A. F. M. A., Saikaew, P., Matsumoto, M., Hoshika, S., & Yamauti, M. (2020). The microtensile bond strength test: Its historical background and application to bond testing. *The Japanese dental science review*, 56(1), 24–31. <https://doi.org/10.1016/j.jdsr.2019.10.001>
- 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: official publication of the Academy of Dental Materials*, 10(4), 236–240. [https://doi.org/10.1016/0109-5641\(94\)90067-1](https://doi.org/10.1016/0109-5641(94)90067-1)
- Sarikaya, I., & Güler, A. U. (2010). Effects of different polishing techniques on the surface roughness of dental porcelains. *Journal of applied oral science: revista FOB*, 18(1), 10–16. <https://doi.org/10.1590/s1678-77572010000100004>
- Sato, K., Matsumura, H., & Atsuta, M. (1999). Effect of three-liquid bonding agents on bond strength to a machine-milled ceramic material. *Journal of oral rehabilitation*, 26(7), 570–574. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2842.1999.00423.x>
- Sattabanasuk, V., Charnchairerk, P., Punsukumtana, L., & Burrow, M. F. (2017). Effects of mechanical and chemical surface treatments on the resin-glass ceramic adhesion properties. *Journal of investigative and clinical dentistry*, 8(3), 10.1111/jicd.12220. <https://doi.org/10.1111/jicd.12220>
- Scherrer, S. S., Quinn, G. D., & Quinn, J. B. (2008). Fractographic failure analysis of a Procera AllCeram crown using stereo and scanning electron

- microscopy. *Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials*, 24(8), 1107–1113. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2008.01.002>
- Seabra, B., Arantes-Oliveira, S., & Portugal, J. (2014). Influence of multimode universal adhesives and zirconia primer application techniques on zirconia repair. *The Journal of prosthetic dentistry*, 112(2), 182–187. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2013.10.008>
- Sen, N., & Us, Y. O. (2018). Mechanical and optical properties of monolithic CAD-CAM restorative materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 119(4), 593–599. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.06.012>
- Shen, C., Oh, W. S., & Williams, J. R. (2004). Effect of post-silanization drying on the bond strength of composite to ceramic. *The Journal of prosthetic dentistry*, 91(5), 453–458. <https://doi.org/10.1016/S0022391304001301>
- Shenoy, A., & Shenoy, N. (2010). Dental ceramics: An update. *Journal of conservative dentistry: JCD*, 13(4), 195–203. <https://doi.org/10.4103/0972-0707.73379>
- Shofu Block HC. Instructions for use. Kyoto, Japan: Shofu Inc. (2014). https://shofu.de/uploads/tx_shofuproducts/downloads/BPZ_SHOFU_Block_HC_2014-09.pdf
- Sideridou, I., Tserki, V., & Papanastasiou, G. (2002). Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials*, 23(8), 1819–1829. [https://doi.org/10.1016/s0142-9612\(01\)00308-8](https://doi.org/10.1016/s0142-9612(01)00308-8)
- Silva, P. N. F. D., Martinelli-Lobo, C. M., Bottino, M. A., Melo, R. M., & Valandro, L. F. (2018). Bond strength between a polymer-infiltrated ceramic network and a composite for repair: effect of several ceramic surface treatments. *Brazilian oral research*, 32, e28. <https://doi.org/10.1590/1807-3107bor-2018.vol32.0028>
- Singh, P., Kumar, N., Singh, R., Kiran, K., & Kumar, S. (2015). Overview and recent advances in composite resin: A review. *International Journal of Scientific Study*, 3(9), 169-172.
- Sismanoglu, S., Yildirim-Bilmez, Z., Erten-Taysi, A., & Ercal, P. (2020). Influence of different surface treatments and universal adhesives on the repair of CAD-CAM composite resins: An in vitro study. *The Journal of prosthetic*

dentistry, 124(2), 238.e1–238.e9.

<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2020.02.029>

- Sivakumar, A., & Valiathan, A. (2006). Dental ceramics and ormocer technology--navigating the future !. *Trends Biomater Artif Organs*, 20(1), 40-3.
- Soares, C. J., Soares, P. V., Santos-Filho, P. C., & Armstrong, S. R. (2008). Microtensile specimen attachment and shape--finite element analysis. *Journal of dental research*, 87(1), 89–93.
<https://doi.org/10.1177/154405910808700116>
- Sodagar, A., Akhoundi, M. S. A., Bahador, A., Jalali, Y. F., Behzadi, Z., Elhaminejad, F., & Mirhashemi, A. H. (2017). Effect of TiO₂ nanoparticles incorporation on antibacterial properties and shear bond strength of dental composite used in Orthodontics. *Dental press journal of orthodontics*, 22(5), 67–74. <https://doi.org/10.1590/2177-6709.22.5.067-074.oar>
- Sodagar, A., Bahador, A., Jalali, Y. F., Gorjizadeh, F., & Baghaeian, P. (2016). Effect of chitosan nanoparticles incorporation on antibacterial properties and shear bond strength of dental composite used in orthodontics. *Iranian Journal of Orthodontics*. <https://doi.org/10.17795/ijo-7281>
- Sofan, E., Sofan, A., Palaia, G., Tenore, G., Romeo, U., & Migliau, G. (2017). Classification review of dental adhesive systems: from the IV generation to the universal type. *Annali di stomatologia*, 8(1), 1–17.
<https://doi.org/10.11138/ads/2017.8.1.001>
- Souza, R. O., Valandro, L. F., Melo, R. M., Machado, J. P., Bottino, M. A., & Ozcan, M. (2013). Air-particle abrasion on zirconia ceramic using different protocols: effects on biaxial flexural strength after cyclic loading, phase transformation and surface topography. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 26, 155–163.
<https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2013.04.018>
- Sriamporn, T., Thamrongananskul, N., Busabok, C., Poolthong, S., Uo, M., & Tagami, J. (2014). Dental zirconia can be etched by hydrofluoric acid. *Dental materials journal*, 33(1), 79–85. <https://doi.org/10.4012/dmj.2013-243>
- Stawarczyk, B., Keul, C., Beuer, F., Roos, M., & Schmidlin, P. R. (2013). Tensile bond strength of veneering resins to PEEK: impact of different adhesives. *Dental materials journal*, 32(3), 441–448.
<https://doi.org/10.4012/dmj.2013-011>

- 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. <https://doi.org/10.1007/s00784-014-1269-3>
- Stefanski, S., & van Dijken, J. W. (2012). Clinical performance of a nanofilled resin composite with and without an intermediary layer of flowable composite: a 2-year evaluation. *Clinical oral investigations*, *16*(1), 147–153. <https://doi.org/10.1007/s00784-010-0485-8>
- Sund-Levander, M., Forsberg, C., & Wahren, L. K. (2002). Normal oral, rectal, tympanic and axillary body temperature in adult men and women: a systematic literature review. *Scandinavian journal of caring sciences*, *16*(2), 122–128. <https://doi.org/10.1046/j.1471-6712.2002.00069.x>
- Swift E. J., Jr (1998). Bonding systems for restorative materials—a comprehensive review. *Pediatric dentistry*, *20*(2), 80–84.
- Swift, E. J., Jr, & Bayne, S. C. (1997). Shear bond strength of a new one-bottle dentin adhesive. *American journal of dentistry*, *10*(4), 184–188.
- Swift, E. J., Jr, & Triolo, P. T., Jr (1992). Bond strengths of Scotchbond Multi-Purpose to moist dentin and enamel. *American journal of dentistry*, *5*(6), 318–320.
- Tao, L., Pashely, D. H., & Boyd, L. (1988). Effect of different types of smear layers on dentin and enamel shear bond strengths. *Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials*, *4*(4), 208–216. [https://doi.org/10.1016/s0109-5641\(88\)80066-6](https://doi.org/10.1016/s0109-5641(88)80066-6)
- Taşar, S., Ulusoy, M. M., & Meriç, G. (2014). Microshear bond strength according to dentin cleansing methods before recementation. *The journal of advanced prosthodontics*, *6*(2), 79–87. <https://doi.org/10.4047/jap.2014.6.2.79>
- Tay, F. R., Gwinnett, A. J., & Wei, S. H. (1996). The overwet phenomenon: a transmission electron microscopic study of surface moisture in the acid-conditioned, resin-dentin interface. *American journal of dentistry*, *9*(4), 161–166.
- Tennert, C., Suárez Machado, L., Jaeggi, T., Meyer-Lueckel, H., & Wierichs, R. J. (2022). Posterior ceramic versus metal restorations: A systematic review and meta-analysis. *Dental materials : official publication of the Academy of*

- Dental Materials*, 38(10), 1623–1632.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2022.08.002>
- Tham, W. L., Chow, W. S., & Ishak, Z. M. (2010). The effect of 3-(trimethoxysilyl) propyl methacrylate on the mechanical, thermal, and morphological properties of poly (methyl methacrylate)/hydroxyapatite composites. *Journal of applied polymer science*, 118(1), 218-228.
<https://doi.org/10.1002/app.32111>
- Thurmond, J. W., Barkmeier, W. W., & Wilwerding, T. M. (1994). Effect of porcelain surface treatments on bond strengths of composite resin bonded to porcelain. *The Journal of prosthetic dentistry*, 72(4), 355–359.
[https://doi.org/10.1016/0022-3913\(94\)90553-3](https://doi.org/10.1016/0022-3913(94)90553-3)
- Touati, B., & Pissis, P. (1984). Bonded inlays of composite resins. *Les Cahiers de Prothese*, 12(48), 29-59.
- Türkün, L. Ş. (2015). Kompozit Rezinlerde güncel yaklaşımlar. *G-magazin*. 1. 8-13.
- Tylka, D. F., & Stewart, G. P. (1994). Comparison of acidulated phosphate fluoride gel and hydrofluoric acid etchants for porcelain-composite repair. *The Journal of prosthetic dentistry*, 72(2), 121–127.
[https://doi.org/10.1016/0022-3913\(94\)90067-1](https://doi.org/10.1016/0022-3913(94)90067-1)
- Tzanakakis, E. G., Tzoutzas, I. G., & Koidis, P. T. (2016). Is there a potential for durable adhesion to zirconia restorations? A systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry*, 115(1), 9–19.
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.09.008>
- Uludamar, A., Akalin, B., & Ozkan, Y. K. (2011). Zirkonyum esaslı tam seramik restorasyonlarda simantasyon öncesi yüzey hazırlıkları. *Cumhuriyet Dental Journal*, 14(2), 140-153.
- Ural, Ç., Külünk, T., Külünk, Ş., & Kurt, M. (2010). The effect of laser treatment on bonding between zirconia ceramic surface and resin cement. *Acta odontologica Scandinavica*, 68(6), 354–359.
<https://doi.org/10.3109/00016357.2010.514720>
- Üstün, Ö., Büyükhatipoğlu, I. K., & Seçilmiş, A. (2018). Shear Bond Strength of Repair Systems to New CAD/CAM Restorative Materials. *Journal of prosthodontics: official journal of the American College of Prosthodontists*, 27(8), 748–754. <https://doi.org/10.1111/jopr.12564>

- Usumez, A., Hamdemirci, N., Koroglu, B. Y., Simsek, I., Parlar, O., & Sari, T. (2013). Bond strength of resin cement to zirconia ceramic with different surface treatments. *Lasers in medical science*, 28(1), 259–266.
<https://doi.org/10.1007/s10103-012-1136-x>
- Valente, L. L., Silva, M. F., Fonseca, A. S., Münchow, E. A., Isolan, C. P., & Moraes, R. R. (2015). Effect of Diamond Bur Grit Size on Composite Repair. *The journal of adhesive dentistry*, 17(3), 257–263.
<https://doi.org/10.3290/j.jad.a34398>
- Van Meerbeek, B., De Munck, J., Yoshida, Y., Inoue, S., Vargas, M., Vijay, P., Van Landuyt, K., Lambrechts, P., & Vanherle, G. (2003). Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Operative dentistry*, 28(3), 215–235.
- Van Meerbeek, B., Inokoshi, S., Braem, M., Lambrechts, P., & Vanherle, G. (1992). Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems. *Journal of dental research*, 71(8), 1530–1540. <https://doi.org/10.1177/00220345920710081301>
- 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: official publication of the Academy of Dental Materials*, 26(2), e100–e121.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2009.11.148>
- Van Meerbeek, B., Yoshihara, K., Yoshida, Y., Mine, A., De Munck, J., & Van Landuyt, K. L. (2011). State of the art of self-etch adhesives. *Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials*, 27(1), 17–28. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.10.023>
- Van Noort, R. (2007). Introduction to dental materials. 3rd ed. Edinburg, London, New York, Oxford, Philadelphia, St. Louis, Sydney, Toronto: Mosby Elsevier. pp 99–151.
- Van Noort, R., Noroozi, S., Howard, I. C., & Cardew, G. (1989). A critique of bond strength measurements. *Journal of dentistry*, 17(2), 61–67.
[https://doi.org/10.1016/0300-5712\(89\)90131-0](https://doi.org/10.1016/0300-5712(89)90131-0)
- 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, 103266. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2019.103266>
- Vichi, A., Sedda, M., Del Siena, F., Louca, C., & Ferrari, M. (2013). Flexural resistance of Cerec CAD/CAM system ceramic blocks. Part 1: Chairside materials. *American journal of dentistry*, 26(5), 255–259.
- Vogl, V., Hiller, K. A., Buchalla, W., Federlin, M., & Schmalz, G. (2016). Controlled, prospective, rmunandomized, clinical split-mouth evaluation of partial ceramic crowns luted with a new, universal adhesive system/resin cement: results after 18 months. *Clinical oral investigations*, 20(9), 2481–2492. <https://doi.org/10.1007/s00784-016-1779-2>
- Wang, H., Cui, B., Li, J., Li, S., Lin, Y., Liu, D., & Li, M. (2017). Mechanical properties and biocompatibility of polymer infiltrated sodium aluminum silicate restorative composites. *Journal of Advanced Ceramics*, 6(1), 73-79. <https://doi.org/10.1007/s40145-016-0214-0>
- Wegner, L. D., & Gibson, L. J. (2001). The fracture toughness behaviour of interpenetrating phase composites. *International journal of mechanical sciences*, 43(8), 1771-1791. [https://doi.org/10.1016/S0020-7403\(01\)00016-9](https://doi.org/10.1016/S0020-7403(01)00016-9)
- 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. <https://doi.org/10.1007/s00784-015-1411-x>
- Wong, J. D., Kei Lung, C. Y., Tsoi, J. K., & Matinlinna, J. P. (2014). Effects of a zirconate coupling agent incorporated into an experimental resin composite on its compressive strength and bonding to zirconia. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 29, 171–176. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2013.09.007>
- 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. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2018.10.034>
- Xie, C., Han, Y., Zhao, X. Y., Wang, Z. Y., & He, H. M. (2010). Microtensile bond strength of one- and two-step self-etching adhesives on sclerotic dentin:

- the effects of thermocycling. *Operative dentistry*, 35(5), 547–555.
<https://doi.org/10.2341/10-025-L>
- Yang, B., Barloi, A., & Kern, M. (2010). Influence of air-abrasion on zirconia ceramic bonding using an adhesive composite resin. *Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials*, 26(1), 44–50.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2009.08.008>
- Yap, A. U., Khor, E., & Foo, S. H. (1999). Fluoride release and antibacterial properties of new-generation tooth-colored restoratives. *Operative dentistry*, 24(5), 297–305.
- Yap, A. U., Tham, S. Y., Zhu, L. Y., & Lee, H. K. (2002). Short-term fluoride release from various aesthetic restorative materials. *Operative dentistry*, 27(3), 259–265.
- Yaseen, S. M., & Subba Reddy, V. V. (2009). Comparative evaluation of shear bond strength of two self-etching adhesives (sixth and seventh generation) on dentin of primary and permanent teeth: an in vitro study. *Journal of the Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry*, 27(1), 33–38.
<https://doi.org/10.4103/0970-4388.50814>
- Yavuz, T., Dilber, E., Kara, H. B., Tuncdemir, A. R., & Ozturk, A. N. (2013). Effects of different surface treatments on shear bond strength in two different ceramic systems. *Lasers in medical science*, 28(5), 1233–1239.
<https://doi.org/10.1007/s10103-012-1201-5>
- Ye, S., Azarnoush, S., Smith, I. R., Cramer, N. B., Stansbury, J. W., & Bowman, C. N. (2012). Using hyperbranched oligomer functionalized glass fillers to reduce shrinkage stress. *Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials*, 28(9), 1004–1011.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2012.05.003>.
- Yeli, M., Kidiyoor, K. H., Nain, B., & Kumar, P. (2010). Recent advances in composite resins-A review. *Journal of Oral Research and Review*, 2(3), 134-6.
- Yıldırım, T. (2019). Cad/Cam Blokların Tamirinde Uygulanan Farklı Tamir Sistemlerinin Bağlanma Dayanımına Etkisi. *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Kurumsal Akademik Arşiv*. Uzmanlık Tezi.
- Yöndem, İ. (2006). *Farklı Yüzey Bitirme İşlemlerinin Metal Desteksiz Seramik Restorasyonlarda Yüzey Pürüzlülüğü Ve Kırılma Dayanımları Üzerindeki*

- Etkisinin Karşılaştırmalı Olarak İncelenmesi* (Doctoral dissertation, Doktora Tezi, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 34-35).
- Yoshihara, K., Nagaoka, N., Maruo, Y., Nishigawa, G., Irie, M., Yoshida, Y., & Van Meerbeek, B. (2017). Sandblasting may damage the surface of composite CAD–CAM blocks. *Dental Materials*, 33(3), e124–e135.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2016.12.003>
- Youngson, C. C., & Barclay, C. W. (2000). A pilot study of intraoral temperature changes. *Clinical oral investigations*, 4(3), 183–189.
<https://doi.org/10.1007/s007840000060>
- Zach, L., & Cohen, G. (1965). Pulp Response to Externally Applied Heat. *Oral surgery, oral medicine, and oral pathology*, 19, 515–530.
[https://doi.org/10.1016/0030-4220\(65\)90015-0](https://doi.org/10.1016/0030-4220(65)90015-0)
- Zaruba, M., Kasper, R., Kazama, R., Wegehaupt, F. J., Ender, A., Attin, T., & Mehl, A. (2014). Marginal adaptation of ceramic and composite inlays in minimally invasive mod cavities. *Clinical oral investigations*, 18(2), 579–587. <https://doi.org/10.1007/s00784-013-0988-1>
- Zhang, Y., Lawn, B. R., Malament, K. A., Van Thompson, P., & Rekow, E. D. (2006). Damage accumulation and fatigue life of particle-abraded ceramics. *The International journal of prosthodontics*, 19(5), 442–448.
- Zimmermann, M., Valcanaia, A., Neiva, G., Mehl, A., & Fasbinder, D. (2019). Three-Dimensional Digital Evaluation of the Fit of Endocrowns Fabricated from Different CAD/CAM Materials. *Journal of prosthodontics: official journal of the American College of Prosthodontists*, 28(2), e504–e509.
<https://doi.org/10.1111/jopr.12770>
- Zogheib, L. V., Bona, A. D., 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(1), 45–50.
<https://doi.org/10.1590/s0103-64402011000100008>

Ek 1.

Yayın



Article

Effect of Different Surface Treatments on Repair Bond Strength of CAD/CAM Resin-Matrix Ceramics

Semih Arkoy* and Mutahhar Ulusoy

Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Near East University, Near East Boulevard, Mersin 10, Nicosia 99138, Turkey

* Correspondence: semih.arkoy@neu.edu.tr; Tel: +90-533-844-15-81

Abstract: The purpose of this study was to investigate the influence of different surface treatment methods on the micro-tensile bond strength (μ TBS) of resin-matrix ceramic (RMC) blocks repaired with resin composite. Three different prefabricated RMC blocks including Lava Ultimate (LU), Grandio Blocs (GB), and Shofu Block HC (HC) were thermo-cycled and divided into five surface treatment groups: Control (C), bur grinding (G), airborne particle abrasion (APA), Er,Cr:YSGG laser irritation (LI), and APA combined with LI (APA+LI). After surface treatments, topographic alterations were examined by scanning electron microscopy. Then, Universal Adhesive (Single Bond Universal) was applied and repair was simulated with nanohybrid composite (Grandio SO). Bonded specimens were cut into 1 mm² sized beams ($n = 16$) and a μ TBS test was conducted by using a universal test machine. Fracture types were evaluated by using a stereomicroscope. The bond-strength data was evaluated by two-way ANOVA and Tukey post-hoc test ($\alpha = 0.05$). The μ TBS values were significantly affected by the surface treatment variable and the interaction terms of the variables ($p \leq 0.001$). However, no significant effect of RMC type was detected ($p > 0.05$). Among all materials, GB^{APA+LI} indicated the highest μ TBS value. Except for the GB^C, all surface treatments showed clinically acceptable bond-strength values. However, the surface treatments applied to GB and LU before the repair processes increased the repair bond-strength values while causing a negative effect for HC. In addition, LI and APA+LI can be applied as an alternative route compared to other procedures recommended by the manufacturer for surface preparation in intraoral RMC repair.

Keywords: airborne particle abrasion; Er,Cr:YSGG laser; micro-tensile bond strength; nanohybrid composite; resin-matrix ceramic



Citation: Arkoy S.; Ulusoy, M. Effect of Different Surface Treatments on Repair Bond Strength of CAD/CAM Resin-Matrix Ceramics. *Materials* 2022, 15, 6314. <https://doi.org/10.3390/ma15186314>

Academic Editor: Bongju Kim

Received: 27 July 2022

Accepted: 7 September 2022

Published: 12 September 2022

Publisher's Note: MDPI stays neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.



Copyright: © 2022 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

1. Introduction

Increasing aesthetic demands of patients has led to the development of all-ceramic indirect restorations. Although these restorations provide a successful service in the replication of the optical properties of a natural tooth, they present low tensile and fracture strength [1].

The use of computer-aided design/computer-aided manufacturing (CAD/CAM) restorations has increased as they can be manufactured chairside in a single session [2]. Moreover, CAD/CAM restorations exhibit better mechanical properties compared to those produced by the conventional route [3]. In contemporary dentistry, manifold CAD/CAM blocks depicting different characteristics are available on the dental market. Of these, the attention surrounding resin-matrix ceramics (RMCs) have latterly increased. RMCs allow the integration of the advantageous features of ceramics and composite resins [4]. RMCs are easier to mill due to the soft matrix structure. They can be repaired intraorally and can provide enhanced marginal fit, superb mechanical and physical properties, and better fracture resistance compared to direct composite restorations [2]. Moreover, RMCs successfully emulate the physical properties of the natural tooth [5]. Lava Ultimate (LU), Shofu Block HC (HC), and Grandio Blocs (GB) are some of the currently available RMC

blocks. LU consists of zirconium and nano silica particles (80%) embedded in a polymeric matrix (20%). HC consists of more than 61% by mass of inorganic filler particles, silica powder, zirconium silicate, and micro-clustered silica. GB has a high filler content of 86% among other RMCs [6–10].

Intraoral repair of defective restorations with composite resin is commonly encountered in clinical practice as this route offers low cost, is more conservative, can be done in a single session, results in less tooth tissue loss, and causes less pulpal trauma, compared to the removal and renewal of the indirect restoration [11]. Although stiff restorative materials exhibit enduring mechanical properties, they are more susceptible to fracture under masticatory forces due to the decreased flexural strength [12]. The different chemical composition of CAD/CAM materials used in restorative procedures may also influence their repair potential [13]. Unlike conventional ceramic restorations, it is very difficult to repair CAD/CAM restorations because of their industrial route of polymerization under high pressure and temperature. This route presents a high degree of conversion (up to 95%) [14], thereby decreasing the number of carbon-carbon double bonds and making intraoral repair more difficult. With this regard, before repair, these restorations necessitate the implementation of dedicated surface treatments [15]. Since the characteristics of RMCs vary, there is still no consensus not only on the repair method but also on the ideal surface treatment [7,11,16,17].

As no standard adhesive resin material for the repairment of the restorations is available, this should be performed by silane coating agents combined with surface treatments [18,19]. The micromechanical interlocking and chemical adhesion between the repair composite and the fractured restoration is a crucial factor in the repair procedure [20]. In previous studies, various surface treatments such as grinding with diamond burs or silicone carbide discs, tribo-chemical coating, aluminum oxide airborne particle abrasion, acid etching, silane coupling agent, and adhesive systems have been shown to increase the repair bond strength of the resin composite to the RMCs [21–23]. Alternatively, the use of a universal adhesive on the materials to be repaired allows the achievement of chemical bonding through the ionic interaction between the composite resin particles and the acidic group of the functional monomers of the material [11]. In addition to conventional functional monomers, these adhesives contain phosphate monomer (methacryloyloxydyl dihydrogen phosphate [MDP]), and silane [24]. Silane is used as a bonding agent because it interacts with the crystalline portion of the ceramic and the organic portion of the composite resin [25]. Laser irradiation is also recommended as an alternative surface-treating strategy for the restorations made of composites, ceramics or RMCs [13]. Supportively, in order to obtain micromechanical retention by increasing the surface roughness of the restorative material (neodymium garnet yttrium aluminum (Nd:YAG), erbium-doped yttrium aluminum garnet (Er:YAG), and erbium, chromium: yttrium-scandium-gallium-garnet (Er,Cr:YSGG), lasers are preferred by many researchers [26,27]. The applied laser beam released from the laser system itself is absorbed by the water, and as a result of micro explosions, particles are removed from the material surface, specifically from the inorganic portion, and microporosities are generated [28].

Although the intraoral repairment of all-ceramic restorations has been extensively investigated in the literature [12,23,26,27]; the scientific data regarding the surface treatments and intraoral repair protocol of RMCs are sparse. Therefore, it was purposed to scrutinize the influence of varied surface treating protocols on the micro-tensile bond strength (μ TBS) between the thermally-aged RMCs and the repair composite. The first hypothesis was that RMC type would influence the μ TBS values, and the second hypothesis was that surface treatments would become influential on the μ TBS of the experimental groups.

2. Materials and Methods

All materials used in this study are given in Table 1.

Table 1. All materials used in the present study [6–10].

Material	Manufacturer	Specification	Composition	Lot Number
Single Bond Universal	3M ESPE, St. Paul, MN, USA	Universal Adhesive	HEMA, 10-MDP, dimethacrylate resins, Vitrebond copolymer, silane, filler, ethanol, water, initiators. pH: 2.7	01026A
Grandio SO	VOCO GmbH, Cuxhaven, Germany	Universal Nano-hybrid Composite	89% <i>w/w</i> high filler content. 60% functionalized nanoparticles (20–40 nm) in the resin content and glass ceramic.	2109672
Grandio Blocs (GB)	VOCO GmbH, Cuxhaven, Germany	Nano-hybrid Composite	86% <i>w/w</i> nano silica and barium glass fillers in a polymer matrix. 14% UDMA, DMA.	2014063
Shofu Block HC (HC)	Shofu Dental GmbH, Ratingen, Germany	Resin Nanoceramic	Silica powder, micro fumed silica, zirconium silicate fillers 61% by weight. UDMA, TEGDMA. 80% silica and zirconia	071601
Lava Ultimate (LU)	3M ESPE, St. Paul, MN, USA	Resin Nanoceramic	nanoparticles and nanoclusters as filler content. 20% BisGMA, UDMA, BisEMA, TEGDMA.	NA57353

HEMA-2-hydroxyethyl methacrylate; 10-MDP-10-methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate; UDMA-urethane dimethacrylate; DMA-dodecyl dimethacrylate; TEGDMA-triethylene glycol dimethacrylate; BisGMA-bisphenol A diglycidyl ether dimethacrylate; BisEMA-ethoxylated bis phenol A dimethacrylate.

Three different RMCs (GB [Voco], HC [Shofu Dental], and LU [3M ESPE]) were sectioned by using a water-cooled high speed precision cutting machine (Microcut 201, Metkon, Bursa, Turkey) to obtain $5 \times 14 \times 16 \times 6 \text{ mm}^3$ blocks. These blocks were then subjected to thermal aging (Thermocycler, THE-1100, SD Mechatronik, Feldkirchen-Westerham, Germany) to simulate a 1-year usage in the oral environment ($\times 10,000$, dwell time of 20 s, between 5 °C and 55 °C) [29–31]. After the aging process, the intaglio surface of each specimen was abraded with a 600-grit silicone carbide abrasive paper to achieve a standardized substrate surface (20 s, under low pressure and cold-water irrigation) [32], followed by ultrasonic cleaning (ISOLAB, Laborgerate GmbH, Eschau, Germany) for 10 min in distilled water. The thermally-aged specimens were kept on hold in distilled water at 37 °C until the surface treatments were applied (Shaking Water Bath, type 3047, Kötterman, Hänigsen, Germany). Subsequently, each RMC material was further divided into 5 subgroups in accordance with the applied surface treatments: Control (C), bur grinding (G), aluminum oxide (Al_2O_3) airborne particle abrasion (APA), Er,Cr:YSGG-2W laser irradiation (LI), and airborne particle abrasion coupled with Er,Cr:YSGG-2W laser irradiation (APA+LI). All surface treatments were applied by a single calibrated clinician (Figure 1).

For the C group, no surface treatment was conducted. For the G group, the bonding surface was roughened under low hand pressure with a green belt diamond bur for 15 s with 15 perpendicular and 15 horizontal movements [13]. In the APA group, 50 μm Al_2O_3 particles (Korox, Bego, Bremen, Germany) were perpendicularly thrown towards the bonding surface of the specimen from a distance of 10 mm for 20 s at 3 bar pressure (Rotaks-Dent, Istanbul, Turkey). In the LI group, Er,Cr:YSGG laser (Waterlase MD, Biolase, Irvine, CA, USA) irradiation was performed in a noncontact hard tissue mode with an MG6 sapphire tip at an energy level of 2W, 140 ms pulse duration and a repetition rate of 10 Hz with 55% water and 65% air for 20 sec. In the APA+LI group, the above-described surface-treating strategies were applied, respectively.

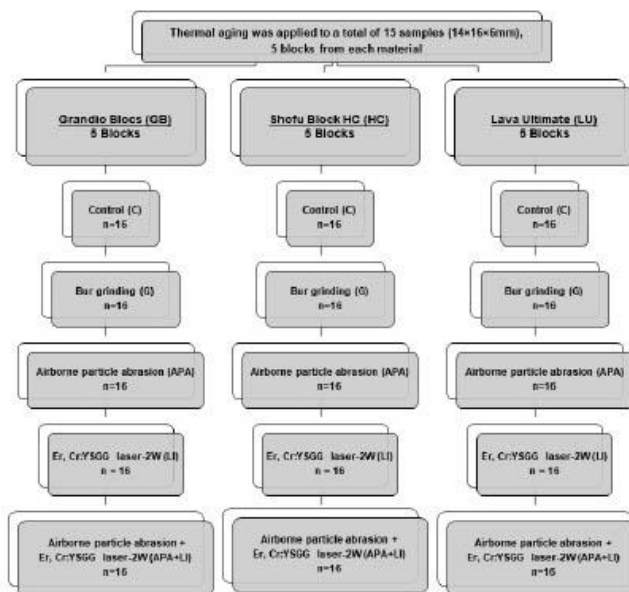


Figure 1. Schematic diagram of five surface treatments applied to each evaluated RMCs.

One specimen from each group was dried, coated with palladium (SC7620, Emitech Mini Sputter Coater, Quorum Technologies, East Sussex, UK) and examined under scanning electron microscope (SEM)(JSM-6610LV, JEOL, Tokyo, Japan) at $\times 1000$ magnification to understand the topographic alterations caused by the surface treatments. These specimens were only used for SEM analysis and not used in any other part of the study.

Subsequent to surface treatments, ultrasonic cleaning of all specimens was done with distilled water for 10 min and then specimens were placed on a base of acrylic resin (Self cure, Imicryl, Konya, Turkey) in order to make it possible to precisely adapt to the precision cutting device. Universal adhesive (Single Bond Universal, 3M ESPE, St. Paul, MN, USA) was applied for 20 s on the upper roughened surface of each specimen on the acrylic resin, and, after air-drying for 5 s, it was light-polymerized (LED-B, Woodpecker, 1000–1700 mw/cm^2) for 10 s. The specimens were placed into a silicone matrix made of poly vinyl siloxane (Elite HD+ Putty Soft, Zhermack, Polesine, Italy) and prepared in dimensions of $14 \times 16 \times 12 \text{ mm}^3$. Grandio SO (VOCO) repair composite was incrementally applied as of 2-mm-thickness. The same silicone matrix was used to achieve standardization for each repaired specimen. Each layer of repair composite was polymerized from the top with a LED light device for 20 s. Subsequent to polymerization, the ceramic-composite resin blocks were removed from the silicone matrix and light-cured for an additional 40 s from the side surfaces to achieve complete polymerization of the adhesive surface. The specimens were then kept in distilled water at 37°C for 24 h.

The repair-composite-applied specimens were fixed to the precision cutting device by the acrylic resin holder edges. With this device, horizontal and vertical cuts were made with 1 mm intervals. Only central beams were used in the post-cutting micro-tensile bond strength test, peripheral beams were excluded. Thus, the results were not influenced by the excessive or insufficient amount of resin composite at the margins. Therefore, $1.0 \pm 0.1 \text{ mm}^2$ non-trimmed bar-shaped specimens were obtained. Each non-trimmed bar-shaped specimen was sectioned into slices ($n = 16$) depicting the dimension of $1 \times 1 \times 12 \text{ mm}^3$, scrutinized with the help of a digital caliper, and the measured dimensions

were recorded before the μ TBS test. The specimens were adhered to the test apparatus from both ends with two drops of cyanoacrylate resin (EUROFIX, Istanbul, Turkey) in order to perform the μ TBS test, as described by Raposo et al [33]. The μ TBS test was conducted with the aid of Geraldeli's Jig in a universal testing device (EZ 50, LLOYD Instruments, Ametek Inc., West Sussex, UK) at a speed of 1 mm/min (Figure 2).

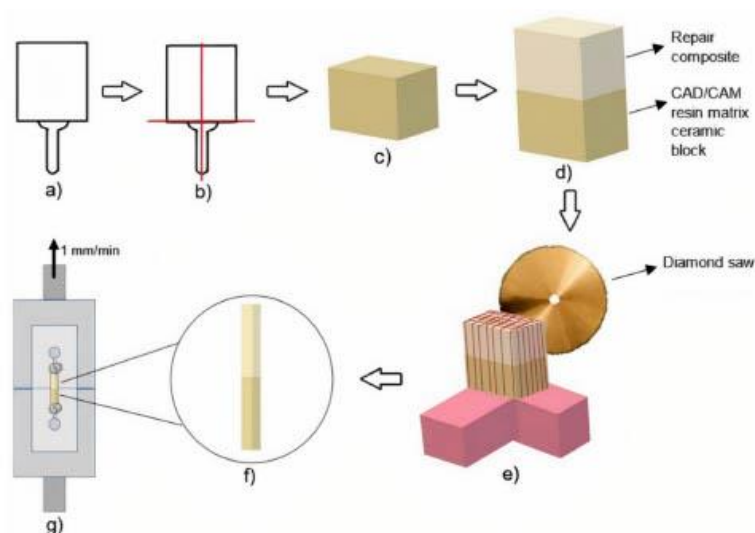


Figure 2. Preparation steps of RMC blocks for micro-tensile bond strength test: (a) RMC block; (b) Blocks sectioned into two parts by cutting horizontally and vertically with precision cutting machine; (c) Resulting block with dimensions of $14 \times 16 \times 6 \text{ mm}^3$; (d) Application of 6 mm repair composite onto RMC block; (e) Horizontal and vertical cuts made with 1 mm intervals with precision cutting machine; (f) Non-trimmed bar specimens reduced to $1 \times 1 \times 12 \text{ mm}^3$ dimension; (g) Micro-tensile test performed by sticking the specimens to the Geraldeli's Jig from both ends with cyanoacrylate resin.

The force required to fracture the specimens was recorded in Newtons (n). A digital caliper was used to measure the cross-sectional area of the adhesive site. The μ TBS (MPa) of each specimen was calculated by using the following function: $\mu TBS = \text{failure load (N)} / \text{cross-sectional area (mm}^2\text{) of the test beam}$. Afterwards, a stereomicroscope (Olympus SZ61TR, Olympus Corporation, Shinjuku, Tokyo, Japan) at $\times 40$ magnification was used to examine the fractured beams in order to determine the failure modes (either adhesive, cohesive, or mixed) (Figure 3). Failure modes were categorized as follows: adhesive type failure is the type of failure seen at the resin composite and RMC interface; direct resin composite cohesive failure is the failure mode whose boundaries remain within the composite resin; RMC cohesive failure is failure seen on RMC materials; mixed failure is a failure condition in which adhesive and cohesive failure of the resin composite or RMCs occur together [33].

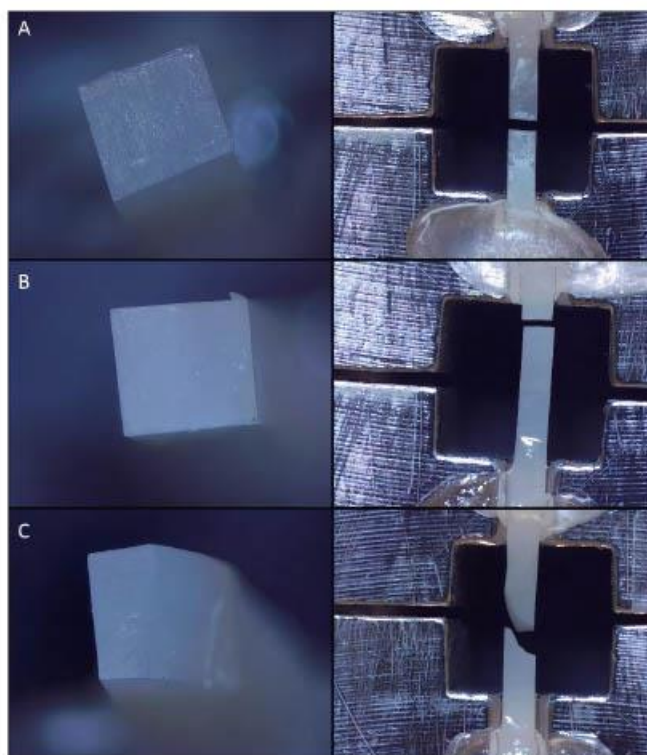


Figure 3. Different failure modes ($\times 40$ magnification). (A) adhesive, (B) cohesive, (C) mixed.

For statistical analyses, a mathematical software (IBM SPSS Statistics, v23, IBM Corp., Chicago, IL, USA) was used. Normality of data distribution was ratified with the Shapiro-Wilk test ($p > 0.05$). Therefore, to study the influence of RMC type and surface treatment variables on the μ TBS data, 2-way analysis of variance (2-way ANOVA) and the Tukey post hoc tests were performed. A statistical significance level was taken as $\alpha = 0.05$.

3. Results

The 2-way ANOVA results depicted that μ TBS values were significantly affected by the surface treatment variable and the interaction terms of the variables ($p \leq 0.001$). For the main effect of surface treatment, the highest μ TBS value was obtained in APA+LI (63.02 ± 13.54)^Z, followed by LI (58.30 ± 11.58)^{YZ}, G (57.54 ± 19.87)^{YZ}, APA (54.08 ± 19.04)^Y and C (36.94 ± 23.09)^X, respectively. However, for the main effect of RMC type, no significant effect was detected ($p > 0.05$) (Table 2). According to the material, the total mean values were 55.83 ± 7.95 for GB, 52.43 ± 15.88 for HC and 53.65 ± 14.21 for LU. The mean μ TBS \pm standard deviations including Tukey post hoc comparisons are given in Table 3.

Table 2. Two-way ANOVA results.

Source	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Material-Type (A)	475.920	2	237.960	1.335	0.265
Surface-Treatment (B)	19352.476	4	4838.119	27.147	0.000
A × B	35023.972	8	4377.996	24.565	0.000

Table 3. Mean microtensile bond strength (MPa) and \pm standard deviation data according to the factors “material” and “surface treatment”.

Material	Surface Treatment	Group	Mean \pm Standard Deviation
Grandio Blocs (GB)	Control (C)	GB ^C	18.01 \pm 7.88 ^A
	Bur grinding (G)	GB ^G	63.57 \pm 11.22 ^{EF}
	Airborne particle abrasion (APA)	GB ^{ABA}	61.88 \pm 9.40 ^{EF}
	Laser irradiation (LI)	GB ^{LI}	64.77 \pm 5.26 ^{EF}
	Airborne particle abrasion + Laser irradiation (APA+LI)	GB ^{ABA+LI}	70.94 \pm 6.03 ^F
Shofu Block HC (HC)	Control (C)	HC ^C	64.35 \pm 17.99 ^{EF}
	Bur grinding (G)	HC ^G	42.86 \pm 17.18 ^{BCD}
	Airborne particle abrasion (APA)	HC ^{ABA}	35.98 \pm 7.20 ^{BC}
	Laser irradiation (LI)	HC ^{LI}	60.50 \pm 12.32 ^{EF}
	Airborne particle abrasion + Laser irradiation (APA+LI)	HC ^{ABA+LI}	58.46 \pm 16.87 ^{DEF}
Lava Ultimate (LU)	Control (C)	LU ^C	28.46 \pm 4.92 ^{AB}
	Bur grinding (G)	LU ^G	66.09 \pm 21.66 ^{EF}
	Airborne particle abrasion (APA)	LU ^{ABA}	64.40 \pm 21.62 ^{EF}
	Laser irradiation (LI)	LU ^{LI}	49.63 \pm 10.54 ^{CDE}
	Airborne particle abrasion + Laser irradiation (APA+LI)	LU ^{ABA+LI}	59.66 \pm 12.34 ^{EF}

Different letters in the same column indicate statistically significant difference ($p < 0.05$).

Among all experimental groups, GB^{ABA+LI} indicated the highest μ TBS value (70.94 \pm 6.03). On the other hand, GB^C showed the lowest μ TBS value (18.01 \pm 7.88). Considering the C group for all three materials, all surface treatments significantly increased the repair μ TBS values in GB and LU material, while μ TBS values were significantly decreased in the HC^G and HC^{ABA} groups of HC material ($p < 0.05$). Considering the μ TBS values of the C, G, and APA groups, the HC material was significantly different from other RMCs. In the HC group, HC^C had the highest μ TBS values, while HC^G and HC^{ABA} treatment decreased μ TBS values. Except for GB^C and LU^C, there was no significant difference between the surface treatments of GB and LU material ($p > 0.05$). Within LU, the μ TBS value of C group was significantly lower than those of surface-treated specimens. Among the surface-treated LU specimens, the μ TBS value of LU^G was significantly higher, while the LU^{LI} treatment showed the lowest μ TBS values.

The percentages of the failure modes that occurred in the test groups are given in Figure 4.

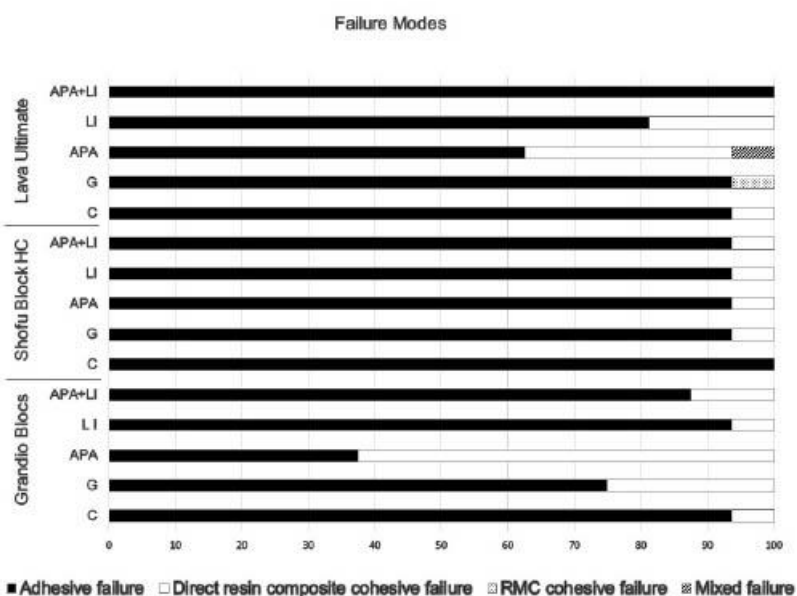


Figure 4. Failure mode distributions (%) of specimens subjected to micro-tensile bond strength test.

It was seen that the dominant failure mode was adhesive in all subgroups of RMCs, except for the GB^{APA} group in which direct resin composite cohesive failure was predominantly observed (62.50%).

The SEM images of the RMCs conditioned with different surface treatment protocols are presented in Figure 5. In the interpretation, surface fluctuations and irregularities were observed especially after the APA, LI, and APA+LI surface treatments. In the LI and APA+LI groups, irregular particles and deep pits were also observed related to the explosions created by the laser irradiation. In addition, crack lines (white arrows) were observed especially in the LI and APA+LI groups.

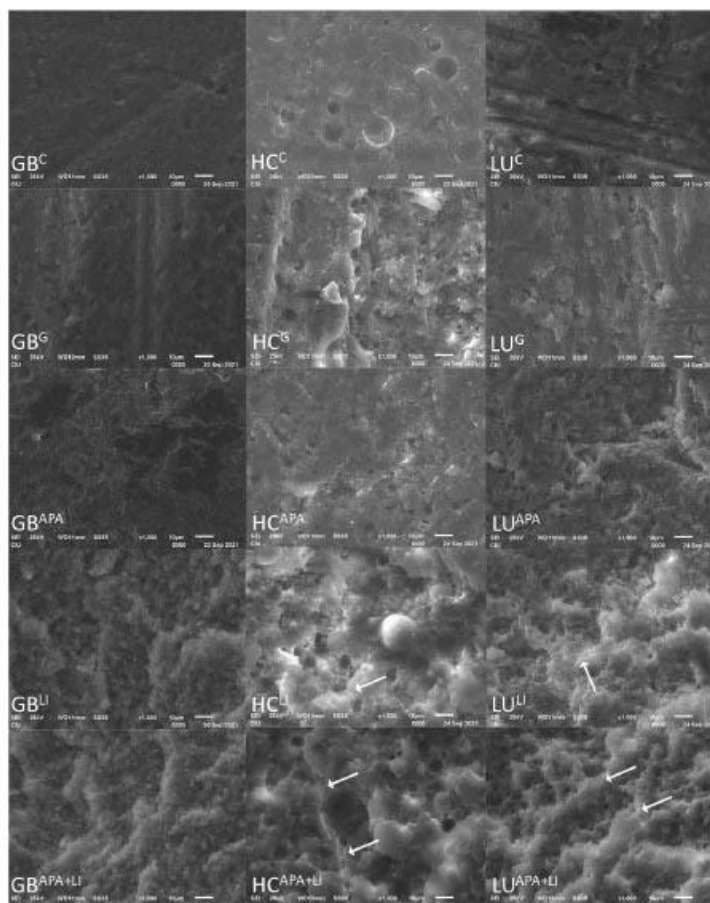


Figure 5. Scanning electron micrographs of specimens ($\times 1000$ magnification): GB, Grandio Blocs; HC, Shofu Block HC; LU, Lava Ultimate; C, Control; G, Bur grinding; APA, Airborne particle abrasion; LI, Er,Cr:YSGG laser irradiation; APA+LI, Airborne particle abrasion + Er,Cr:YSGG laser irradiation. White arrows indicate crack lines.

4. Discussion

As reliable bonding is a cornerstone in the long-term viability of the restorations, this comparative study investigated the influences of different surface treatment protocols on the surface characteristics and the repair μ TBS of aged RMCs. The results of the 2-way ANOVA proved that μ TBS values were significantly influenced not only by the surface treatment but also by the interaction term. However, the RMC type did not significantly alter the results. Therefore, the first hypothesis was rejected and second hypothesis was accepted.

The micro-topography of the composite surfaces that are grinded with diamond burs, penetrated with APA by using aluminum oxide abrasives, or tribo-chemical silica-coated has been comprehensively investigated with the aid of SEM in previous studies [34,35], illustrating that the mechanical surface treatments established a micro-retentive surface which makes micromechanical interlocking of the adhesive resin feasible. To the best

knowledge of these authors, there is no consensus on the RMCs repair bond strength, and controversial results have been reported [7,13,18,36]. For various RMCs, such as LU and HC, most manufacturers recommend the sand-blasting of the intaglio surface [37]. Supportively, APA has been shown to improve bond strength by removing the smear layer formed after milling, revealing a fresh contaminant free surface and providing enhanced micromechanical retention. However, this procedure also reveals a tendency towards 1–10 μm surface damage and micro-cracking [19,38]. Yoshihara et al. [39] showed that these cracks can be detected within the resin-matrix and at the interface between the resin-matrix and the filler particle. In this study, all surface treatments applied to GB and LU increased the μTBS values compared to the C group. However, lower μTBS values were observed in the HC^G and HC^{APA} groups compared to other surface treatments. These differences in μTBS values may be due to possible cracks in the matrix or low surface energy due to the smear layer.

RMC blocks show less chipping after bur grinding with respect to their higher stress absorption capacity and lower modulus of elasticity [40]. According to the study of Bayraktar et al [13], bur grinding showed the highest values for efficient repair μTBS to RMC blocks compared to hydrofluoric acid etching, Er:YAG, Er,Cr:YSGG, and Nd:YAG laser irradiations. In the study conducted by Kimyai et al [41] on laboratory composites, it was found that 2W Er,Cr:YSGG application showed more effective bond strength compared to diamond milling. Erdemir et al [23] proved that high roughness values were acquired with the diamond bur, but the implementation did not increase the bond strength. This finding has been attributed to the idea that the roughening with the bur is on a macro-scale and the geometry of the roughened surface is more important for micromechanical bonding. However, considering the SEM images in this study, acceptable bond strength values were obtained although all bur grinding groups supported roughening at macro-scale [32].

Laser irradiation provides a good service in the enhancement of bond strength [13]. However, alterations in laser model, inter-distance between the nozzle and the substrate surface, power output, or irradiation time may cause differences in surface topography [42]. Er, Cr:YSGG lasers have been commonly preferred in previous studies, as the risk of the formation of a heat-damaged layer is lessened due to its hydrokinetic structure and the fact that it does not form a smear layer [43]. In addition, Er, Cr:YSGG lasers can be contemplated as a safer alternative mechanical treatment because the effects of Al_2O_3 aerosols used in air-etching methods on the human body are detrimental. APA has been proven to be a successful surface treatment in previous studies, and data were sufficient [6,7,11]. Thereby, APA was coupled with LI in this study to better understand their cumulative effects. Moreover, the highest μTBS values in GB were obtained in the APA+LI group. In all RMCs, the APA+LI surface treated groups showed as successful or higher μTBS values as the LI group.

Oz et al [36] evaluated the composite bond strength of surface treatments on hybrid CAD/CAM blocks and found no statistically significant difference between sandblasting, 2W Er, Cr:YSGG, and 3W Er, Cr:YSGG. Although there were similar results between LI and APA in this study, APA+LI values were found to be significantly higher than the APA group except for the LU material. In the APA process, the surface roughness and surface area are significantly increased with 50 μm aluminum oxide particles first applied to the surface under pressure [18]. Laser micro explosions on the material surface, whose surface area has already been increased by applying APA, create deeper pits in addition to micron-sized surface irregularities. This is also supported by the SEM images in our study. The laser also provides the removal of the glass phase in the material, unlike APA [44]. Bayraktar et al [13] observed that the repair capacity of the material increased as the resin content increased. This may explain why the GB^{APA+LI} group, which has the highest resin content, has the highest bond strength values.

In LU, LU^G and LU^{APA} exhibited higher μTBS values than other surface treatments. The bonding behavior of the LU depends on several factors. First, it contains a high percentage of ZrO_2 (zirconium dioxide). According to the Vickers Hardness Scale, Al_2O_3

(2000) offers superior hardness to ZrO_2 (1200) [45]. Thus, during abrasion, Al_2O_3 abrasives become more effective and form an active surface, providing strong adhesion. During APA, only chemicals with a hardness less than the Al_2O_3 (2000) particle hardness are removed from the ceramic surface. However, in LI, the entire inorganic portion of the surface is affected [28]. This may weaken the connection between silane and ceramic. This may have caused the LU^G and LU^{APA} to show higher μTBS values compared to LU^{LI} . Due to the lower microhardness of LU than GB, laser irritation may have caused detrimental effects on the inorganic structure of the material [46]. High nanohybrid filler content (86% by weight) of GB, may explain the higher μTBS values of the GB^{LI} and GB^{APA+LI} groups compared to other surface treatments.

RMCs show a high degree of conversion than direct composites, but it is not feasible to achieve 100% conversion from the monomeric to the polymeric phase, and some free monomers remain embedded in the structure [47]. However, the resin ratios of the materials are 14% for GB, 20% for LU, and 39% for HC [6–8,10]. While all three materials contain UDMA (urethane dimethacrylate) in resin structure, HC and LU also include TEGDMA (triethyleneglycol dimethacrylate); unlike GB [9], TEGDMA increases the degree of conversion compared to UDMA [48]. Therefore, GB may contain more free monomers than other materials. The generation of covalent bonding between the material to be repaired and the repair resin can be practicable due to the presence of unpolymerized carbon-carbon double bonds [49].

Michelotti et al [50] shows that the silane-containing universal adhesive used with or without separate silanization has a similar effect on the composite-to-composite repair bond strength. In addition, ultra-mild adhesives such as Single Bond Universal (SBU) (pH = 2.7) are less inclined to hydrolytic degradation than more acidic systems, leading to affirmative bonding stability. SBU, preferred to be used in this study, contains 10-MDP in its formulation. 10-MDP is a sticky functional monomer that increases the potential of the surface to chemically bond to metals, zirconia and dental tissues by forming insoluble calcium salts [51]. Yoshihara et al [38] showed that filler silanization before bonding increased the mechanical properties of the composite, and they also argued that it could not be adequately silanized due to spherical fillers in HC content. In this study, the reason for the high μTBS values (64.35) of HC^C can be explained by the fact that the material has a resin content of 39% and sufficient chemical bonds are formed between the zirconium silicate filler content and the nano-hybrid composite material (Grandio SO) with the help of 10-MDP.

Some studies have reported a linear relationship between the bond strength of the material and the modulus of elasticity [52,53]. With respect to the nanoceramic hybrid technology, GB presents a flexural strength of 250–290 MPa and an elastic modulus of 15.5 GPa. LU has a flexural strength of 200 MPa and a high fracture resistance. HC has a flexural strength of up to 190 MPa and an elastic modulus of 7.8 GPa. The elastic modulus of HC is two times lower than that of the natural dentin (18.6 GPa). Both high and low elastic modulus can lead to incompatibility and premature failure between restorative materials [32,54]. Van Noort et al [55] proved that the higher the elastic modulus, the higher the stresses formed at the edge of the bonding-interface. The Grandio SO material used as a repair composite in this study has a modulus of elasticity of 16.65 GPa. This, in particular, increases the stress formation in the connection interface of HC, which has a low elastic modulus; it may have created lower μTBS values in the HC^G and HC^{APA} groups compared to the other groups.

There is no threshold about the acceptable repair bond strength value. Regarding clinically ideal bonding value, the bonding value of at least 20 MPa has been reported, depending on the composite resin used and the repair method [29,56]. Elsaka [22] found that bond strength values ranging from 15 to 25 MPa are acceptable. In this study, SBU application alone provided acceptable values for the LU^C and HC^C groups. Similarly, Arpa et al. [18] found the μTBS (54 MPa) values obtained by applying only SBU to the LU material were above the clinically acceptable values. However, this study also showed that

proper surface treatment of the restoration material has positive effects when performing a repair procedure.

The shear test, a common way to understand bond strength, often results in cohesive fractures, which limit an accurate assessment and hinder knowledge of bond strength. During the shear test, the specimens are exposed to an uneven distribution of stress. This results in stress concentration in certain areas. In contrast, μ TBS is performed with smaller sized specimens and provides a more homogeneous and uniform stress distribution [56]. Accordingly, in this study, μ TBS test was conducted. Adhesive failures were detected as the predominant failure pattern, and the rest were mostly cohesive fractures in the direct resin composite. Adhesive-type failure is generally considered to be the best nominal strength-based representation of bond strength. Cohesive failure can be considered a measure of bulk material strength rather than a measure of adhesive bond strength. This is because a complex three-dimensional stress distribution occurring in the bi-material joint of the post-force adhesive bond is difficult to interpret in terms of the quality of bond strength. The mixed type of failure is the failure that encompasses the boundaries of both substrates, but primarily occurs at the adhesive interface [57]. It can be considered as a measure of adhesive bond strength [58]. The adhesive-type failure is dominant in the failure mode analysis, and this indicates that the stress on the specimens is concentrated at the composite resin-substrate interface and the bond strength is obtained as desired [59]. This can be attributed to the use of μ TBS as a sensitive test method and the use of thermally-aged, bar-shaped specimens. Bar-shaped specimens and μ TBS are more suitable for obtaining the effects of thermal changes on materials and bond strengths [13].

If an intraoral repair of a restoration of unknown material is desired, the current results suggest that the LI and APA+LI method followed by the application of a universal adhesive is recommended for successful repair by clinicians. Since there was no significant difference between all LI and APA+LI groups, the use of a universal adhesive after the application of LI in order to shorten the time spent at the patient's chairside would provide sufficient bond strength.

This study has a number of limitations. First, only one type of bonding agent was applied to all specimens following surface treatments. Different agents may present different results. Second, the aging cycle was applied only before the repair process. However, how the repair bond strength values would be affected after thermal aging is a conflict of issue. Therefore, further studies are needed.

5. Conclusions

Within the limitations of the study, the following conclusions can be reached:

1. Except for the Grandio Blocs control group (18.01 MPa), all surface treatments showed clinically acceptable (≥ 20 MPa) bond-strength values.
2. Laser irradiation can be applied as an alternative route to bur grinding and airborne particle abrasion recommended for surface roughening in intraoral resin matrix ceramic repair.
3. Considering the micro-tensile bond strength values obtained, it is recommended that airborne particle abrasion + laser irradiation and Single Bond Universal be used as surface treatments for the Grandio Blocs to be repaired, Single Bond Universal without any additional surface treatment for Shofu Block HC, and bur grinding and Single Bond Universal for Lava Ultimate.

Author Contributions: Investigation: S.A.; Writing—review & editing: S.A.; Visualization: S.A.; Methodology: M.U.; Supervision: M.U.; Validation: M.U. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

Funding: This research received no external funding.

Institutional Review Board Statement: Not applicable.

Informed Consent Statement: Not applicable.

Data Availability Statement: Not applicable.

Acknowledgments: The authors are thankful to VOCO company for material support and Eastern Mediterranean University Department of Biological Sciences for the use of stereomicroscope.

Conflicts of Interest: The authors declare no conflict of interest.

References

- Villarreal, M.; Fahl, N.; De Sousa, A.M.; De Oliveira, O.B., Jr. Direct Esthetic Restorations Based on Translucency and Opacity of Composite Resins. *J. Esthet. Restor. Dent.* **2011**, *23*, 73–87. [\[CrossRef\]](#)
- Peumans, M.; Valjakova, E.B.; De Munck, J.; Mishevsk, C.B.; Van Meerbeek, B. Bonding effectiveness of luting composites to different CAD/CAM materials. *J. Adhes. Dent.* **2016**, *18*, 289–302. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
- Beuer, F.; Schweiger, J.; Edelhoff, D. Digital dentistry: An overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br. Dent. J.* **2008**, *204*, 505–511. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
- Li, R.W.; Chow, T.W.; Matinlinna, J.P. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: State of the art. *J. Prosthodont. Res.* **2014**, *58*, 208–216. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
- Lambert, H.; Durand, J.C.; Jacquot, B.; Fages, M. Dental biomaterials for chairside CAD/CAM: State of the art. *J. Adv. Prosthodont.* **2017**, *9*, 486–495. [\[CrossRef\]](#)
- Moura, D.; Dal Piva, A.; Januário, A.; Veríssimo, A.H.; Bottino, M.A.; Özcan, M.; Souza, R. Repair Bond Strength of a CAD/CAM Nanoceramic Resin and Direct Composite Resin: Effect of Aging and Surface Conditioning Methods. *J. Adhes. Dent.* **2020**, *22*, 275–283. [\[CrossRef\]](#)
- Sismanoglu, S.; Yildirim-Bilmez, Z.; Erten-Taysi, A.; Ercal, P. Influence of different surface treatments and universal adhesives on the repair of CAD-CAM composite resins: An in vitro study. *J. Prosthet. Dent.* **2020**, *124*, 238.e1. [\[CrossRef\]](#)
- Rocha Gomes Torres, C.; Caroline Moreira Andrade, A.; Valente Pinho Mafetano, A.P.; Stabile de Abreu, F.; de Souza Andrade, D.; Cintra Mailart, M.; Aun de Barros Lima Rocha Campello de Souza, M.L.; Guimarães Alarça Nunes, L.; Ariel Rodrigues de Araújo, C.; Di Nicoló, R.; et al. Computer-aided design and computer-aided manufacturer indirect versus direct composite restorations: A randomized clinical trial. *J. Esthet. Restor. Dent.* **2022**, *34*, 776–788. [\[CrossRef\]](#)
- Ling, L.; Ma, Y.; Malyala, R. A novel CAD/CAM resin composite block with high mechanical properties. *Dent. Mater.* **2021**, *37*, 1150–1155. [\[CrossRef\]](#)
- El-Damanhoury, H.M.; AElsahn, N.; Sheela, S.; Gaintantzopoulou, M.D. Adhesive luting to hybrid ceramic and resin composite CAD/CAM Blocks: Er:YAG Laser versus chemical etching and micro-abrasion pretreatment. *J. Prosthodont. Res.* **2021**, *65*, 225–234. [\[CrossRef\]](#)
- Loomans, B.A.; Mesko, M.E.; Moraes, R.R.; Ruben, J.; Bronkhorst, E.M.; Pereira-Cenci, T.; Huysmans, M.C. Effect of different surface treatment techniques on the repair strength of indirect composites. *J. Dent.* **2017**, *59*, 18–25. [\[CrossRef\]](#)
- Goia, T.S.; Leite, F.P.; Valandro, L.F.; Özcan, M.; Bottino, M.A. Repair bond strength of a resin composite to alumina-reinforced feldspathic ceramic. *Int. J. Prosthodont.* **2006**, *19*, 400–402.
- Bayraktar, Y.; Arslan, M.; Demirtaş, Z. Repair bond strength and surface topography of resin-ceramic and ceramic restorative blocks treated by laser and conventional surface treatments. *Microsc. Res. Tech.* **2021**, *84*, 1145–1154. [\[CrossRef\]](#)
- Knobloch, L.A.; Kerby, R.E.; Seghi, R.; van Putten, M. Two-body wear resistance and degree of conversion of laboratory-processed composite materials. *Int. J. Prosthodont.* **1999**, *12*, 432–438.
- Bähr, N.; Keul, C.; Edelhoff, D.; Eichberger, M.; Roos, M.; Gernet, W.; Stawarczyk, B. Effect of different adhesives combined with two resin composite cements on shear bond strength to polymeric CAD/CAM materials. *Dent. Mater. J.* **2013**, *32*, 492–501. [\[CrossRef\]](#)
- Üstün, Ö.; Büyükhatoğlu, I.K.; Seçilmiş, A. Shear Bond Strength of Repair Systems to New CAD/CAM Restorative Materials. *J. Prosthodont.* **2018**, *27*, 748–754. [\[CrossRef\]](#)
- 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 Carneiro, A.; de Assunção E Souza, R.O. Effect of different repair methods on the bond strength of resin composite to CAD/CAM materials and microorganisms adhesion: An in situ study. *J. Dent.* **2020**, *93*, 103266. [\[CrossRef\]](#)
- Arpa, C.; Ceballos, L.; Fuentes, M.V.; Perdigão, J. Repair bond strength and nanoleakage of artificially aged CAD-CAM composite resin. *J. Prosthet. Dent.* **2019**, *121*, 523–530. [\[CrossRef\]](#)
- Barutçigil, K.; Barutçigil, Ç.; Kul, E.; Özarslan, M.M.; Buyukkaplan, U.S. Effect of Different Surface Treatments on Bond Strength of Resin Cement to a CAD/CAM Restorative Material. *J. Prosthodont.* **2019**, *28*, 71–78. [\[CrossRef\]](#)
- Pameijer, C.H.; Louw, N.P.; Fischer, D. Repairing Fractured Porcelain: How Surface Preparation Affects Shear Force Resistance. *J. Am. Dent. Assoc.* **1996**, *127*, 203–209. [\[CrossRef\]](#)
- Silva, P.; Martinelli-Lobo, C.M.; Bottino, M.A.; Melo, R.M.; Valandro, L.F. Bond strength between a polymer-infiltrated ceramic network and a composite for repair: Effect of several ceramic surface treatments. *Braz. Oral Res.* **2018**, *32*, e28. [\[CrossRef\]](#)
- Elsaka, S.E. Repair bond strength of resin composite to a novel CAD/CAM hybrid ceramic using different repair systems. *Dent. Mater. J.* **2015**, *34*, 161–167. [\[CrossRef\]](#)
- Erdemir, U.; Sancaklı, H.S.; Sancaklı, E.; Eren, M.M.; Ozel, S.; Yuçel, T.; Yıldız, E. Shear bond strength of a new self-adhering flowable composite resin for lithium disilicate-reinforced CAD/CAM ceramic material. *J. Adv. Prosthodont.* **2014**, *6*, 434. [\[CrossRef\]](#)

24. Alex, G. Universal adhesives: The next evolution in adhesive dentistry? *Compend. Contin. Educ. Dent.* **2015**, *36*, 15–40.
25. Nagayassu, M.P.; Shintome, L.K.; Uemura, E.S.; Araújo, J.E. Effect of surface treatment on the shear bond strength of a resin-based cement to porcelain. *Braz. Dent. J.* **2006**, *17*, 290–295. [[CrossRef](#)]
26. Kasraei, S.; Rezaei-Soufi, L.; Heidari, B.; Vafaei, F. Bond strength of resin cement to CO₂ and Er:YAG laser-treated zirconia ceramic. *Restor. Dent. Endod.* **2014**, *39*, 296–302. [[CrossRef](#)]
27. Kirmali, O.; Barutçigil, Ç.; Ozarslan, M.M.; Barutçigil, K.; Harorli, O.T. Repair bond strength of composite resin to sandblasted and laser irradiated Y-TZP ceramic surfaces. *Scanning* **2015**, *37*, 186–192. [[CrossRef](#)]
28. Cengiz-Yanardag, E.; Kurtulmus Yilmaz, S.; Karakaya, I.; Ongun, S. Effect of Different Surface Treatment Methods on Micro-Shear Bond Strength of CAD-CAM Restorative Materials to Resin Cement. *J. Adhes. Sci. Technol.* **2019**, *33*, 110–123. [[CrossRef](#)]
29. Güngör, M.B.; Nemli, S.K.; Bal, B.T.; Ünver, S.; Doğan, A. Effect of surface treatments on shear bond strength of resin composite bonded to CAD/CAM resin-ceramic hybrid materials. *J. Adv. Prosthodont.* **2016**, *8*, 259–266. [[CrossRef](#)]
30. Xie, C.; Han, Y.; Zhao, X.Y.; Wang, Z.Y.; He, H.M. Microtensile bond strength of one- and two-step self-etching adhesives on sclerotic dentin: The effects of thermocycling. *Oper. Dent.* **2010**, *35*, 547–555. [[CrossRef](#)]
31. Gale, M.S.; Darvell, B.W. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J. Dent.* **1999**, *27*, 89–99. [[CrossRef](#)]
32. Gul, P.; Altınok-Uygun, L. Repair bond strength of resin composite to three aged CAD/CAM blocks using different repair systems. *J. Adv. Prosthodont.* **2020**, *12*, 131–139. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
33. Raposo, L.H.; Armstrong, S.R.; Maia, R.R.; Qian, F.; Geraldini, S.; Soares, C.J. Effect of specimen gripping device, geometry and fixation method on microtensile bond strength, failure mode and stress distribution: Laboratory and finite element analyses. *Dent. Mater.* **2012**, *28*, e50–e62. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
34. Valente, L.L.; Silva, M.F.; Fonseca, A.S.; Münchow, E.A.; Isolari, C.P.; Moraes, R.R. Effect of Diamond Bur Grit Size on Composite Repair. *J. Adhes. Dent.* **2015**, *17*, 257–263. [[CrossRef](#)]
35. Costa, T.R.; Ferreira, S.Q.; Klein-Júnior, C.A.; Loguercio, A.D.; Reis, A. Durability of Surface Treatments and Intermediate Agents Used for Repair of a Polished Composite. *Oper. Dent.* **2010**, *35*, 231–237. [[CrossRef](#)]
36. Oz, F.D.; Canatan, S.; Bolay, S. Effects of surface treatments on the bond strength of composite resin to hybrid computer-assisted design/manufacturing blocks. *J. Adhes. Sci. Tech.* **2019**, *33*, 986–1000. [[CrossRef](#)]
37. Elsaika, S.E. Bond strength of novel CAD/CAM restorative materials to self-adhesive resin cement: The effect of surface treatments. *J. Adhes. Dent.* **2014**, *16*, 531–540. [[CrossRef](#)]
38. Ghorab, S.; Farahat, D. Influence of sandblasting parameters and luting materials on microshear bond strength to a CAD/CAM hybrid ceramic material. *Egypt Dent. J.* **2020**, *66*, 1637–1648. [[CrossRef](#)]
39. Yoshihara, K.; Nagaoka, N.; Maruo, Y.; Nishigawa, G.; Irie, M.; Yoshida, Y.; Van Meerbeek, B. Sandblasting may damage the surface of composite CAD-CAM blocks. *Dent. Mater.* **2017**, *33*, e124–e135. [[CrossRef](#)]
40. Curran, P.; Cattani-Loente, M.; Anselm Wiskott, H.W.; Durual, S.; Scherrer, S.S. Grinding damage assessment for CAD-CAM restorative materials. *Dent. Mater.* **2017**, *33*, 294–308. [[CrossRef](#)]
41. Kimyai, S.; Mohammadi, N.; Navimipour, E.J.; Rikhtegaran, S. Comparison of the Effect of Three Mechanical Surface Treatments on the Repair Bond Strength of a Laboratory Composite. *Photomed. Laser Surg.* **2010**, *28*, S-25–S-30. [[CrossRef](#)]
42. Tzanakakis, E.G.; Tzoutzas, I.G.; Koidis, P.T. Is there a potential for durable adhesion to zirconia restorations? A systematic review. *J. Prosthet. Dent.* **2016**, *115*, 9–19. [[CrossRef](#)]
43. Kurtulmus-Yilmaz, S.; Cengiz, E.; Ongun, S.; Karakaya, I. The Effect of Surface Treatments on the Mechanical and Optical Behaviors of CAD/CAM Restorative Materials. *J. Prosthodont.* **2019**, *28*, e496–e503. [[CrossRef](#)]
44. Yavuz, T.; Dilber, E.; Kara, H.B.; Tuncdemir, A.R.; Ozturk, A.N. Effects of different surface treatments on shear bond strength in two different ceramic systems. *Lasers Med. Sci.* **2013**, *28*, 1233–1239. [[CrossRef](#)]
45. Günal-Abduljalil, B.; Önöral, Ö.; Ongun, S. Micro-shear bond strengths of resin-matrix ceramics subjected to different surface conditioning strategies with or without coupling agent application. *J. Adv. Prosthodont.* **2021**, *13*, 180–190. [[CrossRef](#)]
46. Colombo, M.; Poggio, C.; Lasagna, A.; Chiesa, M.; Scribante, A. Vickers Micro-Hardness of New Restorative CAD/CAM Dental Materials: Evaluation and Comparison after Exposure to Acidic Drink. *Materials* **2019**, *12*, 1246. [[CrossRef](#)]
47. Sideridou, I.; Tserki, V.; Papanastasiou, G. Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials* **2002**, *23*, 1819–1829. [[CrossRef](#)]
48. Gajewski, V.E.; Pfeifer, C.S.; Frões-Salgado, N.R.; Boaro, L.C.; Braga, R.R. Monomers used in resin composites: Degree of conversion, mechanical properties and water sorption/solubility. *Braz. Dent. J.* **2012**, *23*, 508–514. [[CrossRef](#)]
49. Kallio, T.T.; Lastumäki, T.M.; Vallittu, P.K. Bonding of restorative and veneering composite resin to some polymeric composites. *Dent. Mater.* **2001**, *17*, 80–86. [[CrossRef](#)]
50. Michelotti, G.; Niedzwiecki, M.; Bidjan, D.; Dieckmann, P.; Deari, S.; Attin, T.; Tauböck, T.T. Silane Effect of Universal Adhesive on the Composite-Composite Repair Bond Strength after Different Surface Pretreatments. *Polymers* **2020**, *12*, 950. [[CrossRef](#)]
51. Nagaoka, N.; Yoshihara, K.; Feitosa, V.P.; Tamada, Y.; Irie, M.; Yoshida, Y.; Van Meerbeek, B.; Hayakawa, S. Chemical interaction mechanism of 10-MDP with zirconia. *Sci. Rep.* **2017**, *7*, 45563. [[CrossRef](#)]
52. El Zohairy, A.A.; De Gee, A.J.; Mohsen, M.M.; Feilzer, A.J. Microtensile bond strength testing of luting cements to prefabricated CAD/CAM ceramic and composite blocks. *Dent. Mater.* **2003**, *19*, 575–583. [[CrossRef](#)]

53. Aboushelib, M.N.; de Jager, N.; Kleverlaan, C.J.; Feilzer, A.J. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dent. Mater.* **2005**, *21*, 984–991. [[CrossRef](#)]
54. Wang, H.; Cui, B.; Li, J.; Li, S.; Lin, Y.; Liu, D.; Li, M. Mechanical properties and biocompatibility of polymer infiltrated sodium aluminum silicate restorative composites. *J. Adv. Ceram.* **2017**, *6*, 73–79. [[CrossRef](#)]
55. Van Noort, R.; Noroozi, S.; Howard, I.C.; Cardew, G. A critique of bond strength measurements. *J. Dent.* **1989**, *17*, 61–67. [[CrossRef](#)]
56. Wiegand, A.; Stucki, L.; Hoffmann, R.; Attin, T.; Stawarczyk, B. Repairability of CAD/CAM high-density PMMA- and composite-based polymers. *Clin. Oral Investig.* **2015**, *19*, 2007–2013. [[CrossRef](#)]
57. Makowka, S.R. Development of a Gripping Fixture for Micro-Tensile Testing of Bonded Ceramic Dumbbells. Ph.D. Thesis, State University of New York at Buffalo, Buffalo, NY, USA, 2018.
58. Poitevin, A.; De Munck, J.; Van Landuyt, K.; Coutinho, E.; Peumans, M.; Lambrechts, P.; Van Meerbeek, B. Influence of three specimen fixation modes on the micro-tensile bond strength of adhesives to dentin. *Dent. Mater. J.* **2007**, *26*, 694–699. [[CrossRef](#)]
59. Armstrong, S.R.; Boyer, D.B.; Keller, J.C. Microtensile bond strength testing and failure analysis of two dentin adhesives. *Dent. Mater.* **1998**, *14*, 44–50. [[CrossRef](#)]

Web of Science Group **Master Journal List** [Search Journals](#) [Match Manuscript](#) [Downloads](#) [Help Center](#) [Login](#) [Create Free Account](#)

Already have a manuscript?

Use our Manuscript Matcher to find the best relevant journals!

[Find a Match](#)

Refine Your Search Results

MDPI MATERIALS [Search](#) Sort By: Relevancy

Search Results

Found 1,033 results (Page 1) [Share These Results](#)

Journals Relevant To "MDPI MATERIALS"

MATERIALS OPEN ACCESS

Publisher: MDPI, ST ALBAN-ANLAGE 66, BASEL, SWITZERLAND, CH-4052

ISSN / eISSN: 1996-1944

Web of Science Core Collection: Science Citation Index Expanded

Additional Web of Science Indexes: Current Contents Engineering, Computing & Technology | Essential Science Indicators

[Share This Journal](#) [View profile page](#)

*Requires free login.

Filters [Clear All](#)

Web of Science Coverage ▾

Open Access ▾

Category ▾

Country / Region ▾

Language ▾

Frequency ▾

Ek 2.

İntilal Raporu

Farklı Yüzey İşlemlerinin CAD/CAM Rezin-Matriks Seramiklerin
Tamir Bağlanma Dayanımı Üzerine Etkisi

ORIGINALITY REPORT

14%	14%	3%	%
SIMILARITY INDEX	INTERNET SOURCES	PUBLICATIONS	STUDENT PAPERS

PRIMARY SOURCES

1	openaccess.hacettepe.edu.tr:8080 Internet Source	4%
2	acikbilim.yok.gov.tr Internet Source	2%
3	docs.neu.edu.tr Internet Source	1%
4	cdj.cumhuriyet.edu.tr Internet Source	1%
5	docplayer.biz.tr Internet Source	1%
6	mdpi-res.com Internet Source	1%
7	readgur.com Internet Source	<1%
8	www.mdpi.com Internet Source	<1%
9	www.researchgate.net Internet Source	<1%

10	nek.istanbul.edu.tr:4444 Internet Source	<1 %
11	www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080 Internet Source	<1 %
12	abakus.inonu.edu.tr Internet Source	<1 %
13	d9a37cb4-d16e-470d-8cba- a4a75e5fb189.filesusr.com Internet Source	<1 %
14	panel.gelisim.edu.tr Internet Source	<1 %
15	dergipark.org.tr Internet Source	<1 %
16	www.turkiyeklinikleri.com Internet Source	<1 %
17	doczz.biz.tr Internet Source	<1 %
18	dspace.gazi.edu.tr Internet Source	<1 %
19	tel.archives-ouvertes.fr Internet Source	<1 %
20	Hüseyin HATIRLI, Emine Şirin KARAARSLAN, Zülal TEKİROĞLU YELKEN, Gülşah TONGA, Osman DEMİR. "The Effect of Different	<1 %

Surface Treatments and Universal Adhesives on Bond Strength of Composite Resin to Hybrid Ceramic", *Turkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, 2020

Publication

21	slidetodoc.com Internet Source	<1 %
22	Semih Arkoy, Mutahhar Ulusoy. "Effect of Different Surface Treatments on Repair Bond Strength of CAD/CAM Resin-Matrix Ceramics", <i>Materials</i> , 2022 Publication	<1 %
23	www.dent.ege.edu.tr Internet Source	<1 %
24	www.slideshare.net Internet Source	<1 %
25	www.ado.org.tr Internet Source	<1 %
26	ARSLAN, Seda, BALA, Oya and BERK, Gizem. "Ultrasonik veya Er,Cr:YSGG lazer ile hazirlanan retrograd kavitelere farklı kendinden pürüzlendirmeli adeziv sistemlerin adaptasyonu", <i>Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi</i> , 2013. Publication	<1 %
27	ERGÜN, Gülfem and ATAOL, Ayşe Seda. "Seramik tamir sistemlerinde güncel",	<1 %

Cumhuriyet Üniversitesi/ Dişhekimliği
Fakültesi, 2016.

Publication

28	dentlotus.com Internet Source	<1 %
29	motto.tc Internet Source	<1 %
30	turkiyeklinikleri.com Internet Source	<1 %
31	www.istanbulsaglik.gov.tr Internet Source	<1 %
32	9lib.net Internet Source	<1 %
33	acikerisim.dicle.edu.tr Internet Source	<1 %
34	app.trdizin.gov.tr Internet Source	<1 %
35	arastirmax.com Internet Source	<1 %
36	Mehmet Ata Cebe, Hasan Bicakci, Omer Zencirli, Fatma Cebe. "Comparison of shear bond strength of different universal adhesive systems using the modes etch and rinse and self etch", European Journal of Therapeutics, 2017 Publication	<1 %
37	hdl.handle.net Internet Source	<1 %

Özgeçmiş

Adı	Semih	Soyadı	ARKOY
Doğum Yeri	Lefkoşa	Doğum Tarihi	27/08/1994
Uyruğu	KKTC	Tel	+905338441581
Email	semih.arkoy@neu.edu.tr		

Eğitim Düzeyi	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet Yılı
Yüksek Lisans	Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2017
Lise	Bülent Ecevit Anadolu Lisesi	2012

İş Deneyimi

Görevi	Kurum	Süre (Yıl-Yıl)
Araştırma Görevlisi	Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2017- Halen

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*
İngilizce	İyi	İyi	İyi

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma Becerisi
MICROSOFT Office Programları	Çok İyi

Yayınlar

1. Uluslararası hakemli dergilerde yayımlanan makaleler:

1. Arkoy, S., & Ulusoy, M. (2022). Effect of Different Surface Treatments on Repair Bond Strength of CAD/CAM Resin-Matrix Ceramics. *Materials (Basel, Switzerland)*, 15(18), 6314. <https://doi.org/10.3390/ma15186314>