



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI YAPIDAKİ KOR MATERYALLERİNİN TAMİR
BAĞLANMA DAYANIMLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ**

Zuhal ATA

UZMANLIK TEZİ

Dr. Öğretim Üyesi Tuğba SERİN KALAY

TRABZON 2022



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI YAPIDAKİ KOR MATERYALLERİNİN TAMİR
BAĞLANMA DAYANIMLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ**

Zuhal ATA

ORCID: 0000-0003-1413-802X

UZMANLIK TEZİ

Dr. Öğretim Üyesi Tuğba SERİN KALAY

ORCID: 0000-0003-1197-4858

TRABZON 2022

BEYAN

Bu tez çalışmasının Karadeniz Teknik Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Hazırlama ve Yazım Kılavuzu standartlarına uygun olarak hazırlanarak yazıldığını, tezin akademik ve etik kurallara bağlı kalınarak gerçekleştirilmiş özgün bir bilimsel araştırma eserim olduğunu, tezde yer alan ve bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve kullanılan kaynakların kaynaklar listesinde yer aldığını, tezin çalışılması ve yazımı aşamalarda patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

Zuhal ATA

İthaf

Bu uzmanlık tezimi, her anımda destekleri ve sevgileriyle bana güç veren, biricik aileme ithaf ediyorum



TEŞEKKÜR

Uzmanlık tezi olarak sunduğum bu çalışmayı yöneten, tezimin her aşamasında yardımcı olan, bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan Sayın Dr. Öğr. Üyesi Tuğba SERİN KALAY'a,

Uzmanlık eğitimim boyunca üzerimde emeği geçen Doç.Dr. Güneş BULUT EYÜBOĞLU ve Dr. Öğr. Üyesi Kıvanç DÜLGER'e,

KTÜ Merkezi Araştırma Laboratuvarı'na ve desteklerinden dolayı KTÜ Bilimsel Araştırma Projeler Birimi'ne,

Uzmanlık eğitimine aynı gün başladığım, her koşulda yanımda olan, iyi kötü her anımı paylaşan canım eşkıdemlim İrem nur'a ve beraber bir sürü güzel anlar paylaştığım eşkıdemlilerim Özge, İrem ve Leyla'ya,

Yardımlarını hiçbir zaman esirgemeyen çalışma arkadaşlarım Ayşenur YAVUZ, Elif KARAPICAK, Safiye Pelin TÜRKİYILMAZ, Fatih YAVUZ, Beyza ZAIM, Esmahan OKUR ve Hatice ERYUVA'ya,

Yanımda olamasalarda sevgilerini ve desteklerini her daim hissettiren can arkadaşlarım Latife, Emine, İlkay, Burcu, Ayşe ve Merve'ye,

Bölüm personellerimiz Serhat ŞAHİN, Fatma İSKENDER'e ve Burak YAZICI'ya ve bölüm sekreterimiz Nahide KUVVET'e,

Desteklerini her zaman kalpten hissettiğim biricik aileme ve ailemin son üyeleri varlıklarıyla bana neşe ve huzur veren Nilüfer, Yiğit ve Metehan'a,

Sonsuz teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

Sayfa

İÇ KAPAK SAYFASI

ONAY

BEYAN

İthaf

TEŞEKKÜR

İÇİNDEKİLER

vi

TABLolar DİZİNİ

vii

ŞEKİLLER DİZİNİ

viii

KISALTMALAR, SİMGELER ve FORMÜLLER DİZİNİ

ix

ÖZET

x

ABSTRACT

xi

1. GİRİŞ ve AMAÇ

1

2. GENEL BİLGİLER

2

2.1. Kompozit Rezinler

2

2.1.1. Kompozit Rezinlerin Yapısı

3

2.1.1.1. Rezin matriks

4

2.1.1.2. Ara bağlayıcılar (Sılan)

5

2.1.1.3. İnorganik matriks

6

2.1.2. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

6

2.1.2.1. İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklüklerine Göre Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

6

2.1.2.2. Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

7

2.1.2.3. Viskozitelerine Göre Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması	9
2.1.3. Güncel Kompozit Rezin Sistemler	10
2.1.3.1. İndirek Kompozit Rezin Sistemler	10
2.1.3.2. Nanopartiküllü ve Nanohibrit Kompozit Rezinler	11
2.1.3.3. İyon Salabilen (Smart) Kompozit Rezinler	13
2.1.3.4. Ormoserler	13
2.1.3.5. Kendinden Adezivli Kompozit Rezinler	14
2.1.3.6. Siloranlar	14
2.1.3.7. Kompomerler (Poliasit Modifiye Kompozit Rezinler)	15
2.1.3.8. İnfiltrasyon Rezinleri	16
2.1.3.9. Kendi Kendini İyileştirebilen Kompozit Rezinler (Self-Healing)	16
2.1.3.10. Antibakteriyel Kompozit Rezinler	17
2.1.3.11. Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Rezinler	17
2.1.3.12. Bulk Fill Kompozit Rezinler	20
2.2. Kor Materyalleri	24
2.3. Kompozit Restorasyonların Başarısı	25
2.4. Restorasyon Tamiri	26
2.4.1. Tamirde Kriterler	26
2.4.1.1. Diş Merkezli Kriterler	26
2.4.1.2. Hasta Merkezli Kriterler	27
2.4.2. Restorasyon Tamirinde Endike ve Kontrendike Olan Durumlar	27
2.4.3. Restorasyon Tamirinin Yenisiyle Değiştirmeye Göre Avantajları	28
2.5. Kompozit Rezinlerin Tamirinde Kullanılan Yüzey Hazırlama Yöntemleri	29
2.5.1. Yüzey Hazırlığı	30
2.5.2. Asitle Pürüzlendirme	31

2.5.3. Kumlama (Air Abrasyon)	32
2.5.4. Silan Uygulama	33
2.5.5. Lazer Uygulama	34
2.6. Adeziv Rezinler	35
2.6.1. Nesillere Göre Sınıflandırma	35
2.6.2. Adeziv Mekanizmasına Göre Sınıflandırma/Klinik Adım	36
2.6.3. Üniversal Adezivler	37
2.7. Yapay Yaşlandırma Yöntemleri	38
2.7.1. Suda Bekletme ile Yaşlandırma	39
2.7.2. Termal Siklus ile Yaşlandırma	39
2.7.3. Suda Kaynatma ile Yaşlandırma	40
2.7.4. Ph Döngüsü ile Yaşlandırma (Ph Cycling)	40
2.7.5. Mekanik Oklüzal Yükleme ile Yaşlandırma	40
2.7.6. Ultraviyole (UV) Işık ile Yaşlandırma	41
2.8. Bağlanma Dayanıklılık Testleri	41
3. GEREÇ ve YÖNTEM	42
3.1. Deney Örneklerinin Hazırlanması	43
3.2. Termal Yaşlandırma İşleminin Uygulanması	44
3.3. Çalışma Gruplarının Belirlenmesi ve Tamir İşleminin Yapılması	45
3.4. Mikrogerilim Bağlanma Dayanım Testi Uygulanması	46
3.5. Kopma Tiplerinin Analizi	49
3.6. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümü	50
3.7. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) İle Yüzey Analizi	50
3.8. İstatistiksel Analiz	52
4. BULGULAR	53

4.1. Mikro Gerilim Bağlanma Dayanım Testi Bulguları	53
4.2. Kopma Tipi Bulguları	57
4.3. Yüzey Pürüzlülüğü Bulguları	59
4.4. Kor Materyallerinin Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) İle Yüzey Analizi	61
4.4.1. EverX Flow'un incelenmesi	61
4.4.2. DC Core Plus'ın incelenmesi	62
4.4.3. SDR Flow+'ın incelenmesi	63
5. TARTIŞMA ve SONUÇ	64
6. KAYNAKLAR	77

TABLÖLAR DİZİNİ

<u>Tablo No</u>		<u>Sayfa</u>
Tablo 1.	Kompozit rezinlerin yıllara göre gelişimi	3
Tablo 2.	Kompozit Resin Bileşimi	4
Tablo 3.	Çalışmada kullanılan materyaller	43
Tablo 4.	Kor materyali yapısı ve uygulanan ön yüzey işleminin 2 yönlü ANOVA etkileşim tablosu	54
Tablo 5.	Ortalama (Ort) mikrogerilim bağlanma dayanımı (μ GBD) verileri $\pm$ standart sapma (SS) ve 2-yönlü ANOVA post-hoc Tukey HSD analiz sonuçları	55
Tablo 6.	Kor materyallerinin ön yüzey işlemlerine göre kopma tiplerinin Ki-kare test sonuçları	58
Tablo 7.	Ön yüzey işlemlerinin kor materyali gruplarına göre kopma tiplerinin Ki-kare test sonuçları	59
Tablo 8.	Yüzey pürüzlülük değerlerinin 2-yönlü ANOVA etkileşim tablosu	61
Tablo 9.	Ortalama yüzey pürüzlülük değerleri (μ) $\pm$ SS ve 2-yönlü ANOVA sonuçları	61

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil No		Sayfa
Şekil 1.	Nanokompoziti içerisindeki nanomerler ve nanoclusterler	12
Şekil 2.	Fibere kuvvet uygulandığında yükleri aktaran, fiber ve polimer matris arasındaki silan destekli adeziv arayüz	18
Şekil 3.	Çapraz bağlı olmayan, çapraz bağlı ve yarı-IPN polimerleri ile yeni rezin sisteminin monomerleri arasındaki bağlanma mekanizmaları	20
Şekil 4.	Çalışma tasarımı ve test grupları	46
Şekil 5.	Ön yüzey işlemi uygulanmış kor materyallerinin bağlanma dayanımı değer grafiği	55
Şekil 6.	Ön yüzey işlemleri uygulanmış kor materyallerinin pürüzlülük değer grafiği	62

RESİMLER DİZİNİ

Resim No		Sayfa
Resim 1.	Çalışmada kullanılan pleksi kalıp, kompozit kor materyalleri ve örneklerin hazırlanması	43
Resim 2.	Termal siklus cihazında yaşlandırma	44
Resim 3.	Çalışmada kullanılan fosforik asit ve hidroflorik asit	46
Resim 4.	Çalışmada kullanılan cojet ile kumlama ve adeziv materyal Clearfill s3 Bond Üniversal	47
Resim 5.	Çalışmada kullanılan silan ve tamir kompoziti	47
Resim 6.	Hassas kesme cihazı	48
Resim 7.	Her gruptan 1 mm lik kesimi yapılan örnekler	48
Resim 8.	Mikro gerilim bağlanma dayanıklılık test cihazı	48
Resim 9.	Çalışmada kullanılan dijital kumpas	49
Resim 10.	Örneklerin koparılması	49
Resim 11.	Kopma tiplerini belirlemede kullanılan stereo mikroskop	49
Resim 12.	Pürüzlülük cihazı	50
Resim 13.	SEM ve yüzey kaplama cihazı	51
Resim 14.	Altın kaplama işlemi öncesi ve sonrası	51
Resim 15.	Everx flow a ait yüzey görüntüleri	61
Resim 16.	Dc core plus a ait yüzey görüntüleri	62
Resim 17.	SDR Flow a ait yüzey görüntüleri	63

KISALTMALAR, SİMGELER ve FORMÜLLER DİZİNİ

Kısaltmalar

Bis-GMA	Bisfenol A Glisidil Dimetakrilat
UDMA	Üretan Dimetakrilat
TEGDMA	Trietilen Glikol Dimetakrilat
Bis-EMA	Etoksilat Bisfenol A Dimetrakrilat
PMMA	Polimetil metakrilat
N	Newton
µm	Mikrometre
mm	Milimetre
nm	Nanometre
SEM	Scanning Electron Microscopy - Taramalı Elektron Mikroskobu
sn	Saniye
gr	Gram
SPSS	Statistical Package for the Social Sciences
SS	Standart sapma
MPTS	3-metakriloksipropiltri metoksisilan
HEMA	2-Hidroksietilmetakrilat
AFM	Atomik Kuvvet Mikroskobu
pH	Potansiyel Hidrojen
µGBD	Mikrogerilim bağlanma dayanımı
FRC	Fiber Reinforced Composite
SFRC	Short Fiber Reinforced Composite
MDP	Metakriloiloksidetil dihidrojen fosfat
MDPB	12-methacryloyloxydodecyl-pyridinium bromide
CQ	Kamforokinon
IPN	Inter Penetrating Network
Bis-MEPP	2,2-bis (4-methacryloxypolyethoxyphenyl) propane

Simgeler

<	Küçük
>	Büyük
°C	Santigrat derece
%	Yüzde
=	Eşit

Formüller

Al_2O_3	Alüminyum oksit
SiO_2	Silikon dioksit
CaF_2	Kalsiyum florür



ÖZET

FARKLI YAPIDAKİ KOR MATERYALLERİNİN TAMİR BAĞLANMA DAYANIMLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ

Farklı yapıdaki 3 akışkan bulk fill kor materyalinin tamir mikrogerilim bağlanma dayanımlarının (μ GBD), yaşlandırmanın ve uygulanan ön yüzey işlemlerinin, tamir μ GBD'sine etkisinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Bu çalışmada bulk fill kor materyallerinden (Clearfill DC Core plus, EverX Flow, SDR Flow+) 6x6x4 mm lik örnekler hazırlandı. Örnekler bir LED ışık cihazıyla (Elipar, 3M ESPE, Almanya) polimerize edildi. Hazırlanan örnekler termal yaşlandırma işlemi uygulandı. Ön yüzey işlemlerine göre, 7 gruba ayrıldı; Kontrol, bu gruba her gruba uygulanan zımpara uygulandı, FA; fosforik asit, HFA; hidroflorik asit, K; kumlama, FA+S; fosforik asit+silan, HFA+S; hidroflorik asit +silan, K+S; kumlama+silan. Ayrıca her kor materyalinden başlangıç bağlama dayanımını belirlemek için ön yüzey işlemi veya yaşlandırma işlemi uygulanmadan tamir kompoziti (P60, 3M ESPE, Almanya) uygulandı. Yaşlandırılan ve ön yüzey işlemleri uygulanan örnekler 4 mm yüksekliğinde tamir kompoziti uygulandı. Örnekler 24 saat 37 °C nemli ortamda bekletildikten sonra düşük hızlı kesme cihazı (Micracut 125, Metkon, Bursa,Türkiye) kullanılarak yaklaşık 1 mm²'lik kesitler elde edildi (n=15). Örneklerin mikrogerilim bağlanma dayanımı (μ GBD) testi (Microtensile Tester, Bisco, IL, ABD) 1 mm/dk bir hızda gerçekleştirildi ve veriler MPa cinsinden kaydedildi. Veriler 2 yönlü ANOVA ve Tukey HSD testi ile analiz edildi.

μ GBD ana faktörlerden (kor materyali yapısı, ön yüzey işlemi) istatistiksel olarak anlamlı şekilde etkilendi (p=0.00). Ön yüzey işlemleri arasında K+S tüm gruplara göre istatistiksel olarak daha yüksek μ GBD gösterdi (p<0.05) ve kor materyalleri arasında grup K+S de anlamlı bir farklılık gözlenmedi. Kor materyalleri karşılaştırdığında EverX Flow grubunun μ GBD değeri genel olarak daha yüksektir (p<0.05). Başlangıç grubuna göre yaşlandırma sonrası bütün gruplarda μ GBD değerinde istatistiksel olarak anlamlı düşüş gözlemlendi (p<0.05).

Ön yüzey işlemi grupları arasında en yüksek tamir bağlanma dayanımı değerini kumlama ve silan uygulaması, kor materyalleri arasında da EverX Flow (kısa fiberle güçlendirilmiş kompozit) grubu gösterdi.

Anahtar kelimeler: kor materyali, tamir, yaşlandırma, ön yüzey işlemi, bağlanma dayanımı

ABSTRACT

EVALUATION OF THE REPAIR BOND STRENGTH OF CORE MATERIALS WITH DIFFERENT STRUCTURE

It was aimed to evaluate the effect of repair microtensile bond strength (μ TBS), aging and applied surface pretreatments on repair μ TBS of 3 flowable bulk fill core materials with different structures.

In this study, 6x6x4 mm samples were prepared from bulk fill core materials (Clearfill DC Core plus, EverX Flow, SDR Flow). The samples were polymerized with LED light device (Elipar, 3M ESPE, Germany). Thermal aging process was applied to the prepared samples. According to the surface pretreatments, they were divided into 7 groups; Control, sandpaper applied to each group was applied to this group, FA; phosphoric acid, HFA; hydrofluoric acid, K; sandblasting, FA+S; phosphoric acid+silane, HFA+S; hydrofluoric acid +silane, K+S; sandblasting+silane. In addition, repair composite (3M P60) was applied without surface pretreatment or aging to determine the initial bond strength from each core material. A 4 mm high repair composite was applied to the aged and surface pretreated specimens. After the samples were kept in a humid environment at 37 °C for 24 hours, sections of approximately 1 mm² were obtained using a low speed cutting device (Micracut 125, Metkon, Bursa, Turkey) (n=15). Microtensile bond strength testing of the samples (Microtensile Tester, Bisco, IL, USA) was performed at a rate of 1 mm/min and data were recorded in MPa. Data were analyzed by 2-way ANOVA and Tukey HSD test.

μ GBD was statistically significantly affected by the main factors; core material structure, pre-surface treatment (p=0.00). Between surface pretreatments, K+S showed statistically higher μ GBD than all groups (p<0.05), and no significant difference was observed between core materials in group K+S. The μ GBD value of the EverX Flow group was generally higher when comparing the core materials (p<0.05). A statistically significant decrease in μ GBD value was observed in all groups after aging compared to the initial group.

Sandblasting and silane application showed the highest repair bond strength value among the surface pretreatment groups, and the EverX Flow (short fiber reinforced composite) group among the core materials.

Keywords: core material, repair, aging, surface pretreatment, bond strength

1. GİRİŞ ve AMAÇ

Kompozit rezin restorasyonlarda zamanla meydana gelen aşınma, kırılma veya renk değişikliğinden kaynaklanan kusurlardan dolayı, restorasyonların yenilenmesi sağlıklı diş yapısında aşırı madde kaybına, kavitelerin genişlemesine ve dolayısıyla dişin klinik ömrünün kısılmasına neden olmaktadır. Son yıllarda kabul gören minimal girişimsel diş hekimliği anlayışına göre, restorasyonların yenilenmesi yerine tamir edilmesi, daha konservatif ve tercih edilen bir yöntemdir. Tamir, restorasyonun sağlam bölümünün yerinde bırakılıp, hasarlı veya kırık bölümünün yeni bir restoratif materyalle onarılması olarak tanımlanabilir.

Bir rezin kompozit restorasyonu tamir etmenin asıl amacı, eski ve yeni materyal arasında, başlangıç mukavemetine ideal olarak uyan bağlanma dayanımını elde etmektir. Tamir edilecek restorasyonun yüzeyinin hazırlanması, tamir işleminin başarısını doğrudan etkileyen önemli bir faktördür. Uygulanan ön yüzey işlemleri genellikle mekanik olarak; frezle yüzey hazırlığı, fosforik asit veya hidroflorik asitle aşındırma, silika içeren (cojet) veya içermeyen alüminyum oksit partikülleri ile kumlama, kimyasal olarak; silan ve adeziv sistemlerin kullanımı olarak ayrılmaktadır. Kompozit rezinlere uygulanabilen ideal tamir protokolü üzerinde henüz fikir birliğine varılamamıştır. Bu nedenle, kompozitlerin tamiri için farklı protokollerin değerlendirilmesine ihtiyaç vardır.

Bu veriler ışığında planlanan bu in vitro çalışmada, güncel bulk fill kompozit sistemlerden; fiber içerikli akışkan bulk fill, dual cure akışkan kor build up materyali ve ışıkla sertleşen akışkan bulk fill materyali olmak üzere farklı yapıdaki 3 kor materyalinin tamir bağlanma dayanımlarının karşılaştırılması, yaşlandırmanın ve uygulanan farklı ön yüzey işlemlerinin tamir bağlanma dayanımına etkisinin değerlendirilmesi amaçlanmaktadır. Bu çalışmanın başlangıç hipotezleri aşağıda sıralanmıştır.

Hipotez 1. Test edilen kor materyalleri arasında tamir bağlanma dayanımı açısından fark yoktur.

Hipotez 2. Yaşlandırma kor materyallerinin tamir bağlanma dayanımlarını etkilemez.

Hipotez 3. Uygulanan farklı ön yüzey işlemleri kor materyallerinin tamir bağlanma dayanımlarını etkilemez.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kompozit Rezinler

Rezin içerikli dental kompozitlerin bileşimi, 50 yıldan daha uzun bir süredir, materyallerin diş hekimliğine tanıtılmasından bu yana gelişimini sürdürmektedir (1). Kompozit rezinler, 1940'larda silikat simanların (önceden mevcut olan tek estetik malzeme) yerini alan akrilik rezinlerin dezavantajlarını en aza indirmek için konservatif diş hekimliği alanına girmiştir. 1955'te Buonocore, akrilik rezinlerin mine yüzeyine adezyonunu iyileştirmek için ortofosforik asit kullanmıştır. 1962'de Bowen, akrilik rezinlerin fiziksel özelliklerini iyileştirmek amacıyla Bis-GMA monomerini geliştirmiştir (2). Bu kimyasal olarak polimerize olan kompozitler, bazın katalizörle karıştırılmasını gerektirmiş ve bu da oranlar, karıştırma işlemi ve renk stabilitesi ile ilgili sorunlara yol açmıştır (3). 1970'ten itibaren, elektromanyetik radyasyonla polimerize edilen kompozit materyallerin ortaya çıkmasıyla, karıştırma ve dezavantajları ortadan kalkmıştır (4).

Son yıllarda, kompozit rezinlerin bileşimlerindeki büyük değişiklikler, 1962'de Bowen tarafından geliştirilen monomer sistemlerinden ziyade doldurucu sistemlerini içermektedir. Orijinal rezin matris monomer sistemi, Foster ve Walker tarafından oluşturulan esas olarak Bis-GMA (2,2-bis[4-(2-hidroksi-3-metakriloksipropoksi) fenil] propan) ve daha sonra üretilen dimetakrilattan (UDMA) oluşan formüle dayanmaktadır (5).

Tablo 1. Kompozit rezinlerin yıllara göre gelişimi (1)

1950'ler	Cam dolduruculu → PMMA
1960'lar	PMMA → BisGMA
1970 ortaları	Kendi polimerize olan →UV polimerize olan
1970 sonları	UV polimerize olan →Görünür ışıkla polimerize olan
1970 sonları	BisGMA diğer monomerler
1970 sonları	Makrofil →mikrofil
1980 başları	Makrofil →hibrit
1980 ortaları	Direkt →indirekt
1980 sonları	Hibrit →küçük partikül
1990 ortaları	Akışkan ve kondanse edilebilir
1990 ortaları	Küçük partikül →mikrohibritler
2000'ler	Mikrofiller nanofiller ve nanohibritler
2000 ortaları	Düşük büzülme formülleri
2010'lar	Kendinden adezivli akışkanlar/restoratif materyaller

Kompozit rezin sistemler; estetik olmaları, fiziksel ve mekanik özellikleri ve mikro mekanik adezyon mekanizmaları nedeniyle, uzun yıllar boyunca dental materyal araştırmalarının çoğunu kaplamıştır. Kompozit rezinler günümüzde direkt ve indirekt restoratif tedavilere olanak sağlayan en önemli dental materyallerden biridir (6).

2.1.1. Kompozit Resinlerin Yapısı

"Kompozit" terimi, tek başına bileşenlerinden farklı, genellikle daha iyi özelliklere sahip, birbiri içinde çözünmeyen en az iki ayrı bileşenden oluşan bir karışımı ifade eder (7). Resin matrisi içinde dağılmış doldurucu partiküllerin bir silan ajan ile bağlanması sonucu kompozit rezinler oluşur. Kompozit rezinlerin yapısı üç esas öğeden oluşmaktadır (8).

Bunlar:

1. Rezin matriks (organik faz)
2. Ara bağlayıcılar (silan ajan)
3. İnorganik doldurucu partiküller (inorganik faz)

Bu bileşenlere ilave olarak kompozit rezinlerin yapısında yer alan diğer bileşenler; polimerizasyon başlatıcıları, ultraviyole (UV) stabilizatörleri, inhibitörler, aktivatörler ve pigmentlerdir (9).

Tablo 2. Kompozit Rezin Bileşimi (10)

Formulasyon	Ana bileşenler	Fonksiyon
Rezin matriks	Bis-GMA, UDMA, HEMA, TEGDMA gibi metakrilat monomerleri vb.	Materyallere belirli bir mukavemet, plastisite ve sertleşme özelliği verir.
İnorganik matriks	Kolloidal silika, kuvars, baryum, stronsiyum ve zirkonyum içeren silika cam seramik gibi dolgu parçacıkları vb.	Materyallerin basınç dayanımı, elastik modül, sertlik ve aşınma direncini iyileştirir.
Ara bağlayıcı	3-metakriloksipropiltrimetoksisilan ve 10-metakriloiloksidisildihidrojen fosfat (10-MDP) gibi organik silan vb.	Rezin matrisi ve inorganik matrisi kimyasal olarak bağlar.
Başlatıcı sistem	Kamforokinon (CQ), fenilpropanedion (PPD), BPO gibi foto-başlatıcı sistem vb.	Polimerizasyon reaksiyonunu başlatmaktadırlar
Diğerleri	Metalik oksit gibi renklendiriciler, stabilizatör sistemi, katalizör gibi polimerizasyonu teşvik eden ajanlar vb.	Yardımcı etki

2.1.1.1. Rezin matriks

Kompozit rezinlerin kimyasal olarak aktive olan bölümü rezin matrikstir. Bu aktivasyon plastik bir materyalden katı bir yapının oluşmasını sağlar ve kompozit rezinlerin

diş restorasyonlarında kullanılmasına olanak tanır (8). Kompozit rezinlerin içeriğinde çeşitli organik matriksler bulunmaktadır. Bunların büyük bir kısmında bisfenol-A ile glisidil metakrilat'ın reaksiyon ürünü ve çift fonksiyonlu bir monomer olan Bisfenol-A-glisidil metakrilat (Bis-GMA) kullanılmaktadır. Bis-GMA (2,2-bis[4-(2-hidroksi-3-metakriloksipropiloksi) fenil]propan) 1962'de Bowen tarafından tanıtılan, silanlı silika ve bisfenolden oluşan ilk rezin kompozittir. Metil metakrilattan (MMA) daha yüksek moleküler ağırlığa sahiptir ve başka bir seyreltici monomer ile seyreltilmesi gereken çok viskoz bir rezindir. Bis-GMA bazlı rezin kompozitleri, büyük moleküler boyutları ve aromatik kısımlarıyla üstün mekanik ve fiziksel özellikler sergilerler (11, 12). Organik matriks olarak kullanılan aynı tipte diğer bileşen de 1974'te Foster ve Walker tarafından tanıtılan iyi bir adezyon sağlayan ve renk stabilitesi daha yüksek olan Üretan dimetil metakrilat (UDMA)'dır (12). UDMA bazlı rezin kompozitler daha kırılmandır ve bu monomerin daha düşük viskozitesi ve daha kısa moleküler uzunluğuna bağlı olarak Bis-GMA bazlı kompozitlerden daha fazla polimerizasyon büzülmesi gösterirler (11). Bu iki bileşen de visküz yapıya sahip materyaller oldukları için bir başka çift fonksiyonlu monomer olan trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) ile seyreltilerek kullanılmaktadırlar (12).

TEGDMA, inorganik doldurucuları daha iyi ıslatıcı özelliğe sahiptir ve moleküler ağırlığı ve viskozitesi Bis-GMA'dan daha azdır. Ancak düşük moleküler ağırlığı ve yüksek oranda çift bağlara sahip olması polimerizasyon büzülmesini artırmaktadır (13).

2.1.1.2. Ara bağlayıcılar (Silan ajan)

İnorganik matris ile organik matris arasında güçlü bir kovalent bağın oluşumu kompozit rezinlerde iyi mekanik özellikler elde etmek için esastır. Silan ajanı inorganik doldurucuları kaplayarak organik matris ile inorganik doldurucular arasındaki kimyasal bağlantıyı sağlar. Bağlayıcı ajan 3-metakriloksipropiltri metoksisilandır (MPTS). Molekülün bir ucu silika parçacıklarının hidroksil gruplarına bağlanabilir ve diğer ucu polimer matrisine kopolimerize olabilir (14).

Silan, bağlantı streslerinin doldurucular ve rezin matriks arasında eşit olarak dağıtılmasını sağlayarak, restorasyon yüzeyinden koparak uzaklaşan doldurucu partiküllerini engeller. Silan bağlayıcı ajanları hem rezin-partikül arayüzü boyunca su geçişine engel olarak hidrolitik dengeyi sağlar ve rezinin çözünürlüğünü ve su emilimini azaltır hem de rezinin fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirir. Bu şekilde organik ve inorganik fazlar birbirine bağlanarak suya dirençli kompozit materyaller oluşur (15).

2.1.1.3. İnorganik matriks

Kompozit rezinlerin yapısında bulunan inorganik yapı, matris içine dağılmış olan çeşitli şekil ve büyüklükteki baryum alüminyum silikat, lityum alüminyum silikat, borosilikat cam, baryum, çinko, yitrium cam ve kuartz' dan oluşur. Organik matriks içerisinde dağılmış halde bulunan bu inorganik doldurucular kompozite fiziksel ve mekanik dayanıklılık sağlar. Stronsiyum, baryum, çinko ve iterbiyum kompozit rezine radyoopasite kazandırır. Silika partikülleri karışımın mekanik özelliklerini güçlendirir ve ışığı geçirmesiyle kompozit rezine, mineye benzer yarı şeffaf bir görüntü kazandırır. Kristalin formlarının sert olması kompozit rezinin bitirme ve polisaj işlemini güçleştirir. Bu nedenle, kompozit rezinler günümüzde silikanın nonkristalin formu kullanılarak üretilmektedir (16).

Kompozitlerin fiziksel özelliklerini inorganik doldurucu büyüklüğü, şekli, miktarı belirlemektedir. Kompozitlerin doldurucu oranı arttıkça organik matriks oranı düşer. Bu durum ısısal genleşme katsayısı, polimerizasyon büzülmesi ve su absorpsiyonunu azaltır; dayanıklılığı artırır (17).

2.1.2. Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması

Dental rezinlerde kullanılan doldurucular kompozit rezinlerin, radyo opasitelerini, fiziksel özelliklerini, aşınma direncini ve elastik modülünü etkilemektedir. Bu nedenle resin kompozitler genellikle ortalama parçacık boyutu, tipi, dağılımı gibi doldurucu özelliklerine göre sınıflandırılır (6).

2.1.2.1. İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklüklerine Göre Kompozitlerin Sınıflandırılması

İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü

50-100 μm olan kompozit rezinlere Megafil kompozitler,

10-50 μm olan kompozitlere Makrofil kompozitler,

1-10 μm olan kompozit rezinlere ise midifil kompozitler denir.

İlk kompozitler, makrofil olarak üretilmişlerdir. Makrofil ve midifil kompozitler, geleneksel kompozitler diye de adlandırılmaktadır (18). Geliştirilmek istenen estetik ihtiyaçlar, cilalanabilirlik ve mekanik özellikleri iyileştirmek için daha yüksek doldurucu ihtiyacı, ortalama partikül boyutunda (1-10 μm) bir azalmaya ve daha rafine partikül boyutu

dağılımına yol açmıştır. Son yıllarda, 1 mikron altında ortalama partikül boyutlarına sahip rezin kompozitleri üretilmektedir (19).

0,1-1 µm olan kompozit rezinlere, minifil veya small partiküllü kompozitler,

0,01-0,1 µm olan kompozit rezinlere mikrofil kompozitler,

0,01 µm olan kompozit rezinlere de nanofil kompozitler denir.

Farklı büyüklükteki doldurucu partiküllerin karışımını içeren kompozit rezin gruplarına hibrit kompozitler adı verilir. Her iki kompozit rezinin özelliklerini taşımasına karşın, hibrit türünün belirlenmesinde daha fazla yüzdeye sahip olan partiküllerin adı kullanılır. Yani mikro partiküller yüzde olarak daha fazla ise mikrohibrit, nano partiküller daha fazlaysa nanohibrit kompozit olarak adlandırılır. Bu kompozit rezinlerde, dolduruculara silanizasyon dışında hiçbir işlem uygulanmadan monomer matrikse katılmışlardır. Bu nedenle, bu tür kompozitlere homojen kompozitler adı da verilir (20). Viskozite sorununu çözmek için önceden polimerize edilmiş mikrofil kompozit kitlesi 1-20 µm büyüklüğünde partiküller elde edilecek şekilde oluşturulmuş ve bu partiküller doldurucu olarak monomer matrikse eklenmiştir. Doldurucu partiküllerde modifikasyon yapıldığı için bu tür kompozit rezinlere, heterojen kompozitler adı verilmektedir (21).

2.1.2.2. Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kompozitlerin Sınıflandırılması

A-Kimyasal yolla polimerize olan kompozit rezinler:

Bu sistemde, toz+likit, pasta+likit, pasta+pasta komponentlerinin karıştırılmasıyla çift pat sisteminde (two paste system) üretilmişlerdir. Komponentlerden biri polimerizasyonu başlatan benzoil peroksit içerirken diğeri aromatik amin içeriğiyle polimerizasyonu hızlandırır. Bu iki komponent eşit miktarda karıştırılarak polimerizasyon oksidasyon-redüksiyon sistemiyle başlatılır (21). Kimyasal polimerizasyon, karışım oranları ve renklenme ilgili sorunlara yol açar. Karıştırma prosedürü sırasında, oksijen polimerizasyonu engellediği için, kompozit rezin aralarında hava boşlukları kalabilir, bu da materyalin zayıflamasına ve bazen renklenmesine neden olur (11). Ayrıca, çoğu kimyasal yolla polimerize olan kompozitler artık direkt restorasyonlar yerine rezin bazlı adezivler veya kor materyalleri olarak kullanılmaktadır (10).

B-Görünür ışıqla Polimerize Olan Kompozit rezinler:

Tek pat sisteminde (single paste system) üretilmişlerdir. Kimyasal yolla polimerize

olan kompozitlere alternatif olarak polimerizasyonu başlatmak için, ultraviyole (UV) veya görünür ışık ve başlatıcı (inisiyatör) olarak da benzoilalkileter kullanılmıştır (10, 21). Bu materyaller kısa sertleşme süresi avantajına sahiptirler. Ayrıca karıştırma işlemine gerek olmadığı için hava boşluğu kalma ihtimali daha azdır (11). Foto başlatıcı sisteminde bulunan yardımcı başlatıcı türü, dental kompozitlerin fiziksel ve kimyasal özelliklerinin belirlenmesinde rol oynar. DMAEMA (2-dimetilaminoetil metakrilat) içeren kompozit rezinler, daha yüksek polimerizasyon derecesi, büzülme, mikrosertlik ve iyi optik özellikler gösterir (22).

Işıklı aktive olan kompozitler, 410-500 nm dalga boyu aralığında mavi ışık kullanılan üniteyle (LED) polimerizasyona uğrarlar (23). Bu günlerde, neredeyse tüm dental kompozitler, UV sistemlerine kıyasla daha güvenli olan, görünür ışıkla polimerize olan kamforokinon(CQ)/amin kompleksi ile başlatma sistemi içermektedir (10).

C-Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan (dual cure) kompozit rezinler:

Bu kompozit rezinlerin polimerizasyonu ışıkla sertleşen bir sistem tarafından başlatılır ve daha sonra kimyasal bir reaksiyonla devam ettirilir. 6-8 dakikalık veya biraz daha uzun bir çalışma süresi ile manuel karıştırma veya otomatik karıştırma gerektiren iki ayrı bileşenden oluşurlar. Rezin simanlar gibi birkaç dental materyal, bu polimerizasyon özelliklerine sahiptir. Temel olarak, kor materyali veya fiber post, indirekt kompozit veya seramik restorasyonlar ve ortodontik-braketlerin simantasyonu gibi ışığın tam olarak ulaşamadığı alanlarda kullanılırlar (10, 11). Bu tür rezinlerin kimyasal olarak polimerizasyon hızı yavaştır, ancak fotokimyasal olarak rezine ilave bir polimerizasyon sağlanmıştır (21).

Dual cure kompozitler hem ışık hem de kendi kendine aktivasyon ile polimerize edilebildiği için ışıkla sertleşen materyalin sınırlamalarının üstesinden gelmek amacıyla geliştirilmiştir. Polimerizasyon esas olarak materyallerin yüzeysel katmanlarında ışıkla, ışığın yeterince ulaşmadığı daha derin katmanlarda ise kimyasal yolla başlatılır (24, 25). Bu nedenle dual cure kompozit, derin kavitele restorasyonu için kullanışlı bir materyaldir (24). Bu tip rezin kompoziti, hem artan hasta başında kalma süresinin hem de artan tabakalama teknikleriyle meydana gelebilecek polimerizasyon derinliği sorunlarının sınırlamalarının üstesinden gelmek için kullanılır (25). Ayrıca yapılan bir çalışmada dual cure kompozit rezin kor oluşturma materyalleri, tamir öncesi yaşlandırmadan sonra bile ışıkla sertleşene göre eşit veya daha yüksek tamir bağlanma dayanımı değerleri ortaya

çıkarmıştır. Bu durum, bu materyal türünün başarıyla onarılma potansiyeline sahip olduğu anlamına gelmektedir (25).

2.1.2.3. Viskozitelerine Göre Kompozitlerin Sınıflandırılması

1. Kondanse edilebilen (packable, posterior) kompozitler
2. Akışkan (flowable) kompozitler şeklindedir (26)

Kondanse edilebilen kompozit rezinler: Posterior dişlerde kullanmak amacıyla geliştirilmişlerdir. Yüksek doldurucu oranına (%80) sahiptirler (27). Kompozitin viskozitesinin arttırılması, doldurucuların şeklini kenetlenme eğilimine sahip olacak şekilde değiştirerek de sağlanabilir. Bu durum ALERT™'deki gibi fiber içerikli doldurucular, Solitaire®'deki gibi gözenekli doldurucular veya SureFil™'deki gibi düzensiz doldurucular eklenerek gerçekleştirilebilir. Bu tür kompozitlere genellikle daha büyük parçacık boyutlarına sahip yüksek viskoziteli kompozitler denir. Bu nedenle, yavaş bir aşınma oranı ile üstün fiziksel ve mekanik özellikler sergilerler. Bu rezinlerin kondanse edilebilirliği, posterior dişlerde kullanılmalarını kolaylaştırır. Benzer şekilde, kondanse edilebilirlikleri, sertlikleri, yüksek viskoziteleri diğer geleneksel kompozitlerden daha iyi sıkı interproksimal temaslar kurmaya yardımcı olabilir, bu nedenle geniş posterior restorasyonlar için uygundur (11). Yüksek doldurucu içerikleri sayesinde polimerizasyon büzölmeleri azalmıştır. Hibrit kompozitlere göre daha büyük doldurucu içerdikleri için bitirme ve polisaj işlemleri sonrasında bile yüzeyleri daha düzensiz bulunmuştur. Manipulasyonları konvansiyonel kompozitlere göre daha kolaydır, amalgama benzer işlenebilme özellikleri vardır ve kontak oluşturmada oldukça başarılıdır (27).

Akışkan kompozitler: 1995 yılında piyasaya sürölmüşlerdir. Bu kompozit rezinler polimerizasyon büzölmesini azaltmak ve stres kırıcı bir ara tabaka oluşturmak amacıyla geliştirilmişlerdir (28). Doldurucu oranının az olması aşınma direnci ve dayanıklılığının azalmasına sebep olmuştur. Düşük viskoziteleri nedeniyle, bu kompozitler, kavite formuna kolayca uyum sağlayabilirler ve yüksek akışkanlık ve ıslanabilirlik potansiyeline sahiptirler. Düşük viskoziteleri kullanım özelliklerini kontrol etmeyi zorlaştırır; bu nedenle, koruyucu rezin restorasyonu, pit ve fissür örtücüleri, veneer simantasyon için yapıştırma materyali olarak ve küçük kaviteler için uygundur (11). Günümüzde sıklıkla kondanse olabilen kompozit materyallerin altında stres kırıcı olarak kullanılmaktadırlar (29). Mekanik özelliklerini geliştirmek amacıyla, daha yüksek doldurucu içeriğine sahip yeni nesil akışkan

kompozitler tanıtılmış ve büyük posterior restorasyonlarda kullanılması önerilmiştir (11).

2.1.3. Güncel Kompozit Rezin Sistemler

Son yıllarda kompozit rezinlerdeki en önemli değişiklikler, doldurucu sistemindeki gelişmeler sayesinde yapılmıştır. Doldurucular sadece kompozit materyalin mekanik özelliklerini doğrudan belirlemekle kalmaz, aynı zamanda monomer içeriğini ve dolayısıyla polimerizasyon büzülmesini, aşınmayı, yarı saydamlığı, opaklığı, radyo opasiteyi, yüzey pürüzlülüğünü ve cilalanabilirliği optimize eder, ek olarak estetiği ve kullanım özelliklerini iyileştirebilir. Doldurucu boyutunun ve morfolojisinin modifikasyonu, daha önceki kompozit materyallere kıyasla gelişmiş mekanik özellikler ve estetik sonuçlar vermiştir (30).

Doldurucu boyutu, morfolojisi, miktarı, hacmi, dağılımı veya kimyasal bileşimindeki bu farklılıklar, çok çeşitli kompozit kategorileri yaratmış ve günümüzde klinisyenlerin uygun restoratif materyal seçiminde kafa karıştırmıştır. Geleneksel kompozitlere alternatif olan ve yakın zamanda piyasaya sürülen güncel kompozit rezin sistemlerine; indirekt kompozit sistemler, nanopartiküllü ve nanohibrit kompozit rezinler, iyon salabilen (smart) kompozit rezinler, siloran esaslı kompozitler, kendinden adezivli kompozit rezinler, ormoserler, kompomerler (poliasit modifiye kompozit rezinler), infiltrasyon rezinleri, kendi kendini iyileştirebilen kompozit rezinler, antibakteriyel kompozit rezinler, bulk fill kompozitler ve fiberle güçlendirilmiş kompozitler örnek olarak verilebilir.

2.1.3.1. İndirekt kompozit sistemler

Klinisyenlerin direkt posterior kompozit rezinlerle yaşadığı başlıca klinik problemler nedeniyle, indirekt inley veya onley sistemler tanıtılmıştır. Restorasyon direkt diş yerine, model üzerinde oluşturulduğu için restorasyonun adaptasyonu, konturları ve proksimal teması üstündür. Genel olarak, klinik performansta iyileşme görülmektedir. Estetik olarak iyi olan ve aşınma direnci, marjinal adaptasyon, polimerizasyon büzülmesi üzerinde kontrole sahip bir dizi indirekt rezin sistem piyasaya sürülmüştür (31).

İndirekt kompozit sistemler laboratuvar koşullarında üretildiği için ölçü gerektirmektedirler. Polimerizasyon için ışıkla sertleştirme ve ısıyla sertleştirmeye ek olarak, laboratuvar işlemlerinde ısı (140°C), basınç (10 dakika için 0,6 MPa) ve azot atmosferi kullanılabilir. Bu materyaller gelişmiş fiziksel özelliklere, aşınmaya karşı dirence sahiptir ve daha yüksek bir polimerizasyon derecesi elde eder. Hazırlanan dişte

polimerizasyon büzülmesi oluşmaz, bu nedenle indüklenen stresler azaltılır ve bu da sızıntı potansiyelini azaltır (32)

Touati ve Mörmann, 1980'lerde posterior inleyler ve onleyler için ilk nesil indirekt kompozit sistemlerini ( KS) tanıtılmıştır. Direkt kompozit rezin sistemler çoğunlukla organik rezin matrisi, inorganik doldurucular ve bir ara ba layıcıdan oluşmaktadır. Birinci nesil  KS'ler, direkt rezin kompozitiyle aynı bile ime sahiptir.  nleyler, ekstraoral olarak polimerize edilir, bu da polimerizasyon derecesini arttırır ve ayrıca polimerizasyon b z lmesini azaltır. Ancak yapıştırma simanında büzülme stresleri görülebilir. Birinci nesil  KS'lerin sadece laboratuvar çalışmalarında geli mi  özellikler gösterdiği ancak klinik çalışmalarda ba arsız olduğu gözlemlenmiştir. Birinci nesil  KS'lerde karşılaşılan klinik ba arsızlıklar ve seramik restorasyonların kar ıla tı ı sınırlamalar, ikinci nesil  KS'lerin geliştirilmesine yol açmıştır (31, 33).

 kinci nesil indirek kompozitler, mikro dolgulu birinci nesil indirek kompozitlerin aksine, 0,04-1   çapında bir “mikrohibrit” doldurucuya sahiptir. Doldurucu miktarı artırılarak mekanik özellikler ve aşınma direnci iyile tirilmi  ve organik rezin matrisi azaltılarak polimerizasyon büzülmesi azaltılmıştır (10, 31).

2.1.3.2. Nanopartiküllü ve Nanohibrit Kompozit Rezinler

Nanoteknolojiye artan ilgi ve nano boyutlu parçacıkların kompozitin yapısını değiştirme yeteneğinden yararlanma isteği nano kompozitlerin gelişimine y n vermiştir. Bu da mekanik, kimyasal ve optik özellikleri iyileştirebilir ve tüm di  bölgelerinde optimum performans gösterebilen bir rezin kompozitin geliştirebilir olduğu sonucunu çıkarmıştır (5). Mitra ve arkadaşları (34), yeni nano doldurucuları tanıtılmış ve ardından nanokompozitleri geliştirmek için çeşitli metakrilat rezinleri ve polimerizasyon teknolojilerini kullanmıştır.  lk geliştirilen nano kompozit Filtek Supreme (3M ESPE, St Paul, MN, ABD) olarak piyasaya s r lm  tir.

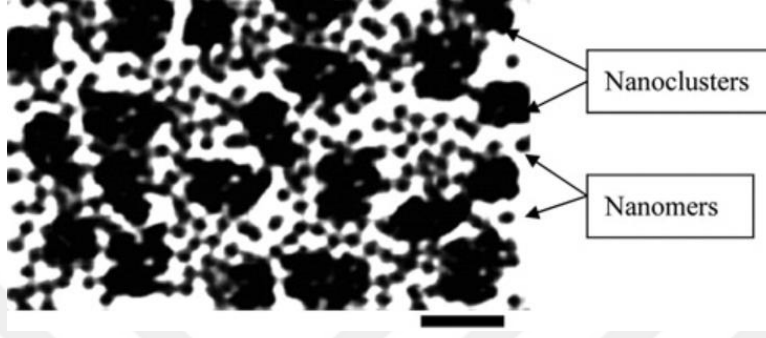
Bile imlerinde nano ölçekli dolgu partikülleri içeren iki sınıf rezin kompoziti, yani nanofil ve nanohibrit rezin kompozitleri tanıtılmıştır. Nanofil kompozitler rezin matrisi boyunca nano boyutlu partiküller kullanırken, nanohibritler nano boyutlu ve geleneksel dolgu partiküllerinin bir karışımını içerir (5).

Nanofil kompozit rezinlerin inorganik fazı iki farklı doldurucu içermektedir (21, 34);

1. Silika nanodoldurucular (nanomerler) 20-75 nm.

2. Zirkonyum/Silika nano-kümecikler (nanoclusterlar) 5-20 nm.

Bu kümecikler arasındaki boşluklar nanometrik partiküllerle (nanomer) doldurularak, partikül yüzdesi artırılır böylece kompozitin polimerizasyon büzülmesini bir miktar azaltır ve kompozitin aşınmaya karşı direncinin artmasını sağlar (21).



Şekil 1. Nanokompoziti içerisindeki nanomerler ve nanoclusterlar (14)

Pek çok firma ürettikleri mikrohibrit kompozitlerin yapısına nano doldurucular ilave ederek, “nanohibrit kompozitler” adını alan kompozitler üretmişlerdir (35). Nanohibrit rezin kompozitlerin çoğu, küçük konsantrasyonlarda daha çok doldurucu partikül içeren, mekanik özellikleri geliştiren ve daha iyi polisajlanabilen yüzeyler sağlayan nano doldurucular içerir. Ayrıca nanohibrit kompozitler; hibrit ve mikrohibrit kompozitlere benzer fiziksel özellik ve aşınma direnci gösterirken, mikrofil kompozitler gibi yüksek translüsensi ve azalmış pürüzlülük gösterirler (36).

Filtek Supreme (3M-ESPE), doldurucu boyutunu küçültmek ve genel doldurucu içeriğini yüksek tutmak için, nanopartiküllerin kümelenmesi gibi farklı stratejiler uygularken, diğer nanohibritler, düşük doldurucu boyutu ancak yüksek doldurucu fraksiyonu elde etmek için farklı yaklaşımlar kullanmıştır; atomizasyon ve ön polimerizasyonu takiben matris içinde dağılmış önceden polimerize edilmiş kompozit parçacıkların kullanımı (Tetric Evo-Ceram, Ivoclar-Vivadent, Schaan, Lihtenştayn gibi) veya parçacıkların matris içinde çözücüyle yönlendirilen dağılımı (CeramX, Dentsply-Sirona, York, PA) gibi (37).

Nanokompozitlerin inorganik doldurucularının boyutu görünür ışık dalga boyundan daha küçük ve 0.005-0.01 μm 'dir. Bu nedenle görünür ışıkla absorpsiyon veya saçılım gibi etkileşimlere girmedikleri düşünülmektedir (8, 21). Doldurucu boyutu, pürüzsüzlük ve parlaklık gibi yüzey özellikleri için kesinlikle ana belirleyici faktörlerden

biridir (38). Bu yüzden yüzeyleri mikrofıll kompozitler gibi pürüzsüz ve parlak görünür (21). Nanohibrit kompozitlerin dayanıklılık ve estetik özellikleri sebebiyle güncel literatürde hem anterior hem posterior restorasyonlarda kullanımı sıklıkla önerilmektedir (36).

2.1.3.3. İyon Salabilen (Smart) Kompozit Rezinler

İyon salabilen kompozitler, remineralizasyon sağlayarak sekonder çürükleri azaltmak amacıyla 1998 yılında geliştirilen Ariston pHc gibi terapötik veya tanısal işlevselliğe sahip materyallerdir. Bu kompozit sistemler, antimikrobiyal veya remineralize edici etkilere sahip terapötik materyaller olarak kabul edilir. Restoratif materyale hemen komşu alanlarda asidik koşullar altında (çürük oluşumu sırasında) kalsiyum, hidroksil ve florür iyonlarını salmak için tasarlanmıştır. Bununla birlikte, boyutsal kararlılıklarını ve genel özelliklerini etkileyebilecek olan su emilimi sorunları vardır (11). Bu rezinlerdeki iyonların bakterisit etkileri ve asit tamponlama kapasiteleri ile demineralizasyonu azaltacakları ve ikincil çürük oluşumunu önleyecekleri düşünülmektedir (21). Ancak bu materyalin piyasadaki diğer kompozit rezinlere göre daha düşük fiziksel özelliklere sahip olması, aşınma oranının fazla olması, düşük bağlanma direnci göstermesi ve buna bağlı olarak da pulpa hassasiyeti ve başarısız klinik performans göstermesi sebebiyle artık piyasadan kaldırılmıştır (8).

2.1.3.4. Ormoserler

Posterior bölgelerde estetik restoratif materyal için kompozit rezinler ve seramik mevcut seçeneklerdir ve yakın zamanda organik olarak modifiye edilmiş seramik (ORMOCER) piyasaya sürülmüştür (39). Bu materyalin en önemli özelliği, daha önce kompozit rezinlerde inorganik partikül yapısı, oranı ve boyutunda değişiklikler yapılırken ormoserlerin geliştirilmesiyle birlikte kompozit rezinlerin organik matriksinde de yapısal değişiklikler yapılmış olmasıdır (21).

Posterior stres taşıyan alanlarda restoratif materyal olarak rezin kompozitin kullanımı, daha iyi estetik ve iyi adezyon sağlanabilmesi nedeniyle artmıştır. Ancak, fiziksel özelliklerdeki bu gelişmelere rağmen rezinlerde bulunan polimerizasyon büzülmesi, restoratif materyal olarak uygulamalarını sınırlar. Seramik, diş hekimliğinde uzun yıllardır başarıyla kullanılan temel materyal gruplarından biridir. Seramiğin biyouyumluluğunun ve doğal görünümünün en iyi olduğu iddia edilmektedir. Organik olarak modifiye edilmiş seramik (Ormocer) gibi restoratif rezin materyali, özellikle iyileştirilmiş estetiğe sahip bir

posterior dolgu materyali olarak kullanıldığında, gelişmiş fiziksel ve mekanik özelliklere sahip olduğu düşünülmektedir (39, 40).

İki ormoser bazlı dental restoratif materyal, Admira (Voco) ve Definite (Degussa), ilk olarak 1998'de diş hekimliği piyasasına sürülmüştür. Ormoser nano kompozitlerinin bir başka örneği Ceram-X'tir (Dentsply). Şimdiye kadar, ticari olarak temin edilebilen tüm kompozitler, metakrilatların serbest radikal polimerizasyonunda ortak bir temele sahiptir ve hatta ormoserler bile metakrilat işlevleriyle polimerize edilir (11).

2.1.3.5. Kendinden adezivli kompozit rezinler

Kendinden adezivli kompozit rezinler, adeziv ve kompozit teknolojisinin faydalarını birleştirerek, ek bir adeziv olmadan diş dokusuna bağlandıkları iddia edildiğinden restoratif tekniklere yeni ufuklar getirir. Bu materyaller, 4-metakriloksietil trimellitik asit, gliserol fosfat dimetakrilat monomerleri, 10-MDP monomeri gibi mine ve dentin yüzeylerini aşındırabilen veya hidroksi apatite kimyasal olarak bağlanabilen self-etch ve/veya self-adeziv monomerler içerirler (10). Vertise Flow ve Dyad Flow (Kerr Corporation) gibi kendinden adezivli rezin kompozitleri, tekniğe en duyarlı adımı olan adeziv uygulamasını ortadan kaldırarak kompozit restorasyon prosedürünü basitleştirmek amacıyla geliştirilmiştir (41).

Fiziksel özellikler, bağlanma dayanımı ve marjinal sızdırmazlık potansiyeli üzerine birkaç in vitro çalışma yayınlanmış olmasına rağmen, bu ürünler üzerinde devam eden klinik araştırma çalışmaları hala sınırlıdır. Bu laboratuvar çalışmaları, şimdiye kadar adeziv etkinliği ve mekanik özellikler hakkında hala birçok tartışma olduğunu ortaya koymuştur ve bazı çalışmalar, kendinden adezivli kompozitlerin dentin veya mine ile sınırlı etkileşim gösterdiğini bildirmiştir. Sonuç olarak, kendinden adezivli kompozitler için daha çok araştırma ve klinik değerlendirmelere ihtiyaç vardır (10).

2.1.3.6. Siloranlar

Eick ve arkadaşları (42) tarafından, esas olarak epoksi monomerler (oksiranlar) ile kombinasyon halinde katyonik halka açıcı spiro-ortokarbonatlara odaklanan farklı bir kimyasal yaklaşım yapılmıştır. Son yıllarda, düşük büzülme gösteren ve ağız koşullarında dayanıklı, yüksek oranda reaktif, biyouyumlu bir kompozit ile yeni bir katyonik halka açma monomer sistemi geliştirilmiştir. Bunu başarmak için, kimyasal yapı omurgaları, siloksanlar ve oksiranların kombinasyonundan türetilen siloranlar geliştirilmiştir. Polimerize siloran ağı,

düşük büzülme ve düşük polimerizasyon stresi ($<1\%$) ve azaltılmış kaspal sapma anlamına gelen sikloalifatik oksiran kısımlarının katyonik halka açma polimerizasyonu ile üretilir. Siloksan, su emilimini ve çözünürlüğü en aza indiren, kompozitin renklenmeye karşı hassasiyetini azaltan ve parlaklığını koruyan hidrofobik bileşen sağlamıştır (11). Ancak, yetersiz biyouyumlulukları ve epoksi rezinlerin sertleşmesindeki yavaşlık bu monomerlerin gelişimini engellemiştir. Bis-GMA ve TEGDMA rezinlerin epoksi rezinlerin yerine kullanılmasının, spiro ortokarbonat monomerlerinin büzülme azaltma etkisini çok az indirgediğinin görülmesi bu materyallere yönelik çalışmaları durma noktasına getirmiştir (8). Filtek siloran (bazen Filtek P90 olarak adlandırılır, farklı ülkelerde farklı isimlerle piyasaya sürülür) dental piyasada ticari olarak bulunabilen tek üründü. Bu kompozitin hidrofobik yapısından dolayı özel bir adeziv sistem eşlik etmektedir. Bu kompozit, sınırlı renk tonu ve daha düşük radyoopasite ve yarı saydamlık aralığı nedeniyle genellikle posterior dişleri restore etmek için kullanılır. Siloranın hidrofobik özellikleri, bu restorasyonda Streptokok bakterilerinin birikmesine izin vermeyebilir. Nano-hidroksiapatit kristalleri ile birleştirilen deneysel bir siloran kompoziti, nispeten eğilme mukavemeti ve kırılma tokluğu gibi yüksek mekanik özellikler göstermiş, ancak dimetakrilat bazlı restoratif kompozitlere kıyasla daha düşük basınç mukavemeti ve mikrosertlik göstermiştir (11).

2.1.3.7. Kompomerler (poliasit modifiye kompozit rezinler)

Kompomerler, kompozitler ve cam iyonomer simanların (polialkenoat asit ve cam bileşenleri) bir kombinasyonunu temsil eden poliasit ile modifiye edilmiş rezin kompozitlerini ifade eder. Kullanım kolaylığı ve florür salınımı kabul görmelerini sağlamıştır. Bununla birlikte, kırılma mukavemeti, düşük mukavemet, uzun polimerizasyon süresi ve su hassasiyeti gibi uygulamalarını sınırlayan çeşitli sorunlarla da karşılaşmıştır. Kompomerlerin büzülmesi, akışkan kompozit ile benzer veya biraz daha azdır (örneğin, kompomer sistemleri için toplam büzülme gerilimi $2,59\%$ ile $3,34\%$ arasında değişirken, akışkan kompozit rezin $3,50\%$ 'lik bir değer göstermiştir), bu nedenle genellikle kaide ve astar olarak kompomerler kullanılır. Kompomerler, baskın sertleşme reaksiyonunun fotopolimerizasyon olduğu çift ayarlı sertleşme mekanizmasına sahiptir, ancak asit-alkali reaksiyonu, materyal in vivo olarak suyu emdikten sonra da önemli bir rol oynar (43). Kompomerler, marjinal renk değişikliği, anatomik form, sekonder çürük ve benzeri gibi değerlendirme kategorileri altında süt dişlerinin Sınıf II restorasyonlarında 24 aylık klinik değerlendirmeden sonra kabul edilebilir klinik performans göstermiştir (10).

2.1.3.8. İnfiltrasyon Rezinleri

Son zamanlarda, infiltrasyon rezinleri adı verilen düşük viskoziteli ışıkla sertleşen ve kapiler etki ile yüzey altı çürük lezyonlarına sızabilen bir rezin infiltrasyon tekniği tanıtılmıştır (10). İnfiltrasyon rezinlerinin “çürük benzeri lezyon”, “beyaz nokta lezyonu” veya “mine demineralizasyonu” gibi kavitesiz çürük lezyonlarının tedavisi için umut verici bir yaklaşım olduğu iddia edilmiştir. Rezin infiltrasyon tekniği, lezyon yüzeyinin hidroklorik asit erozyonuna ve düşük viskoziteli bir rezinin hipokalsifiye veya demineralize minenin inter kristal boşluklarına infiltrasyonuna dayanır ve bu, gözenekli minenin kırılma indisini değiştirir, dolayısıyla bu tür rezin daha az doldurucu içererek daha düşük bir aşınma direncine yol açar (10, 44).

Çalışmalar, çürük lezyonlarının infiltrasyon rezinleri ile tedavisinin, daha fazla demineralizasyonu engelleyebileceğini ve çürük lezyonunun ilerlemesini önleyebileceğini göstermiştir (10, 45). İnfiltrasyon rezinlerinin interproksimal çürük lezyonlarına uygulanmasının da interproksimal çürükler için yeni bir tedavi seçeneği olduğu gösterilmiştir. Bunlara rağmen, bu tekniğin klinik önerisi için kanıtlar yeterli değildir ve daha fazla randomize kontrollü çalışma yapılmalıdır (10).

2.1.3.9. Kendi kendini iyileştirebilen kompozit rezinler (Self-healing)

Çatlak onarım materyali ilk olarak Illinois Üniversitesi’ndeki araştırmacılar tarafından sentezlenmiştir ve bu kendi kendini onarabilme durumu biyomateryaller için en çok istenen özelliklerden biri olmuştur. Bu ilerleme, diş hekimliği alanında da yeni akıllı materyal geliştirmeye yönelik çalışmalarla sonuçlanmıştır (46, 47).

Kendi kendini iyileştiren materyaller, hasar meydana geldikten sonra mekanik bütünlüğü geri kazanma yeteneğine sahiptir. Mekanik bütünlük her zaman tam olarak kazanılsa bile klinik ömrü uzatmaktadır. Kendi kendini iyileştiren materyaller, içsel veya dışsal olarak sınıflandırılır. İçsel kendini iyileştiren materyallerde, iyileşme moleküler düzeyde gerçekleşir ve reaktifler birbirinden uzakta nanometre mesafeye geldiğinde bağ oluşturan reaksiyonlar başlar, bu da büyük boşlukların iyileşmesini zorlaştırır. Dışsal kendi kendini iyileştiren materyaller genellikle onarıcı materyal yüklü polimerik kapsüllere dayanır. Bu durumda, polimerize edilebilir bir çözelti kapsülün ve örneğin matris içindeki bir çatlakın yayılmasıyla kapsüller fiziksel olarak hasar gördüğünde reaktanlar salınır.

Monomer ile temastan uzak tutulan aktif bir katalizör de kapsülün yırtılmasıyla serbest bırakılır ve polimerin çapraz bağlanmasından sorumludur (48).

Mikrokapsül yaklaşımını kullanarak kendi kendini iyileştiren dental kompozitleri geliştirmeye yönelik ilk girişimler, önemli bir kırılma tokluğu göstermiş ancak biyouyumlulukla ilgili endişelerle sonuçlanmıştır (48, 49). Günümüzde hala biyouyumlu kendi kendini onarabilen bir dental kompozit geliştirilmeye devam edilmektedir.

2.1.3.10. Antibakteriyel kompozit rezinler

Antibakteriyel özellik gösteren kompozit rezinler, rezin matris yapısına çözünebilir antibakteriyel ajanlar ilavesi ile ya da bu ajanların, rezin matrisin içinde sabit kalmasının sağlanması ile elde edilmektedir. Antibakteriyel ajan ilavesinde kullanılan ek materyal klorheksidindir. Restoratif materyalden salınarak etkinlik göstermektedir. İkinci yöntemdeki rezin materyallere antibakteriyel aktivite sağlamak için yeni bir monomer olan 12-methacryloyloxydodecyl-pyridinium bromide (MDPB) geliştirilmiştir. Matris içinde sabit kalan bu monomerin restorasyon dışına salınımı yoktur ancak bakteri üremesini ve bakteriyel plak birikimini önleyici etki göstermektedir (8, 50).

2.1.3.11. Fiberle güçlendirilmiş kompozitler

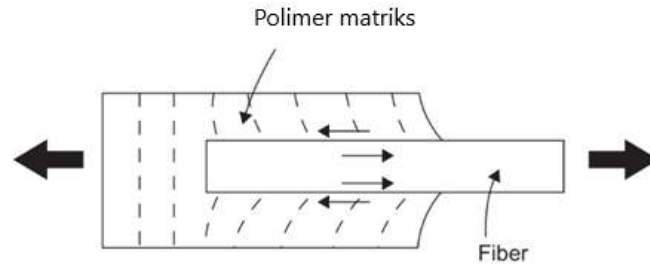
Fiberle güçlendirilmiş kompozitler/ Fiber Reinforced Composite (FRC), diş hekimliğinde ilk olarak 1960'ların başında protez kaidelerini güçlendirmek için metalik olmayan yeni bir dental biyomateryal grubu olarak test edilmiştir (51). Ancak araştırmalardaki atılımlar 1990'ların başında gerçekleşmiştir (52)(53).

Yüksek en-boy oranlı fiber dolgu materyalleri eski zamanlardan beri tuğlaları ve binaları güçlendirmek için kullanılmıştır. Modern FRC'ler, özellikle ağırlıkla ilgili olarak yüksek statik ve dinamik mukavemet ve kırılma tokluğunun istenen özellikler olduğu hava sahası endüstrisi, spor endüstrisi ve otomobil endüstrisi gibi çeşitli uygulamalara sahiptir. Dişler ve tıbbi cihazlar fiziksel aktivite sırasında çiğneme sistemi veya vücut ağırlığı tarafından tekrarlanan yükleme döngülerine tabi tutulur. FRC'ler özellikle stres yönüne karşı en yüksek desteğe sahip olacak şekilde tasarlanmıştır. Bu yüzden, mekanik özellikleri açısından genellikle anizotropik bir materyali temsil ederler (54).

Lifli materyaller, tipik olarak lifler yönünde yapıya yüksek gerilme mukavemeti sağlar. Ayrıca, optik, yüzey, kimyasal ve fiziksel, termal ve polimerizasyon büzülmesi gibi

klirik olarak 6nemli diğer bazı 6zellikler, FRC'deki liflerin y6n6 ve hizalanması ile ilgilidir. FRC'ler diş ve tıbbi ihtiyaçlar için tercih edilen bir materyal grubudur (55)(56). FRC'lerin yeni tip bir rezin sistemi ile geliştirilmesi, çeşitli uygulamalarda kullanılmasını sağlamıştır; hareketli protezlerde, sabit protezlerde, restoratif diş hekimliğinde, periodontoloji, ortodonti ve kırık porselen tamirinde kullanılmaktadır (57). FRC'lerin en son uygulaması dental restoratif materyallerdedir. Mevcut FRC materyallerinin eleştirel bir değerlendirmesi ve doğru hasta seçimi, materyalin başarılı bir şekilde kullanılmasını sağlamak için çok 6nemlidir (57).

Fiberle g6lendirilmiş kompozit materyaller, aralarında farklı aray6zler olan bir matrise g6m6l6 veya bir matrise bağlanmış y6ksek mukavemetli ve mod6ll6 liflerden oluşur. Bu formda hem lifler hem de matris, fiziksel ve kimyasal kimliklerini korurlar ve bileşenlerden herhangi birinin tek başına hareket etmesiyle elde edilemeyen 6zelliklerin bir kombinasyonunu 6retirler. Genel olarak, lifler başlıca y6k taşıyan elemanlardır, çevreleyen matris ise onları istenen konumda ve y6nde tutar, aralarında bir y6k transfer ortamı g6revi g6r6r ve y6ksek sıcaklıklar ve nem gibi çevresel zararlardan korur. Bu nedenle, lifler matris için takviye sağlasa da matris fiber takviyeli bir kompozit materyalde birçok faydalı fonksiyona hizmet eder (58).



şekil 2. Fibere kuvvet uygulandığında y6kleri aktaran, fiber ve polimer matris arasındaki destekli adeziv aray6z (59)

Kısa fiberle g6lendirilmiş kompozitlerin (SFRC) atlak yayılmasını durdurabileceği ve kompozit rezinin kırılma direncinde artış sağlayabileceği g6r6lm6řt6r (60, 61). Kısa lifler, materyalin çatlak ilerlemesine direncini arttırdığı gibi, çatlağın kararsız bir şekilde yayıldığı çatlak ucundaki stres yoğunluğunu da azaltmıştır. Sonuç olarak, artan bir kırılma tokluğu beklenebilir. 6zellikle dentin yerine geçen bir SFRC kor materyalinden ve mine yerine geçen bir geleneksel kompozit kaplamadan yapılan biyomimetik veya iki tabakalı restorasyonlar için, SFRC 'nin daha fazla dentin benzeri kırılma tokluğuna sahip

olması durumunda daha doğal bir kırılma davranışı ve daha az katastrofik başarısızlık gözlenmiştir (62). Kısa fiber güçlendirilmiş kompozit özellikle vital ve devital dişlerin geniş kavitelerinde yüksek stres taşıyan alanlarda kor materyali olarak kullanılmaktadır. Bu nedenle SFRC, aşağıda belirtilen direkt ve indirekt biyomimetik kompozit restorasyonlar için kullanılabilir:

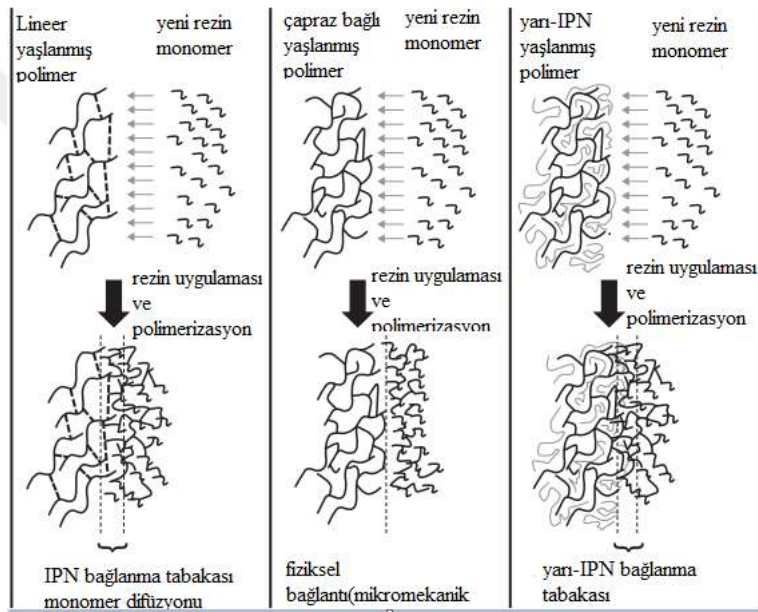
1. Kor oluşumları, post ve kor restorasyonları ve endokronlar dahil olmak üzere madde kaybı çok olan dişlerin restorasyonu
2. Orta ila büyük Sınıf I ve II restorasyonlar
3. İnley, onley ve overlay restorasyonlar
4. Kron build up
5. FRC- Rezin içerikli dental protezler (59)

Son zamanlarda kullanılan en yaygın fiberler cam fiberler, karbon fiberler, aramit fiberler ve doğal fiberlerdir, bunların yanında naylon ve polyester fiberleri de yer almaktadır. Tüm bu fiber takviyeler ideal olarak daha az yoğundur ve bu nedenle matrise daha yüksek bir mukavemet ve sertlik sağlar. Bununla birlikte, kompozitlerin mükemmel mukavemet/sertlik-ağırlık oranı, düşük fiber yoğunluklarına bağlanmaktadır. Ayrıca, tüm fiberler, cam fiberlerden çok daha sert ve daha hafif olan karbon fiberleriyle birlikte, kırılmaya karşı yarı elastik davranır. Bu da birçok yüksek performanslı uygulama için artan tercihlerini açıklamaktadır (63).

SFRC'nin aşınma ve yüzey pürüzlülüğü ile ilgili sınırlamalarının üstesinden gelmek için aşınmaya dirençli bir geleneksel kompozitle kapatılması yaklaşımı benimsenmiştir (64). Fiberle güçlendirilmiş bulk fill kompozitler, fiberlerin geleneksel bir rezin kompoziti tarafından örtülmesi gerektiğinden, oklüzal veya interproksimal gibi açık temas alanlarına yerleştirilemez (65). SFRC'yi arka dişler için direk kompozit restorasyonların altında kor olarak kullanmak (66), kapsamlı protetik tedavi uygulamasını ortadan kaldırabilecek ekonomik ve pratik bir önlem olarak düşünülebilir (67).

Kor materyali olarak kullanılan FRC direkt restorasyonlarda, rezin kompozitin FRC alt tabakasına bağlantısı, serbest radikal polimerizasyona dayanır. Ayrıca, üst kaplama kompozitinin, postun ve kor materyalinin onarımı gibi indirekt restorasyonlarda, FRC substratı ile bağlanma mekanizması ya mikromekanik kilitlemeye ya da açıkta kalan cam fiberlerin silanizasyonuna dayanmaktadır (68). Polimer matris yarı iç içe geçmiş polimer ağı

(yarı-IPN) ise, tamir sırasında bağlanma olasılıkları iyileşir ve bunun nedeni, yalnızca yarı-IPN'ler için mümkün olan ikincil IPN bağlanmasıdır. Bu tip bağlanmanın prensibi, yarı-IPN yapısının lineer fazının (polimetilmetakrilat), kendisine yakın çözünürlük parametrelerine sahip monomerler ile çözülebilmesiyle ilişkilidir. Bunların örnekleri, yüksek moleküler ağırlıklı dimetakrilatlarla kombinasyon halinde hidroksietilmetakrilat (HEMA) veya metilmetakrilat içeren monomer çözeltileridir. Yeni rezin şişer ve "eski" çapraz bağlı olmayan (doğrusal) polimer matrisin içine yayılır. Yeni uygulanan materyalin polimerizasyonunda, ikincil IPN adı verilen bir bağ oluşur. İkincil IPN mekanizması, yarı-IPN substratının çözünmesi yoluyla gerçekleşir (69).



Şekil 3. Çapraz bağlı olmayan, çapraz bağlı ve yarı-IPN polimerleri ile yeni rezin sisteminin monomerleri arasındaki bağlanma mekanizmaları (59)

2.1.3.12. Bulk Fill Kompozitler

Kompozitlerin tek tabaka halinde yerleştirilmesi 2 ana nedenden dolayı uzun zamandır kontrendikedir. Bunlar:

1. Kompozit tabaka alt kısmında uygun polimerizasyon derecesini sağlamak için geleneksel materyallerin 2 mm'den daha kalın olmayan tabakalarla yerleştirilmesi gerekir. Bu durum ışık erişiminin genellikle tehlikeye girdiği büyük bir sınıf II restorasyonun bir proksimal kavitesinin tabanında kritiktir.

2. Özellikle sınıf I ve sınıf V restorasyonlar için, kavite konfigürasyon faktörü (C-faktörü, bir kavitedeki bağlı yüzey alanının bağlı olmayan yüzeylere oranı) yüksektir ve bu, genel olarak stresteki artışla ilişkilendirilmiştir (37).

Son yıllarda üreticiler "bulk fill" materyalleri üreterek, bahsedilen 2 ana dezavantajın üstesinden gelmek ve aşağıdaki seçenekler dahil olmak üzere restorasyonların kütleli olarak yerleştirilmesini sağlamak için materyallerde değişiklikler yapmışlardır:

1. Düşük doldurucu içeriğine sahip akışkan materyallerin kullanılması;
2. Işık iletimini artırmak için doldurucu tipinde değişiklikler;
3. Daha etkili başlatıcıların kullanılması; ve
4. Polimerizasyon stresini azaltmaya yönelik monomer sisteminde değişiklikler (37).

Bulk-fill kompozitlerin en büyük avantajı 4-6 mm kalınlıkta, kütleli şekilde yerleştirilebilmeleri ve düşük polimerizasyon büzülmesi göstermeleridir. Bulk fill materyaller, daha fazla yarı saydamlık (artırılmış translusensi) sunduğu için rezin boyunca daha fazla ışık dağılımına izin vererek; polimerizasyon derinliğini artırır (70). Reaktif fotobaslatıcıları ve polimerizasyon reaksiyonunun modülatörleri olarak hareket eden ve düşük polimerizasyon büzülmesi sağlayan monomerleri içermektedirler (71). Bulk fill kompozitlerin artan popülaritesi, basitleştirilmiş ve tekniğe daha az duyarlı, daha hızlı uygulama prosedürlerine bağlanabilir (72).

Bulk-fill kompozit rezinlerde; translusensiyi artırmak için doldurucu boyutu artırılmış veya doldurucu oranı azaltılmıştır. Bu durum ışığın saçılmasını azaltarak daha derinlere etki etmesini sağlamaktadır. Ayrıca içeriklerindeki inorganik dolduruculardan; baryum alüminyum silikat cam, zirkonyum silika partikülleri ve yiterbiyum triflorid sayesinde translusentlikleri artırarak kompozitin alt kısımlarına kadar polimerizasyon etkili bir şekilde sağlanmaktadır. Organik fazında ise yeni stres giderici monomerlerin, üçüncü bir reaktif alan içeren metakrilat monomerlerinin ve yüksek moleküler ağırlıkta monomerlerin dahil edilmesi gibi stratejiler izlenmiştir (73).

Üreticilerin polimerizasyon derinliğini artırmak için farklı stratejiler izledikleri görülmektedir. Bazı üreticiler doldurucu miktarını azaltmış (Filtek Bulk Fill, Venus Bulk Fill) ve bazıları doldurucu boyutunu artırmıştır (X-tra base, X-tra fil, SDR, SonicFill). Sonuç olarak, doldurucular ve organik matris arasındaki spesifik yüzey alanı düşürülür, böylece

ışık saçılımı azalır. Tetric EvoCeram Bulk Fill'de, kamforokinon (CQ)'dan daha etkili olduğu düşünülen ek bir foto-başlatıcı (Ivocerin) eklenerek polimerizasyon derinliğini arttırmanın farklı bir yolu izlenmiştir (74). Bu germanyum bazlı foto başlatıcı sistem geleneksel ve bulk fill kompozit rezinlerin çoğunda fotobaşlatıcı görevi gören CQ'ya (450–490 nm) kıyasla daha düşük dalga boylarında (380 ve 450 nm arasında) hassastır (73) ve görünür ışığın daha yüksek absorpsiyonundan dolayı CQ'dan daha yüksek bir foto-başlatıcı sistem aktivitesine sahip olduğu rapor edilmiştir (37, 75). Bulk fill kompozit rezinlerin polimerizasyonu sadece ışık cihazının rezin kompozit materyale olan mesafesine veya ışık cihazının gücüne bağlı değildir. Ayrıca doldurucuların ve matrisin kimyasal bileşimine ve her iki bileşenin kırılma indeksindeki farklılıklara ek olarak, renk tonuna ve tabaka kalınlığına da bağlıdır (76).

Bir rezin kompozit materyalden iletilen ışığın miktarı, saçılan ve emilen ışığın miktarına bağlıdır. Dental rezin kompozitler heterojen materyallerden, rezin matriks ve dolduruculardan oluştuğundan, tek tek bileşenlerin kırılma indekslerindeki farklılıklar nedeniyle geçen ışık rezin matriks-doldurucu ara yüzeyinde saçılmaya uğrar. Dental rezin kompozitlerde ışık geçirgenliğinin, artan doldurucu içeriği ve düzensiz doldurucu şekli ile azaldığı gösterilmiştir (77). Bunun nedeni doldurucular ve rezin matriks arasındaki spesifik yüzeyin artmasıdır. Ayrıca, artan doldurucu boyutu (0.05–2 μm), rezin matriks-doldurucu arayüzünde spesifik yüzeyin azalması ile ışık saçılması olasılığını düşürür (78). Işık iletimi dolduruculara uygulanan işleme göre de değişir. Silan kaplı doldurucular polimerizasyon sırasında rezin-doldurucu ara yüzünde boşluk oluşumu nedeniyle ışık iletimini artırdığı, kaplanmamış dolguların ise ışık iletimini azalttığı gösterilmiştir. Ayrıca, polimerizasyon sırasında hacimsel büzülme optik yol uzunluğunu azaltır, bu da Lambert-Beer yasasına göre ışık geçirgenliğini arttırmaktadır (79). Çapraz bağlanma başladığında, polimer matrisinin yoğunluğu ve kırılma indeksi artar ve doldurucuların kırılma indeksine yaklaşır. Bu nedenle saçılma azalır ve polimerizasyon sırasında ışık geçirgenliği artar. Polimerizasyon derinliğini arttırmanın en iyi yolu, doldurucuların ve rezin matrisin kırılma indekslerini eşitleyerek materyallerin yarı saydamlığını arttırmak olabilir (76).

Bulk-fill restoratif materyalleri, viskozitelerine göre; yüksek viskoziteli (full body) veya düşük viskoziteli (base), polimerizasyon yöntemlerine göre; kendiliğinden polimerize olan, ışıkla polimerize olan veya dual-cure olarak kategorize edilebilir (80, 81).

Materyalin viskozitesi de polimerizasyon derecesi için önemli bir faktör olarak görülmektedir çünkü birçok araştırmada akışkan bulk fill kompozitlerin yüksek viskoziteli

bulk fill kompozitlerle karşılaştırıldığında daha yüksek polimerizasyon derinliği gösterdiği bildirilmiştir. Akışkan bulk fill kompozitler, inorganik doldurucularının bileşim yüzdesi, ağırlıkça %64-75, hacimce %38-61 arasında değişirken, yüksek viskoziteli bulk fill kompozitlerin çoğunda bu bileşen ağırlıkça %79–86, hacimce %61–81'e kadar artırılmıştır. Bu nedenle, akışkan materyaller, esas olarak TEGDMA ve UDMA gibi düşük moleküler ağırlıklı monomerlerden oluşan daha büyük miktarda organik matrise sahiptir. Resin kompozit bileşiminden yapılan bu modifikasyon, yüksek viskoziteli materyallerle karşılaştırıldığında akışkan bulk fill kompozitlerinin ışık kırılma indeksinde bir azalma sağlayabilir (73). Akışkan bulk fill kompozitler genellikle oklüzal tabakanın, daha güçlü ve aşınmaya daha dirençli olması beklenen daha yüksek doldurucu içeren bir kompozit ile kapatılmasını (cap) gerektirirler. Bunlara örnek SureFil SDR flow (Dentsply), Venus® Bulk Fill (Heraeus Kulzer), X-tra base® (VOCO), Filtek™ Bulk Fill (3M ESPE) ve everX Flow (GC) verilebilir (11, 41). Üreticiye göre SureFil SDR flow, düşük doldurucu içeriğine ek olarak, polimerizasyon büzülmesini azaltmaya yardımcı olan yüksek moleküler ağırlığa (849 g/mol) sahip yeni bir UDMA bazlı monomer içerir. Üreticinin "polimerizasyon modülatörü" olarak adlandırdığı monomerin yeni kısmı, bir oligomerik türün omurgasına gömülü fotoaktif gruplardan oluşur (41). Bu durum, materyal ışığa maruz kaldığında, fotoaktif grupların foto-klevaj geçirmesi, aynı zamanda stresi barındırmak için oligomer zincirini kırma ve materyalin polimerizasyonuna ve çapraz bağlanmasına daha fazla katkıda bulunabilecek radikaller üretmesiyle açıklanabilir. Böylece materyallerin polimerizasyon oranını veya dönüşüm derecesini düşürmeden polimerizasyon stresini azaltır (82) ve tabakalama tekniğini ortadan kaldırır. Akışkan olmayan doldurucu boyutu artırılan yüksek viskoziteli bulk fill materyaller arasında Tetric EvoCeram Bulk-Fill (Ivoclar Vivadent), Filtek Bulk-Fill (3M-ESPE), EverX Posterior (GC) ve SonicFill (Kerr) bulunur. Bunlar 'cap' gerektirmez. Genel olarak, in vitro testlerde posterior restorasyonlarda bulk-fill resin kompozitlerinin kullanımının, cusp deformasyonunu ve polimerizasyon stresini azalttığı ve kırılma direncini arttırdığı gösterilmiştir (83, 84). Bununla birlikte, akışkan bulk fill materyalleri, yüksek dolduruculu nano-hibrit kompozitler ve normal kıvamlı bulk fill kompozitler ile karşılaştırıldığında, yüksek oklüzal yük altında kullanımlarını kısıtlayabilen daha düşük mekanik özellikler üretir. Son klinik araştırmalar, akışkan ve konvansiyonel bulk fill materyallerin, geleneksel kompozitlerle karşılaştırıldığında benzer klinik performans sergilediğini göstermektedir (37, 41, 85)

2.2. Kor materyalleri

Koronal diş yapısının kaybını telafi etmek için ideal bir restoratif materyalin seçimi, madde kaybı fazla olan dişlerin restorasyonlarının başarısının anahtarı olarak kabul edilir. Bu tür dişleri güçlendirmeye yönelik geleneksel girişimler, pinlerden döküm restorasyonlara ve kron kaplama prosedürlerinden post yerleştirmeye kadar değişmektedir (86). Bunların çoğu, kalan minimal diş yapısını zayıflatarak kök ve/veya kron yapısının kırılma eğilimine sebep olmaktadır. Materyal bilimlerindeki ve minimal invaziv prosedürlerdeki gelişmelere rağmen, kompozit rezinlerin, yüksek kırılma dayanıklılıkları, düşük kırılma toklukları ve diş yapısında polimerizasyon büzülmesinden kaynaklı mikro çatlak oluşumu nedeniyle büyük restorasyonlar için veya yüksek stres taşıyan alanlarda yaygın olarak kullanılması önerilmemektedir (87). Bu yüzden, özellikle kor oluşumu için tasarlanmış, piyasada bulunan birçok rezin kompoziti olduğunu belirtmek gerekir. Bu materyaller, daha yüksek mukavemet ve daha kolay manipülasyon sağlamak için artırılmış içerik ve daha fazla doldurucu tipi ile formüle edilmiştir (88). Aşırı madde kaybı olan dişlerde dişleri güçlendirmek için kor olarak, endodontik tedavili dişlerde post-kor olarak veya kombinasyon halinde (endokron) kullanılabilirler (89).

Adeziv teknolojilerindeki ilerlemeler ile geliştirilmiş mukavemet, yük transfer özellikleri ve dayanıklılık, konservatif diş hekimliğini kor materyallerinin kullanımına yöneltmiştir (90). Kor materyali madde kaybı fazla olan dişlerde veya endodontik tedavi görmüş dişlerde üst restorasyon için artan direnç ve normal anatomik forma sahip bir abutment sağlar. Çiğneme kuvvetleri tarafından oluşturulan okluzal streslerin korunmasız tüberküllerin kırılmasına neden olabileceği posterior dişlerde, kırılmayı önlemek için kullanılırlar (91). İdeal kor materyali, çiğneme ve para-fonksiyonel kuvvetlere dayanmak için yeterli basınç ve çekme mukavemetleri sağlamalıdır (90). Sıklıkla kullanılan kor materyalleri amalgam, cam iyonomer simanlar ve kompozit rezinler olmasına rağmen hastaların estetik beklentisi ve gelişen teknoloji yeni materyal arayışlarına ve materyallerde yeni modifikasyonların geliştirilmesine imkân sunmuştur (92).

Kompozit rezin, kayıp diş yapısını güçlendirmek için kor oluşumunda sıklıkla kullanılan bir materyaldir. Kompozit rezinin tabakalı şekilde uygulanması sırasında derin kavitelerde tabakalar arasında boşluklar kalabilir veya rezin kompozit-diş arayüzünde polimerizasyon büzülmesi meydana gelebilir. Bu durum, mikrosızıntıya, marjinal renklenmeye ve sekonder çürüklere yol açabilir (93). Bu sorunların üstesinden gelmek için

bulk fill rezin kompozitleri tanıtılmıştır. Bulk fill kompozitlerin 4-5 mm kalınlığa kadar tek tabakada yerleştirilerek polimerize edilebileceği ve işlem süresinden tasarruf edilebileceği iddia edilmiştir (94).

Kor materyali olarak kullanılan bulk fill materyaller arasında, akışkan bulk fill kompozitler, dual-cure core build-up materyaller ve fiberle güçlendirilmiş bulk fill kompozitler de yer almaktadır.

2.3. Kompozit Restorasyonların Başarısı

Günlük klinik uygulamada, kompozit restorasyonların başarılı olup olmaması önemli bir endişe kaynağıdır. Başarılı ve uzun ömürlü bir kompozit restorasyonun yerleştirilmesi için birçok adım atılır. Bir restorasyon başarısız olduğunda, başarısızlığın nedenini anlamak, gelecekte benzer bir sorunun oluşmasını önlemede önemli bir adımdır (95). Başlıca başarısızlık nedenleri olarak sekonder çürükler, restorasyon kırıkları, marjinal uyumda bozulma, aşınma ve postoperatif hassasiyet örnek verilebilir (96).

Genel olarak, başarısız restorasyonların yönetimine ilişkin dört yaklaşım vardır, bunlar aşağıdaki gibidir (97) :

- Tedavi yok (gözlem), sadece minör eksiklik durumlarında, örneğin, uyumsuz renk, renklenme veya uyumsuz kenarlar mevcutsa ve tedavi edilmediğinde hiçbir klinik dezavantaj oluşturmuyorsa uygulanır.
- Polisaj, eksikliklerin dişe zarar vermeden düzeltilebileceği durumlarda uygulanır, örneğin taşkınlıkların düzeltilmesi, yüzeyin yeniden şekillendirilmesi, renk değişikliklerinin giderilmesi, yüzeyin pürüzsüzleştirilmesi veya parlatılması, gözeneklerin ve küçük boşlukların kapatılması gibi.
- Tamir, klinik olarak tatmin edici olmayan ve restorasyona müdahale gerektiren lokalize eksiklikler durumunda uygulanır. Restorasyonun eksikliklerinin tamamlanması işlemidir.
- Yenisiyle değiştirme, generalize veya ciddi problemler varlığında büyük bir müdahale gerekliyse ve tamir edilemiyorsa uygulanır. Genellikle tamire göre daha fazla diş yapısı kaybına sebep olmaktadır (98).

Başarısız restorasyonlar genellikle değiştirilir; bununla birlikte, değiştirme prosedürleri sağlam diştten aşırı madde kaybına, sağlam diş yapısının zayıflamasına ve bazen de pulpanın açığa çıkmasına neden olabilir. Bu komplikasyonları önlemek için

restorasyonları değiştirmek yerine tamiri tercih edilir. Tamir, diş yapısını korumaya ve restorasyonun ömrünü uzatmaya yardımcı olan minimal invaziv bir yöntemdir. Rezin kompozit restorasyonların tamiri, daha uygun maliyetli olduğundan ve hem dişin hem de restorasyonun ömrünü önemli ölçüde artırdığından, genellikle total replasman yerine tercih edilir (95).

2.4. Restorasyon tamiri

Modern diş hekimliğinde en önemli kurallardan biri minimal invaziv yaklaşımdır. Diş hekimleri, sağlam diş dokularına gereksiz zarar vermekten kaçınmaya ve kavite preperasyonunu kesinlikle gerekli olanla sınırlamaya yönlendirilir. Buna rağmen, onarım prosedürlerinin yarısından fazlası hala kusurlu restorasyonların tamamen değiştirilmesinden oluşur, bunun sonucunda sağlıklı dişten daha fazla kayıp yapılmaktadır(99, 100). Farklı klinik çalışmalar, rezin kompozitlerin tamirinin, tamamen yenilenmesi yerine güvenilir bir alternatif olduğunu (101, 102) ve restorasyonların ömrünü etkin bir şekilde iyileştirdiğini göstermiştir (99). Öte yandan, yaşlanmış veya kontamine rezin kompozitlerine adezyonda öngörülemeyen sonuçlar göz önüne alındığında, son yirmi yılda tamir sürecini anlamak ve iyileştirmek için büyük çabalar sarf edilmiştir (103).

2.4.1. Tamirde kriterler

Restorasyonlarda oluşun lokalize kusurların giderilmesi için yapılan planlama restorasyonun yenilenmesi yerine tamiri ynndeysel, karşımıza göz önünde bulunduracağımız birçok faktör çıkmaktadır. Hastanın rk riski, restore edilecek dişin klinik durumu ve prognozu ve tedavi maliyeti değerlendirmeleri en kritik ve sık yapılanlardır. Ancak genel baktığımızda, restorasyon tamir kriterleri diş merkezli ve hasta merkezli olarak sınıflandırılabilir (98, 104, 105).

2.4.1.1. Diş merkezli kriterler

Dişe özgü kriterleri değerlendirmek için, uygun klinik muayene tekniklerinin seçilmesi esastır. Örneğin, görsel muayene için büyütme araçları ve uygun radyografik görüntüler, klinik incelemenin duyarlılığını ve özgüllüğünü arttırmada çok önemlidir (98).

2.4.1.2.Hasta merkezli kriterler

Diş hekimi tarafından işlem konusunda bilgilendirilmiş, oral hijyen bakımından üstün ve tamir edilen restorasyonların düzenli olarak takip edilebildiği hastalar, tamir prosedürleri için ideal adaylardır. Tamir prosedürleri için uygun diğer hasta grubu, kapsamlı tedavi ile iş birliği yapma yeteneği sınırlı olan ve zorlu bir tıbbi geçmişe sahip hastalardır. Bu tür hastalarda klinik müdahale zaman ve karmaşıklık açısından azaltılmalıdır. Restorasyon düzeltme ve tamir işlemleri, genellikle lokal anestezi uygulanmasına gerek kalmadan gerçekleştirilebildiğinden, zorlu tıbbi geçmişleri ve/veya dental anksiyetesi olan hastalar için özellikle avantajlıdır (104, 106).

Kanıtlar sınırlı olsa da dental restorasyonların başarısında hasta tipi ve ağız ortamının önemli bir rol oynadığı düşünülmektedir. Hastaların çürük riskinin restorasyonların ömrünü önemli ölçüde etkilediği gösterilmiştir. Bazı çalışmalar çürük riskini araştırmış ve çürük riski yüksek olan hastalarda yapılan restorasyonların başarısızlık riskinin arttığı sonucuna ulaşmıştır (107). Çürük riski, tedaviyi yapan diş hekimi tarafından diş geçmişine ve beklenen yeni lezyon riskine dayalı olarak belirlenen bir çalışmada; yüksek çürük risk grubundaki restorasyonlar, düşük riskli hastalara kıyasla iki kattan daha fazla başarısızlık oranına sahip olmuştur (108). Çürük risk değerlendirmesi kullanan başka bir çalışma da yüksek çürük riski olan hastalarda posterior kompozit restorasyonların başarısızlık riskinin arttığını gösterilmiştir (109).

Yaş, çürük, eksik ve dolgulu diş indeksi ve sosyoekonomik durum, basit değişkenler olsa da örneğin çürük riski ve parafonksiyonel alışkanlıklar gibi kriterler, çeşitli belirti ve semptomları içeren karmaşık süreçlerdir ve en doğru tedavi yöntemini seçme işlemini zorlaştırmaktadır (110).

2.4.2. Restorasyon tamirinde endike ve kontrendike olan durumlar

Endikasyonlar

- Sekonder çürükler
- Kenar uyumunda bozulma ve kenar renklenmesi
- Yüzeysel renk değişiklikleri
- Kütleli kırık
- Diş yapısında kırık
- Restorasyonda aşınma (104, 106, 111, 112)

Kontrendikasyonlar

- Kontrol randevusuna gelmeyen uyumsuz hastalar
- Hastaların tamir uygulamasını kabul etmemesi,
- Hastaların diş hekimi kontrolüne düzenli olarak gitmemesi,
- Yüksek çürük riski taşıyan hastalar,
- Eski restorasyonun altında bulunan çürüğün, restorasyonun yarısından fazlasını etkilemesi,
- Daha önce uygulanmış tamir işleminin başarısız olması olarak genellenebilir.

Bu tür durumlarda tamir yerine, restorasyon yenilenmesi tercih edilebilir (104, 106, 111, 112)

2.4.3. Restorasyonun tamirinin yenisiyle değiştirmeye göre avantajları:

Bir restorasyondaki başarısızlığın belirlenmesi ve karar verme, görsel, dokunsal ve radyografik muayene ile sınırlıdır. Bu yüzden, restore edilmiş diş için bir risk değerlendirmesi yapılmalıdır ve uygulanacak olan plan, tekrarlayan çürük, yapısal bozulma, kötü sonuçlanacak olan başarısızlık ve pulpa canlılığının kaybının değerlendirilmesini içermelidir. Bir restorasyonda bir veya daha fazla hatanın tanımlanması, restorasyonun geri dönüşü olmayan hasara uğradığı ve değiştirilmesi gerektiği anlamına gelmez (106, 113).

Restorasyonların değiştirilmesi, genel diş hekimlerinin yaptıkları işin yaklaşık yarısını oluşturmaktadır (105). Özellikle küçük kusurlar sergileyen başarısız restorasyonların yönetimine yönelik bu yaklaşım, restorasyonların büyük bölümlerinin klinik ve radyografik olarak hatasız olduğu durumlarda aşırı tedavi olarak kabul edilebilir (104, 114).

Minimal invaziv tedavi, özellikle kusurlar lokalize ve erişilebilir ise kusurların tamirini veya kusurlar yüzeysel ise restorasyonun polisajlanarak düzeltilmesini içerebilir (106, 113). Pek çok restorasyon son aşama olarak yenilenmeyi gerektirse bile restorasyonun tamiri yeterli klinik memnuniyeti sağlayarak restorasyonun ömrünü uzatır. Tamir uygulaması dişin canlılığını devam ettirme avantajından dolayı, hasta için daha az travmatik ve daha stressizdir (105, 115).

Restorasyonlardaki lokalize kusurların yönetimine yönelik bu tür yaklaşımların ana avantajları şu şekilde sıralanabilir (104, 106) :

- Kalan sağlam diş dokusunun korunması
- Pulpa üzerinde oluşabilecek zararlı etkilerin azaltılması
- Küçük tamirlerde lokal anesteziye olan ihtiyacın azaltılması
- Tedavi sürelerinde azalma
- Komşu dişlerde azaltılmış iyatrojenik hasar riski
- Restorasyonun artan ömrü
- Hasta için azaltılmış maliyetler
- Hasta kabulünün kolay olması
- Restorasyonun dayanıklılığının artırılmasıdır (98, 106)

2.5. Kompozit Rezinlerin Tamirinde Kullanılan Yüzey Hazırlama Yöntemleri

Başarılı restorasyon tamirleri için mevcut restorasyona güçlü bir bağlantı sağlamak önemli bir faktördür. Eski restorasyona uygulanacak olan adeziv sistem ve tamir materyali seçimi kadar uygulanacak olan ön yüzey işlemi de önemlidir (96). Bu amaçla, fiziksel, fiziko-kimyasal veya kimyasal bağlanma ilkelerine uygun çeşitli yüzey hazırlama yöntemleri geliştirilmiştir (116–118).

Tamir edilecek restorasyon yüzeyine makromekanik, mikromekanik ve kimyasal olmak üzere çeşitli ön yüzey işlemleri uygulanır. Tamir kompozitinin frezle aşındırma, asitle aşındırma, lazer uygulama ve air abrazyon gibi yöntemlerle pürüzlendirilmesi mekanik bağlantıyı arttırırken, tamir kompozitine adeziv rezin ve silan gibi ajanların uygulanması kimyasal bağlanmaya katkıda bulunur. Hem mekanik hem de kimyasal bağlanmayı arttırmak için tribokimyasal kaplama (silika kaplı silan kumlama) da kullanılmaktadır (119, 120).

FDI Dünya Diş Hekimliği Federasyonu, 2019 yılında restorasyonların tamirine ilişkin bir politika beyanı kabul etmiştir (121):

1. Yüzey hazırlığı: Tamir edilecek her türlü restorasyon yüzeyinin önce pomza veya cila pastası ile temizlenmesi gerekir. Yüzeydeki düzensiz/kırık alanlar ince taneli elmas frezlerle düzeltilmelidir.

2. Fiziksel ön yüzey işlemi: kompozit rezin, amalgam, zirkonya ve metal-seramik restorasyonlara, başlangıçta air abrazyon ile fiziksel ön yüzey işleminin uygulanmasını gerektirir. Cam seramik veneerler, mikromekanik bağlantı elde etmek için hidroflorik asit ile aşındırılabilir.

3. Kimyasal ön yüzey işlemleri: Bir sonraki adım, hibrit kompozit rezinler ve silikat seramikler için silan adeziv ajanları veya zirkonya için 10-MDP-primerler kullanılarak substratların kimyasal yüzey hazırlığıdır. Bunu adeziv rezin uygulaması ve fotopolimerizasyonu takip eder. Açıkta kalan metal yüzeylerin olduğu durumlarda yüzeyin silika kaplı partiküller (cojet) ile tribokimyasal silikatizasyonunu takiben silan ve adeziv ajan uygulaması önerilir.

4. Kompozit rezin daha sonra fiziko-kimyasal olarak hazırlanmış yüzeylere tamir materyali olarak uygulanır ve daha sonra polimerize edilir.

5. Son olarak tamir edilen alana bitirme ve polisaj işlemleri yapılır.

6. Tamir edilecek restorasyon dış dokusu içeriyorsa, dış yüzeyi fosforik asitle pürüzlendirilmeden önce ve restorasyon yüzeyi uygun fiziksel hazırlama yöntemi ile tedavi edilmelidir. Çoklu uygulamalar için sıralama, restorasyonun silan veya 10-MDP/multipl primerler ile kimyasal yüzey hazırlığı ve restorasyonun ve dış yüzeyinin bir adeziv rezin ile kimyasal yüzey hazırlığı şeklinde olmalıdır.

Günümüze kadar birçok çalışma yapılmış olmasına rağmen, restorasyon tamirleriyle ilgili uzun vadeli randomize kontrollü çalışmalar hala eksiktir. Çok sayıda in vitro çalışmaya dayalı olarak, lokalize kusurlu restorasyonların tamirinde “temel tedavi adımları” ile ilgili klinik prosedürleri öneren çok çeşitli protokoller yayınlanmıştır (122). Bu kriterlere göre, lokalize kusurlu kompozit restorasyonların tamirinde aşağıdaki tedavi adımları uygulanmalıdır (123): Elmas frezler kullanılarak yüzey hazırlığı, air abrazyon veya silika kaplama, bir silan adeziv ajanının veya üniversal astar uygulanması ve bir adeziv materyalin uygulanması (121, 122).

2.5.1 Yüzey hazırlığı

Tamir edilecek restorasyon yüzeyinin öncelikle pomza veya cila patı ile temizlenmesi gerekir (121). Yüzey hazırlama işlemleri arasında frezle aşındırılmış eski rezin kompozit yüzeylere adeziv rezin uygulaması klinik koşullarda en sık kullanılan yöntemdir. Eski restorasyonun elmas frezlerle aşındırılmasının, yüzeysel tabakayı kaldırarak yüzey enerjisini arttırdığı ve böylece onarım materyalinin mekanik retansiyonunu arttırdığı bildirilmiştir (124). Çalışmaların çoğunda frezle aşındırmaya alternatif olarak zımpara kağıdıyla pürüzlendirme uygulanmaktadır. Kaba elmas frezlerle oluşturulan düz ve standart yüzeyler elde etmek için substrat yüzeyleri sulu koşullar altında silisyum karbit zımpara

kağıtları ile pürüzlendirilmektedir (125). Çalışmalara baktığımızda restorasyon tamiri için eski restorasyonlara, elmas frezlere eş değer pürüzlendirme için kâğıt zımparalarla aşındırma yapıldığı görülmektedir (126, 127).

2.5.2 Asitle pürüzlendirme

Tamir edilen restorasyonlar için en sık kullanılan yüzey hazırlama tekniği; elmas frezle yüzey aşındırmadan sonra, fosforik asitle pürüzlendirme, adeziv rezin ve tamir kompozitinin uygulanmasıdır (128). Asitle pürüzlendirme için 1960 lardan beri, asit konsantrasyonu ve asit uygulama süresi değiştirilerek en uygun yöntem bulunmaya çalışılmıştır. En çok tercih edilen asitler fosforik asit ve hidroflorik asit olmuştur (64, 128). Fosforik asit mine ve dentin yüzeyinde pürüzlülük oluşturabilmesine rağmen kompozit, seramik ve metaller üzerinde herhangi bir yüzey değişimi etkisi bulunmamaktadır (96). Ancak fosforik asit uygulanması tamir bağlanma dayanımını tek başına artırmaya da restorasyon yüzeyindeki temizleme etkisiyle tamir uygulaması için faydalı bir yöntemdir (119, 129).

Tamir işlemlerinde kullanılan hidroflorik asit ise seramikte bulunan cam doldurucu partikülleri eriterek etkisini gösterebilmesine rağmen kompozit rezinlerin çoğu üzerinde herhangi bir etki göstermemektedir. Hidroflorik asitin etkisi doldurucu parçacıklarının kompozisyonuna bağlıdır. Bu yüzden mikrofill ve nanofill gibi kompozitlerde daha az doldurucu olduğu için yüzey pürüzlülüklerine etkisi sınırlı bulunmuştur (64). Örnek bir çalışma da fosforik asit ve hidroflorik asitin, nanodoldurucu ve hibrit doldurucu kompozit üzerindeki etkisi araştırılmış ve fosforik asitin beklenildiği gibi yüzeyi temizleme etkisinin yanı sıra, tek başına yüzey pürüzlülüğü üzerinde hiçbir etki göstermezken, daha yüksek konsantrasyonlu ve daha uzun aşındırma süresine sahip hidroflorik asit, her iki kompozitte de cam dolgu partiküllerini çözerek yüzey pürüzlülüğünü artırmıştır. Bununla birlikte, yüzey değişiklikleri, hibrit doldurucu kompozitte nanodoldurucu kompozite göre daha belirgin bulunmuştur (117).

Hidroflorik asiti ağız içinde kullanırken, mine ve dentin ve ayrıca cilt veya mukozayla da temas etmesi engellenmelidir. Hidroflorik asit mine ve dentin üzerinde kalsiyum florür (CaF_2) çökeltisi oluşturarak, açığa çıkan dentin tübüllerine adeziv rezin infiltrasyonunu engelleyerek kompozitin mine veya dentine zayıf şekilde bağlanmasına sebep olabilir (130).

Yüzey hazırlama yöntemleri arasında asitle pürüzlendirme yöntemi klinikte en çok uygulanan yöntem olduğu için etkili ve doğru şekilde uygulanması klinik verimliliği artırmada son derece önemlidir.

2.5.3. Kumlama (Air Abrazyon)

Air abrazyon işlemi 1945 yılında Robert Black tarafından geliştirilen diş çürüklerini uzaklaştırmada alternatif bir yöntemdir. Yüksek hızlı hava akımıyla taşınan Al_2O_3 partiküllerinin diş yüzeyine uygulanmasıyla, diş çürükleri uzaklaştırılır (131).

Minimal invaziv diş hekimliği konseptine göre, her zaman mümkün olduğu kadar çok diş yapısını korumaya çalışılmalıdır(132). Diş çürüklerinin ortadan kaldırılmasına yardımcı olan, komşu sağlam diş sert dokusunda hiç veya çok az tahribata neden olan teknikler, yakın zamanda kapsamlı bir şekilde incelenmiştir (133). Air abrazyon, geleneksel yöntemlere kıyasla diş yapısında minimum hasara neden olan bir tekniktir(134). Son araştırmalar, air abrazyon ile hazırlanan diş yüzeylerinin, geleneksel kavite hazırlama yöntemlerine kıyasla çok daha iyi bağlanma gösterdiğini ortaya koymuştur(135). Air abrazyon, çürümüş diş dokularını uzaklaştırmak için yüksek hızlı hava akımıyla taşınan aşındırıcı parçacıklar kullanır. Geleneksel kavite hazırlama yöntemlerine kıyasla daha az ısı, ses ve titreşim üretir ve oldukça ağrısız bir yöntemdir. Air abrazyonun etkisi; hava basıncı, ağızlığın uç çapı ve açısı, partikül boyutu ve el aletinin ucu ile prepare edilen doku arasındaki mesafe gibi çeşitli parametrelerle kontrol edilebilir. Air abrazyonda kullanılan alümina parçacıkları, düzensiz şekillidirler ve diş yapısını kesmek için yeterince serttirler (136). Bununla birlikte, alümina parçacıkları doğaları gereği inertsdir ve uzun süreli solunmaları akciğer hastalıkları da dahil olmak üzere ciddi sağlık sorunlarına yol açabilir. Bu sebeple, bu parçacıkların inhalasyonunu ve aspirasyonunu önlemek için iyi bir tükürük emici cihazının kullanılması gerekmektedir (64).

Air abrazyonla yüzey pürüzlendirme, ağız içi tamir işlemlerinde 2-3 bar arasındaki basınçla çalışan air abrazyon cihazları kullanılarak uygulanır. İşlem yapılacak materyal, metal, seramik, kompozit veya amalgam, temiz ve pürüzlü bir yüzey elde etmek için yaklaşık 10 mm'lik bir mesafeden 10 saniye süreyle aşındırılır. Zirkonya için daha uzun süreli aşındırma gerekebilir (64). Aşındırma partikülleri, 30 ila 50 μm boyutunda alüminyum oksit (Al_2O_3) parçacıklarından veya "silicoating" veya "tribokimyasal yüzey hazırlama" olarak adlandırılan silikon-dioksit tabakası ile kaplı Al_2O_3 parçacıklarından oluşmaktadır (64). 2-3 barlık hava basıncında 50 μm alüminyum oksit parçacıklarıyla air abrazyon uygulaması ile

restorasyon yüzeyleri temizlenir, pürüzlendirilir ve yüzey alanı genişler, bu durum daha iyi bir ıslanabilirliğe ve kimyasal etkileşime yol açar (137).

Tribokimyasal silika uygulamasında kum, alumina partiküllerinin silika ile modifiye halidir ve basınçla uygulandığında restorasyon yüzeyinde silika tabakası oluşturur. Bu yöntemle uygulanan sistemlerde (Rocatec ve Cojet, 3M-ESPE, Seefeld, Almanya), alumina partikülleri restorasyon yüzeyine 15 µm'ye kadar penetre olabilmektedir. Silika kaplama ile air abrazyon işlemi, silika kaplı alümina partiküllerinin kimyasal olarak daha reaktif bir yüzey elde etmek için basınç altında püskürtülmesidir. Bu işlem, kompozit rezinlerin tamirinde etkili bir yöntem olarak önerilmektedir. Yüzeye püskürtülen silika, yüzeyi aşındırmanın yanı sıra uygulandığı yüzeye enerji aktararak ısı artışına neden olur. Bu, atomları ve molekülleri aktifleştirerek, triboplazma formları oluşturur ve yüzeyi SiO₂ ile kaplar. Bu sayede yeni kompozitin monomerleri ile silika kaplama arasındaki etkileşim ile kimyasal bağlanma oluşturulurken, kumlama ile rezin yüzeyinde oluşan düzensizliklere mikromekanik bağlanma sağlanır (138).

2.5.4. Silan Uygulama

Dental seramiklere ve kompozitlere bağlanmada yer alan mekanizmalar, mikromekanik ve kimyasal bağlanmadır (139). Mikro-mekanik bağlanma, ya yaygın olarak hidroflorik asit (HFA) kullanılarak cam partiküller açısından zengin seramiklerin aşındırılmasıyla ya da kompozit rezinlerin yüzeyinde mikromekanik kilitlemenin sağlanması için tercihen fosforik asitle veya kumlama ile elde edilebilir. HFA aşındırma veya kumlama üzerine, özel primerler kullanılarak silanizasyon yoluyla hem seramik hem de kompozit restorasyonlara ek kimyasal bağlanma sağlanır. Bunlar, en yaygın olarak kullanılan γ-metakriloksipropil trimetoksisilan (γ-MPTS) olan silan adeziv ajanları içerir (140). Silan bağlantısı, bi-fonksiyonel silan molekülünün alkoksi grupları silanollere hidrolize olduğunda meydana gelir, bunun üzerine seramik/kompozit substrata monomer adsorpsiyonu kondenzasyon yoluyla gerçekleşir. Önceki araştırmalar, silan içeren "üniversal" adezivlerin yeterli silan bağlama etkisine sahip olmadığını göstermiştir (141).

Silan, iki ana fonksiyonel gruba sahip olan bir moleküldür: Silanol grubu rezinin inorganik doldurucu partikülleri ile bağlantı kurarken; organofonksiyonel grubu, adeziv sistemin metakrilat grubu ile reaksiyona girer (142). Silan kullanımı, kompozitin inorganik doldurucuları ile adeziv sistemdeki monomerler arasında kovalent bağların yeniden kurar ve adezivin ıslanabilirliğini artırarak, yüzey düzensizliklerine daha kolay difüzyonunu sağlar

(143). Silan adeziv ajanları şu anda hidrolize edilmiş veya hidrolize edilmemiş olmak üzere iki tipte mevcuttur. Hidrolize silanlar direkt kullanıma hazırdır ve adeziv rezin uygulanmadan önce ayrı bir adım olarak uygulanmaktadır. Hidrolize edilmemiş silan, öncelikle, primer veya adeziv rezinde bulunan bir asit, genellikle asidik bir monomer (yani, 10-metakriloiloksidesil dihidrojen fosfat; 10-MDP) ile aktive edilmelidir. Adeziv sisteme bağlı olarak silan adeziv ajanı primer veya adeziv rezin ile karıştırılarak kullanılır. In vitro çalışmalar, silanın uygulanmadığı durumlara kıyasla kompozit veya seramik tamirlerinde silan adeziv ajanlarının kullanımının olumlu etkilerini göstermiştir (144, 145).

Kompozit rezin tamirinde silan uygulanmasındaki tercih, tamir edilecek kompozitin inorganik bileşimine bağlıdır. Birçok çalışmada, kompozit rezinlerin inorganik matrisi silika esaslı bileşenler içeriyorsa silan uygulanmasının, yeni kompozitin organik matriksi veya adeziv sistem ile eski kompozit rezinin inorganik partikülleri arasında bir kimyasal bağlanma oluşturduğu gösterilmiştir. Bu durum, daha iyi bir bağlanma dayanımı oluşturmaktadır (146). Silan, ıslanabilirliği ve adezyonu artırarak bir bağlayıcı ajan olarak işlev görmektedir (147). Buna rağmen tek başına silan uygulaması, bir adeziv ajanın yerini tutamaz (148).

2.5.5. Lazer uygulama

1970'lerin sonlarında ve ilk kez, Dr. Endre Mester, kanser oluşumunda “Işık Işını”nın rolünü araştırmak için bir hayvan çalışmasının ardından Lazer biyostimülasyonunun etkilerini açıklamıştır. Ardından, Düşük Düzeyli Lazer Tedavisinin klinik etkilerinin yanı sıra fizyolojik işlevi de tanımlamak için binlerce klinik ve laboratuvar çalışması yapılmıştır (149).

Diş hekimliğinde lazer uygulaması popülaritesini 1990'larda kazanmaya başlamıştır. Lazer uygulamasının diş hekimliğinde tedavi edici veya yardımcı bir araç olduğu bilinmektedir (150). Lazer, yumuşak doku cerrahisinde, kök ucunun sterilizasyonunda, mine ve dentin yüzeylerinin çürüğe karşı direncinin artırılmasında ve kompozit rezinlere adezyonunu kolaylaştırmak için pürüzlendirilmesinde, kompozitin polimerizasyonunda, dişlerin beyazlatılmasında, dentin hassasiyetinin azaltılmasında, pit ve fiasür örtücü olarak ve diş sert dokularını uzaklaştırmak için kullanılabilir (151). Ayrıca lazer, diş hekimliğinde restorasyonların tamiri sırasında ön yüzey işlemi olarak restorasyonların pürüzlendirilmesinde kullanılmaktadır. Bu uygulama için kullanılan lazer tipi genellikle Erbiyum (Er:YAG ve Er,Cr:YSGG) lazer sistemidir. Bu lazerler diş sert

dokularında etkili olduğu gibi kompozit rezinlerin yüzey özelliklerinin değıştirilmesinde de etkili olmuştur (152). Erbiyum lazerler hem sert hem yumuşak dokuda kullanılabilirler ve restoratif diş hekimliğinde en sık tercih edilen lazer sistemleridir (153).

Erbium lazer (dalga boyu 2,78 µm) kompozit rezinlerde kullanıldığında su ile lazer enerjisini yüzeye aktararak ablasyon ve vaporizasyon (buharlaşma) oluşturur. Böylece kompozit yüzeyinde erime olur ve eriyen materyalin hacmindeki ani değışiklik ile, güçlü genleşme kuvvetleri üretilir. Oluşturulan kuvvetler ve kompozit rezin yapısı arasındaki etkileşimin sonucunda, erimiş materyal, yüzeyden damlacıklar halinde uzaklaşır ve yüzeyde düzensizlikler oluşturur (154). Sonuç olarak, kompozit rezin yüzeyinde oluşturulan mikro retantif morfoloji ile yüzey alanı arttırılır. Artan yüzey alanı ile bağlanma arayüzünde stres dağılımı düzenlenir ve böylece tamir bağlanma dayanıklılığı artar (152).

2.6. Adeziv uygulanması

Adeziv diş hekimliği son yıllarda büyük ilerlemeler kaydetmiştir. Minimal invaziv diş hekimliği ışığında, bu yeni yaklaşım, daha koruyucu bir kavite tasarımını desteklemektedir. Adeziv diş hekimliği, 1955 yılında Buonocore tarafından asitle aşındırma işleminin faydaları üzerine başlamıştır. Değişen teknolojilerle birlikte dental adezivler, asitleme sistemlerine göre etch and rinse (4. ve 5. nesil) ve self-etch (6., 7. ve 8. nesil) sistemlerine dönüşmüştür. Son zamanlarda, dental substratlara bağlanma, üç farklı stratejiye dayanmaktadır: 1) asitle ve yıka (etch and rinse), 2) kendiliğinden asitli (self etch) ve 3) cam iyonomer adeziv sistemler (155). Daha yakın zamanda hem etch and rinse hem de self-etch adezivler olarak kullanılabilen yeni bir adeziv ailesi (üniversal ya da multimod adezivler) tanıtılmıştır (156).

Adeziv sistemler hem hidrofilik gruplara hem de hidrofobik gruplara sahip monomerlerden oluşur. İlki diş sert dokularında ıslanabilirliği arttırırken, ikincisi restoratif materyal ile etkileşime ve kopolimerizasyona izin verir. Adezivlerin kimyasal bileşimi ayrıca polimerizasyon başlatıcıları, inhibitörleri veya stabilizatörleri, çözücüler ve bazı durumlarda inorganik doldurucuları içerir

2.6.1. Nesillere göre sınıflandırma

Adeziv materyallerin karmaşıklığı nedeniyle nesil kavramı kullanılmıştır, sınıflandırmaların çeşitliliği, bu tip adezivlerin ne zaman ve hangi sırayla geliştirildiğini ifade eder. Adeziv diş hekimliği, 1955 yılında Buonocore tarafından asitle aşındırma

işleminin faydaları üzerine başlamıştır. Değişen teknolojiler ile dental adezivler no-etch'den total-etch'e (4. ve 5. nesil) ve self-etch (6., 7. ve 8. nesil) sistemlerine (157) evrimleşmiştir.

Her nesil, sürece dahil olan şişe sayısını azaltmaya, prosedür adımlarının sayısını en aza indirmeye, daha hızlı uygulama teknikleri sağlamaya ve daha güçlü bağlanmayı kolaylaştırmak için gelişmiş kimya sunmaya çalışmıştır.

2.6.2. Adeziv klinik uygulamalarına göre sınıflandırılması

Etch & Rinse Sistemler: Bu sistemler asitleme ve yıkama aşaması içerirler. Bu sistemlerde sistemlerinde fosforik asit uygulaması, minede yüzey alanını ve enerjisini artırırken, dentinde smear tabakasını çözüp, kollajen fibrillerin açığa çıkmasını sağlar. Adeziv ajan, primer uygulamasının ardından ayrı olarak veya primer ile tek bir şişe içerisinde uygulanır (158).

Self-etch sistemler: Mine ve dentini aynı anda hem asitleyen hem primer uygulayan, ayrı bir asitleme ve yıkama aşaması olmayan adeziv rezinlerdir (159).

Tek aşamalı veya 2 aşamalı self-etch sistemlerde, dentin demineralizasyonu primer uygulaması ile gerçekleştirildiğinden, önceden bir asit uygulama basamağına gereksinim yoktur. Çözünen hidroksiapatit kristalleri ve kalan smear tabakası, hibrid tabakasında birbirlerine entegre olurlar (158).

Etch and rinse tekniği ve self etch tekniği kullanılarak hibrit tabaka oluşumunu anlamak için üç ana bileşenden oluşan adeziv sistemlerinin bileşenlerini bilmek gerekir:

1)asitleme, 2) primer ve 3) adeziv rezin (156)

Asitleme: etch and rinse tekniğinde kullanılan asit %35-37 fosforik asittir. Mine ve dentini primeri almaya hazırlar. 7.5 mikrona kadar mikro gözenekler oluşturur, bu da rezin tagların oluşturulmasına yardımcı olur ve böylece mikro mekanik bağlanma ile sonuçlanır. Self-etch adeziv ajanlarındaki asit aynı zamanda primer görevi gören asidik bir monomerdur.

Primer: Primer, hidrofilik dentine iyi akışı ve penetrasyonu teşvik etmek için genellikle suda çözünür bir çözücü (aseton, etanol, su) içinde taşınan hidrofilik monomerlerden oluşur, bu da bağlanma dayanımını etkileyebilir.

Dentin bonding ajanı (veya Dentin Adhesive): Asitlenmiş dentin ve kompozitin rezin matrisi arasına uygulanan ince bir rezin tabakası olarak tanımlanabilir. Adezivler,

hidrofilik rezin primer ile hidrofobik rezin kompoziti arasında bir bağlantı görevi görür. İyi tutuculuk ve sızdırmazlık sağlamak için uygun polimerizasyon gereklidir.

Doldurucular: Son zamanlarda 8. nesil adeziv sistemlerinde ağırlıkça %0,5 ila %40 arasında değişen nano doldurucular eklenmiştir. Doldurucular bağlanma dayanımını artırabilir. Ayrıca adeziv tabakanın film kalınlığını artırabilir.

Çözücü: çözücüler arasında aseton, etanol ve su bulunur. Çözücü, tabladaki ve ağızdaki buharlaşma oranını etkiler. Aseton hızla buharlaşır, etanol daha yavaş buharlaşır, su çok yavaş buharlaşır. Çözücünün erken buharlaşmasını önlemek için, adeziv ajanlar kullanımdan hemen önce çalkalanmalıdır.

Dentin adezivleri, asitleme, primer uygulama ve diş substratına adezyonun üç ana adımının nasıl gerçekleştirildiğine veya basitleştirildiğine bağlı olarak şu anda üç aşamalı, iki aşamalı ve tek aşamalı sistemler olarak mevcuttur (160). Ayrıca, adezivleri uygulamak için gereken klinik adımların sayısını da dikkate alınmıştır (161):

1. smear tabakasını modifiye eden tek adımlı adezivler
2. a) smear tabakasını modifiye eden; b) smear tabakasını çözen; c) smear tabakasını ortadan kaldıran iki adımlı adezivler
3. Smear tabakasını ortadan kaldıran üç adımlı adezivler (162)

Adeziv stratejisinin seçimi ve farklı klinik tedaviler için hangi adeziv materyalin ve tekniklerin kullanılacağına karar vermek için adımların sayısına ilişkin profesyonel değerlendirme ve üreticilerin talimatlarındaki farklılıklar göz önünde bulundurulmalıdır.

2.6.3. Üniuersal adezivler

Adeziv diş hekimliğinde en son yeniliklerden biri, 2011'den beri klinik uygulamada kullanılan üniuersal adezivlerin tanıtılmasıydı. Bu yeni adezivler hem self etch hem etch and rinse veya selektif etch olarak kullanıldıkları için çok modlu veya çok amaçlı adezivler olarak bilinirler (156). Üniuersal adezivler ile geleneksel tek adımlı self-etch adezivler arasındaki en büyük fark, üniuersal adezivlerde fonksiyonel fosfat ve/veya karboksilat monomerlerin bulunmasıdır (163).

Çeşitli çalışmalarda, universal adezivlerden bazılarının içinde bulunan 10-MDP monomerinin etch and rinse ve self etch sistemlerle karşılaştırıldığında bağlanma dayanımını daha çok artırdığı gösterilmiştir. Bu durum universal adezivlerde bulunan 10-MDP'nin

hidroksiapatitlere kimyasal olarak bağlanmasıyla ifade edilmektedir. 10-MDP monomeri kollajen fibrillerin etrafında, hidroksiapatitin kalsiyum iyonlarıyla iyonik bağ kurarak hidrolitik bozulmaya karşı dirençli 10- MDP Ca tuzları oluşturur (164, 165).

Üniversal adezivler asiditelerine göre 4 kategoriye ayrılabilir: Ultra hafif ($\text{pH} > 2.5$), Hafif ($\text{pH} \approx 2$), Orta derecede güçlü ($\text{pH} = 1-2$) ve Güçlü ($\text{pH} < 1$) (166).

"Üniversal" terimi, farklı uygulama seçeneklerini ifade eder. Adeziv ajanlar "asitle ve yıka" modunda (ER) veya "self-etch" modunda (SE) kullanılabilir [9]. Ayrıca cam seramik (silan yoluyla) ve zirkonya seramik (10-MDP aracılığıyla) restorasyonlara da bağlanabildikleri iddia edilmektedir. Çoğu üniversal adeziv sistem HEMA (2-Hidroksi-etil-metakrilat) içerir. HEMA yüzeyi ıslatma ve nemli alanlara nüfuz etme yeteneği gibi hidrofilik özellikleri için kullanılır. Ayrıca HEMA hidrofilik ve hidrofobik monomerler arasındaki faz ayrımının önlenmesine yardımcı olabilir (166).

Üniversal adezivlerin bir diğer özelliği, direkt restorasyonlar, indirekt restorasyonlar, kor oluşumları, zirkonya primer ve dentin hassasiyeti dahil olmak üzere çok sayıda klinik uygulama için tavsiye edilmeleridir (163).

2.7. Yapay Yaşlandırma Yöntemleri

Ağız ortamında restorasyonun başarısını etkileyen birçok değişken bulunmaktadır. Çiğneme kuvvetleri, parafonksiyonel alışkanlıklar, beslenme, nem ve sıcaklık değişimleri restorasyonun ömrünü etkileyen faktörler arasında sayılabilir (167).

Kompozit restorasyonlara olan talebin artması sonucunda, kompozit rezinlerin ömrünü ve dayanıklılığını artırmak amacıyla, ağız ortamındaki koşulların bu materyallerin özelliklerini nasıl etkilediğinin anlaşılması gerekmektedir. Bu nedenle, ağız ortamındaki zorlayıcı koşulların kompozit rezinlerin mekanik performansları üzerindeki etkileriyle ilgili çok sayıda araştırma yapılmaktadır (168).

İn vitro deneylerde restorasyonların yaşlandırılması işlemi, ağız koşullarını laboratuvar ortamına yansıtmayı ve intraoral koşulların materyallerde oluşturduğu değişiklikleri taklit etmeyi amaçlar. Yaşlandırma; mekanik, termal, kimyasal yöntemlerle veya bu yöntemlerin bir kombinasyonu olarak uygulanabilir. Restoratif materyallerdeki bozulmanın şiddetini etkileyen ana faktörler ise; maruz bırakılan sıcaklık ve yaşlandırma süresidir (169, 170). Literatürde, yapılan deneylerdeki yaşlandırma süreleri arasında büyük

farklılıklar vardır ve çalışma süreleri; saatler, günler, 3-6 aylık veya daha uzun süreli periyotlar arasında değişmektedir (169).

Dental kompozitlerin ağız ortamında maruz kaldığı yaşlanmayı taklit etmek için tartışmasız altın standart olarak kabul edilen bir yaşlanma protokolü olmamasına rağmen, çalışmalarda kullanılan birçok yaşlanma protokolünün kompozitleri gerektiği gibi yaşlandırmadığı görülmektedir. Bu varsayım, tamir işleminden önce bildirilen depolama süreleri analiz edildiğinde pekiştirilir: Çalışmaların %44.4'ü kompozitleri 48 saate kadar suda depolarken, çalışmaların sadece %22.2'si kompozitleri 30 gün veya daha uzun süre suda yaşlandırmıştır (171).

2.7.1. Suda bekletme ile yaşlandırma

En sık kullanılan yapay yaşlandırma tekniği uzun dönem suda bekleterek uygulanan yöntemdir. Örnekler 37 C° de distile suda belli bir süre bekletilmektedirler. Bu bekleme periyodu birkaç ay, 4-5 yıl veya daha uzun süreler içerebilir. Birçok çalışma kısa bir bekleme periodundan sonra bile bağlanma kuvvetlerinde azalma olduğunu göstermiştir (172). Bağlanma kuvvetlerindeki azalma, rezin veya kollajenin hidrolizle yıkımına bağlı olarak değişmektedir. Ayrıca su, polimerize matrikse infiltre olarak mekanik özelliklerinin azalmasına sebebiyet verir. Polimerize olmamış monomer ve artık ürünler gibi arayüz bileşenleri de ayrışabilir ve bağlantı da zayıflamaya sebep olabilirler (173, 174).

2.7.2. Termal siklus ile yaşlandırma

Dental restoratif materyallerin ağız içi koşullarını taklit edebilmek için başvuru olan yöntemlerden en önemlisi termal siklusla yaşlandırmadır. Bu yöntemi bir çok araştırmacı uygulamıştır (175–177). Gale ve Darwell (1999)'in çalışmalarına göre ISO standartlarında 10.000 siklus yaklaşık olarak in vivo 1 yıla denk gelmektedir (175). Fakat, Brown ve ark.'na (1972) göre ise 10 turun 1 güne eşit olduğu bildirilmektedir (178).

Ağız fizyolojisine en yakın sıcaklık aralığını tanımlamak çok zor olmaktadır çünkü ağız ortamındaki sıcaklık değişimleri son derece dinamikdir (168). Çalışmalarda çeşitli banyo süreleri ve sıcaklık değerleri kullanılmasına karşın, 5-55 °C'lik sıcaklıklar, fizyolojik duruma en yakın değerler olarak kabul görmektedir (180).

Termal siklusla yaşlandırma testinin etki mekanizması iki yolla olmaktadır;

1. Sıcak su, rezin veya kollajenin hidrolizini hızlandırarak yıkım ürünlerinin veya zayıf polimerize olmuş rezin oligomerlerinin ortama ayrışmasına sebep olur (181).
2. Restoratif materyalin dişe göre daha yüksek büzülme/genleşme katsayısı olduğu için tekrarlayan büzülme ve genleşme, diş ile restoratif materyal arayüzünde çatlaklar oluşmasına sebep olur. Bu çatlaklar oral sıvıların içeri ve dışarı çıkışına izin veren boşluklara dönüşür (175).

2.7.3. Suda Kaynatma ile Yaşlandırma

100°C’de distile suda, değişik sürelerde örnekleri kaynatarak yaşlandırma işlemidir. Bu işlem, kompozit materyaldeki termal ve hidrolitik bozulmayı hızlandırır. Bu yaşlandırma yönteminin ağız ortamında gerçekleştirilmesi mümkün değildir. Bu yöntem hidrolitik ve termal bozulmanın birlikte etkisini göstermesine ve hızlandırılmış yaşlanmayı simüle etmeye yarayan zorlayıcı bir yöntem olarak kabul edilmektedir (182).

2.7.4. pH Döngüsü ile Yaşlandırma (pH Cycling)

Ağız ortamındaki pH birçok faktöre bağlı olarak değişebilir; dentin sıvısındaki asidik bileşenler, bakteri metabolizması, tükürük ve yeme&içme alışkanlıkları bunlara örnek verilebilir. Ağız içinde oluşan bu pH değişikliklerini taklit etmek ve bu değişikliklerin adeziv-dentin arayüzüne olan etkisini değerlendirmek için asit-baz uygulamaları yapılarak örnekler yaşlandırılmaktadır (183).

2.7.5. Mekanik Oklüzal Yükleme ile Yaşlandırma

Çiğneme kuvvetlerinin etkisini taklit etmek amacıyla, örneklerle dinamik veya statik kuvvetlerin belli bir frekansla döngüsel olarak uygulanması ile yapılan yöntemdir. Çiğneme simülatörleri kullanılmaktadır (184).

2.7.6. Ultraviyole (UV) Işık ile Yaşlandırma

Bu yaşlandırma yönteminde örneklerle belirli bir mesafeden UV ışığı uygulanır. Numuneler bir hava ölçer odasında UV'ye maruz bırakılır. Işık kaynağı olarak UV karbon ark lambası kullanılır. 300~400 nm aralığında dalga boyuna sahiptir. Bağıl nem (%50±5) 'de tutulur ve sıcaklık 30°C'de tutulur. Numuneler normalde 1000 saat boyunca UV ışığına tabi tutulur. Sadece UV dalga boyu (300~400 nm) dikkate alındığında, esas olarak polimerlerin

bozulmasıyla ilgili olan 200 saatlik test süresinin 1 yıllık yaşlanmaya eşdeğer olduğu bilinmektedir (185). Bu yöntem sıklıkla, renklenme çalışmalarında kullanılmaktadır (186).

2.8. Bağlanma Dayanımı Test Yöntemleri

Adeziv teknoloji diş hekimliğinde sürekli gelişim göstermeye devam etmekte olup son yıllarda birçok gelişme kaydetmiştir. Üretici firmalar adeziv bağlanma dayanımında artma iddiasıyla birçok yeni adeziv sistem tanıtmaya devam etmektedir. Bu iddiaları test etmek için bağlanma dayanıklılık testleri uygulanmaktadır (187).

Bağlanma dayanımı; laboratuvar yöntemleriyle veya klinik performansın değerlendirilmesi ile ölçülebilir. Laboratuvar ortamında gerçekleştirilen in vitro bağlanma dayanıklılık test yöntemleri, dinamik ve statik testler olmak üzere ikiye ayrılmaktadır. Dinamik testlerde örnek dinamik durumdayken yük uygulanır. Statik testlerde ise, örnek sabit tutulurken yük uygulaması yapılır. Statik testler, bağlanma alanının büyüklüğüne göre; makro ve mikro testlere ayrılır. Makro bağlanma dayanıklılık testleri, bağlanma alanı 3 mm²'den büyük olduğu durumda, mikro bağlanma dayanıklılık testleri ise; test edilen bağlanma alanı yaklaşık 1 mm² veya çok daha küçük olduğunda uygulanır (187, 188).

Bağlanma dayanımı testleri, restorasyon materyallerinin etkinlikleri ve adeziv sistemlerin klinik başarıları hakkında ön bilgi elde edinebilmek amacıyla kullanılmaktadır (189). Makaslama bağlanma dayanımı testi, materyallerin farklı diş dokularına bağlanma dayanımlarının değerlendirilmesinde geçerli olarak kullanılan güvenilir bir test metodudur (190). Ancak testlerde kullanılan bağlantı alanı büyük olduğunda, nispeten daha düşük bir kuvvette, koheziv kırılma eğilimi vardır ve bunun sonucunda gerçek adeziv bağlanma değerleri ölçülememektedir. Küçük modellerde stres dağılımı daha homojendir ve stres birikimi daha azdır (191). Bu sayede koheziv kırılmalar yerine daha çok adeziv başarısızlık gözlenir ve bu sayede yapılan test, materyalin bağlanma dayanım kuvveti açısından daha net bilgi verebilir. Bu sebeple son yıllarda geleneksel yöntemlere göre daha küçük bağlantı alanlarında çalışılan mikro-gerilim ve mikro-makaslama testleri geliştirilmiştir (192). Bu nedenlerle bu çalışmada da mikro gerilim bağlanma dayanımı testi kullanılmıştır.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu tez çalışması Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi, KTÜ Merkezi Araştırma Laboratuvarı ve KTÜ Metalurji Malzeme Mühendisliği Araştırma Laboratuvarında gerçekleştirilmiştir.

Bu in vitro çalışmada, farklı kor materyalleri fiber içerikli EverX Flow, dual cure DC Core Plus ve akışkan bulk fill SDR Flow+'ın tamirinde yaşlandırmanın ve farklı yüzey hazırlama yöntemlerinin mikrogerilim bağlanma dayanımına (μ GBD) etkisi karşılaştırılmıştır ve hazırlanan yüzeyler taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile değerlendirilmiştir. Çalışmada kullanılan materyaller, üretici firma, içerikleri ve seri numaraları Tablo 3'te gösterilmiştir.

Tablo 3. Çalışmada kullanılan materyaller

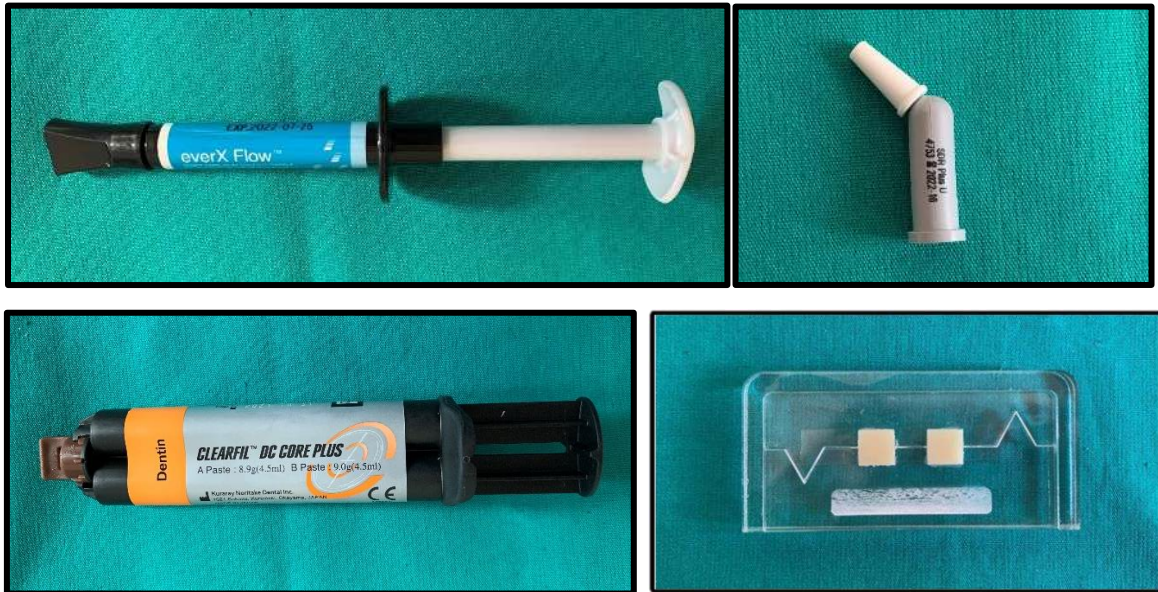
Materyal adı	Üretici firma	İçerik	Lot
Clearfill DC Core Plus	Kuraray, Tokyo, Japonya	Rezin: BisGMA/TEGDMA, Doldurucu: Silanlı cam, silanlı koloidal silika, Ağırlıkça %74, hacimce %52, Başlatıcı: Kamforokinon, Benzoilperoksit	C70410
Everx Flow	GC Corp, Tokyo, Japonya	Rezin: Bis-MEPP, TEGDMA, UDMA, Dolduru: kısa cam fiber, Baryum camı, Ağırlıkça %70, hacimce %46, Başlatıcı: Kamforokinon	1907261
Surefil SDR Flow+	Dentsply, Caulk / A.B.D	Rezin: Modifiye UDMA, TEGDMA, polimerize edilebilir dimetakrilat rezin; polimerize edilebilir trimetakrilat rezin Doldurucu: baryum borosilikat cam ve stronsiyum silikat cam, ağırlıkça %70,5, hacimce %47,4 Başlatıcı: Kamforokinon	4753
P60	3M/ESPE, Seefeld, Almanya	Mikrohibrit (zirkonya/silika, 0.01– 3.5 μ m)	Nc66838
Clearfill S3 Bond Universal	Kuraray Medical Inc., Tokyo, Japonya	MDP, BisGMA, HEMA, hidrofilik metakrilat, dikamforokinon, etanol, su, silanlanmış koloidal silika	850043

Fosforik asit	Kuraray Medical Inc., Tokyo, Japonya	%37 ortofosforik asit	Ch20201799
Silan	Kerr Corporation, Orange. CA, ABD	Ethanol %60-100, (1-methylethylidene) bis[4,1-phenyleneoxy(2-hydroxy-3,1-propanediyl)] bismethacrylate	7947854
Hidroflorik asit	Angelus, Brezilya	%10 hidroflorik asit	RH20201711
SiO2 partikül Cojet-sand	3M/ESPE, Seefeld, Almanya	Silika kaplı alüminyum partikülleri (partikül boyutu 30 µm)	6670738

Bis-GMA, bisphenol A diglycidylether methacrylate; UDMA, urethane dimethacrylate; TEGDMA, triethylene glycol dimethacrylate; Bis-MEPP, 2,2-bis (4-methacryloxypolyethoxyphenyl) propane; MDP, methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate; HEMA, 2-Hydroxyethylmethacrylate

3.1. Deney Örneklerin Hazırlanması

Çalışmada kullanılan kor materyalleri fiberle güçlendirilmiş kor materyali EverX Flow, akışkan bulk fill kompozit kor materyali SDR Flow+ ve dual cure kompozit kor materyali Clearfil DC Core Plus Resim 1’de görülmektedir.



Resim 1. Çalışmada kullanılan kompozit kor materyalleri, pleksi kalıp ve örneklerin hazırlanması

Kontrol grubunun hazırlanması; Referans grupları olarak her bir rezin kompozitinin başlangıç bağlanma dayanımını belirlemek için ayrı test numuneleri (her kor materyali için n= 15) hazırlandı. Bu rezin kompozit numuneler yaşlandırılmadı ve herhangi bir yüzey işlemi veya bitirme prosedürü uygulanmadı. 6x6x8 mm boyutlarında bir pleksi kalıbına öncelikle 4 mm kor materyali uygulandı 20 sn polimerize edildi ve kalan 4mm lik bölüm P60 (3M ESPE) kompozitiyle 2 şer mm lik tabakalar halinde uygulandı ve her tabaka 20 sn polimerize edildi.

Termal yaşlandırma uygulanacak kor materyallerinin hazırlanması; Çalışmada 6x6x4 mm boyutlarında pleksi kalıp kullanılarak her kor materyalinden (Clearfill DC Core Plus, EverX Flow, SDR Flow) 8 er örnek hazırlandı. Kompozitler üretici firmaların önerilerine uyularak 4 mm lik tek tabaka halinde uygulandı. Polimerizasyon işleminden önce blokların üst yüzeyine yüzey standartizasyonu için bir şeffaf bant ve cam yerleştirildi. Tüm örnekler alt ve üst kısımlarından bir LED ışık cihazıyla (Elipar, 3M ESPE, Almanya) 20'şer saniye (sn) olmak üzere toplamda 40 sn polimerize edildi. Bu şekilde 3 grup oluşturuldu ve toplamda 24 örnek hazırlandı.

3.2. Termal yaşlandırma işleminin uygulanması

Hazırlanan 24 örnek termal siklusla yaşlandırma için Konya Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Bilimsel Araştırma Laboratuvarına gönderildi.

Tüm termal siklus uygulamaları, standart bir termal siklus cihazında (Modental, Esetron Mekatronik, Türkiye) 5-55 °C'de, bekleme süresi 20 sn, transfer süresi 10 sn olacak şekilde gerçekleştirildi (179).

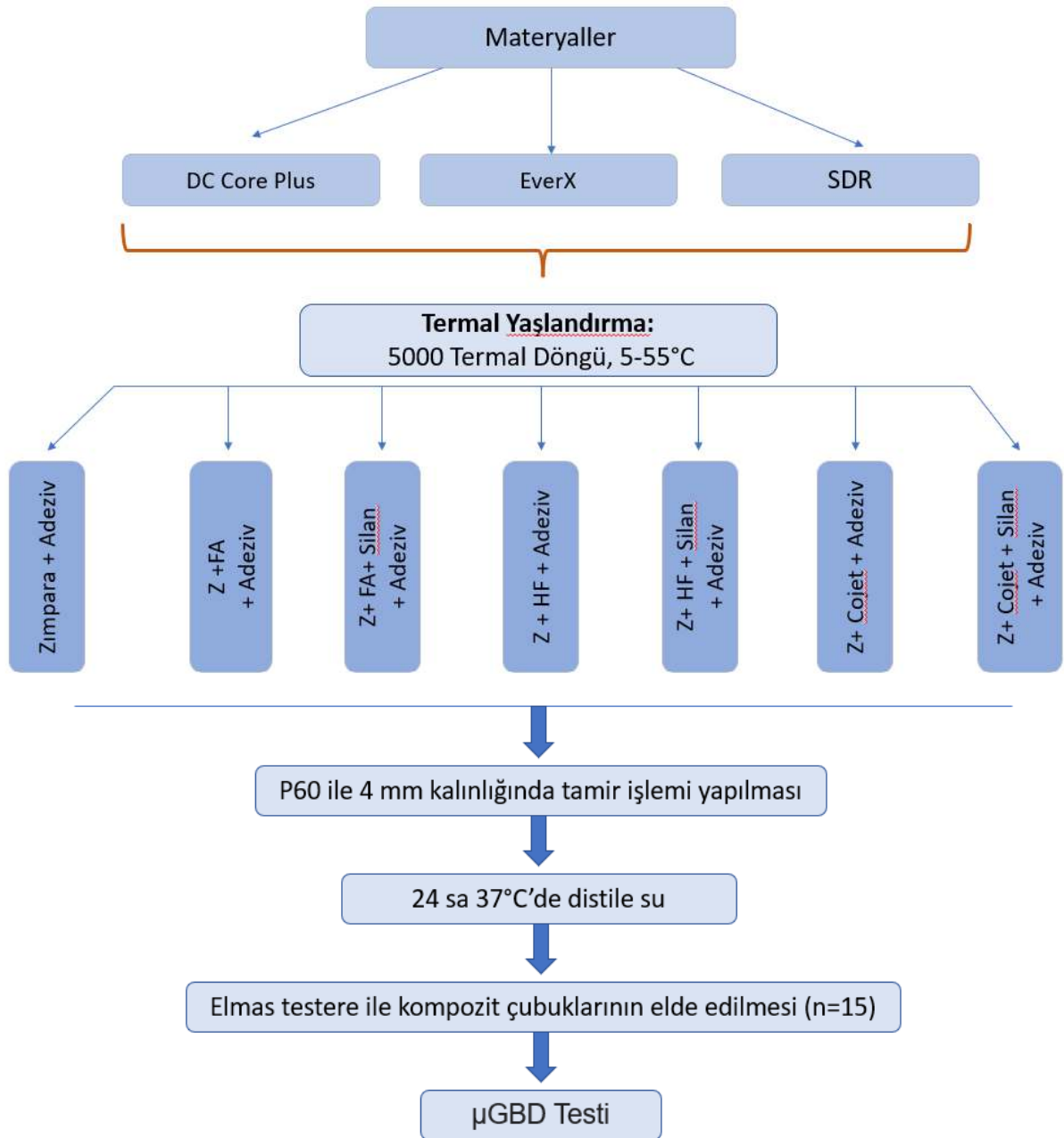


Resim 2. Termal siklus cihazında yaşlandırma

Çalışmamızda siklus sayısı 5000 döngü şeklinde klinik olarak 6 aylık yaşlanmaya karşılık gelecek şekilde yapıldı (182, 193).

3.3. Çalışma Gruplarının Belirlenmesi ve Tamir İşleminin Yapılması

Termal yaşlandırma (TY) uygulanan kompozit rezin yüzeyleri, kaba elmas frezlerle oluşturulan yüzeylere benzer düz ve standart yüzeyler elde etmek için herhangi bir yüzey işleminden önce örnekler sulu koşullar altında 400-grenli silisyum karbit kâğıt zımparalar ile pürüzlendirildi (126, 127).



Şekil 4. Çalışma tasarımı ve test grupları

Başlangıç/referans: Bu gruptaki örnekler kor materyali üzerine direk tamir kompoziti uygulanarak hazırlandı, yaşlandırılmadı ve herhangi bir yüzey işlemi veya adeziv işlem uygulanmadı.

Yaşlandırılan örnekler ön yüzey işlemlerine göre, kendi içlerinde 7 ana gruba ayrılmıştır.

Kontrol (Z): bu grup her gruba uygulanacak olan 400 grenli kâğıt zımparalar ile zımparalandı.

Fosforik asit (FA): Bu gruptaki örnekler ön yüzey işlemi olarak zımparadan sonra 20 sn fosforik asit uygulandı ve 20 sn yıkandı.

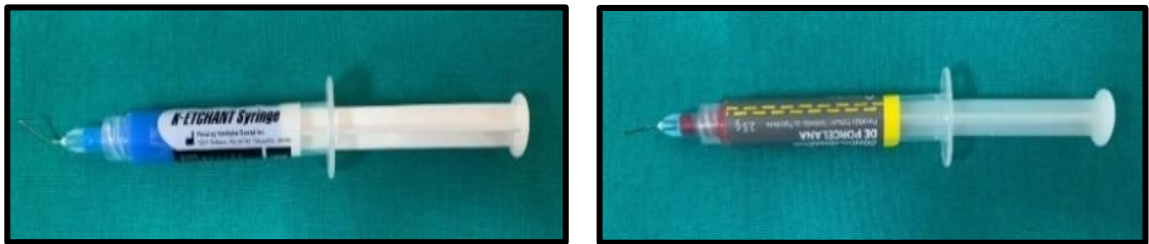
Fosforik asit+silan (FA+S): Bu gruptaki örnekler ön yüzey işlemi olarak zımparadan sonra 20 sn fosforik asit uygulandı, 20 sn yıkanıp kurutulduktan sonra 60 sn silan uygulandı ve 5 sn hafif hava sıkıldı.

Hidroflorik asit (HFA): Bu gruptaki örnekler ön yüzey işlemi olarak zımparadan sonra 20 sn hidrofilik asit uygulandı ve 20 sn yıkandı.

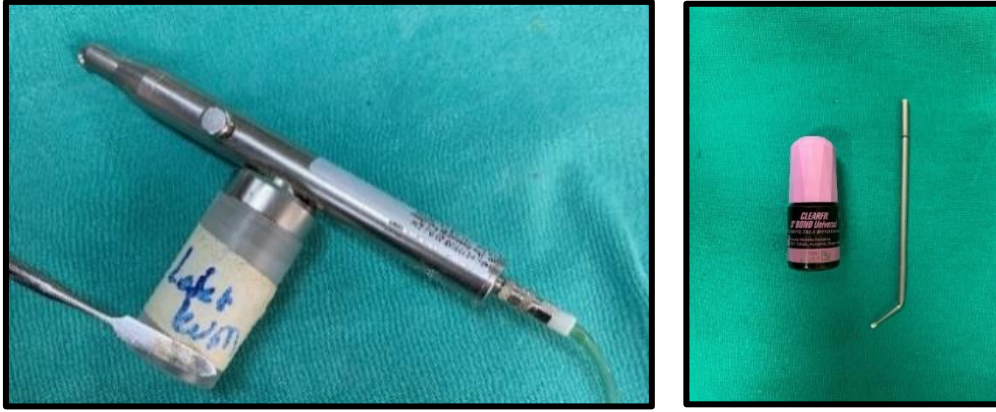
Hidroflorik asit + silan (HFA+S): Bu gruptaki örnekler ön yüzey işlemi olarak zımparadan sonra 20 sn hidrofilik asit uygulandı, 20 sn yıkanıp kurutulduktan sonra 60 sn silan uygulandı ve 5 sn hafif hava sıkıldı.

Kumlama (K): Bu gruptaki örnekler ön yüzey işlemi olarak zımparadan sonra 10 mm uzaklıktan 2,5 bar basınçla 90 derece açıyla 10 sn boyunca cojet ile kumlama işlemi uygulandı.

Kumlama+silan (K+S): Bu gruptaki örnekler ön yüzey işlemi olarak zımparadan sonra cojet ile kumlama yapıldı ve 60 sn silan uygulandı ve 5 sn hafif hava sıkıldı.



Resim 3. Çalışmada kullanılan fosforik asit ve hidroflorik asit



Resim 4. Çalışmada kullanılan cojet ile kumlama ve adeziv materyal Clearfill s3 Bond Universal



Resim 5. Çalışmada kullanılan silan ve tamir kompoziti

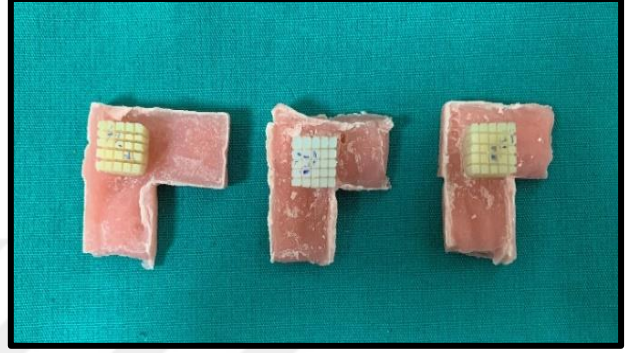
Termal siklusla yaşlandırılan ve ön yüzey işlemleri uygulanan kompozit bloklara pleksi kalıp içerisinde 2 mm tabakalar halinde toplam 4mm yüksekliğinde tamir kompoziti uygulandı.

3.4. Mikrogerilim Bağlanma Dayanımı Testi Uygulanması

Örnekler, akrilden oluşturulan çıkıntılar ile bir kesim cihazına (Micracut 125 Low Speed Precision Cutter, Metkon, Bursa, Türkiye) sabitlenmiştir. Milimetre ayarı yapılabilen kesim cihazında, su soğutması altında elmas kesme diski (DIMOS Diamond Cutting Wheels, Metkon, Bursa, Türkiye) ile bağlantı ara yüzüne dik olarak, 1 mm arayla 4 vertikal kesim yapıldıktan sonra, kalıbın pozisyonu 90 derece çevrilerek, aynı şekilde 4 kesim daha yapılmış ve 1x1x8 mm boyutlarında kompozit çubuklar elde edilmiştir. Her gruptan mikrogerilim bağlanma dayanımı (μ GBD) testi için toplam 15 kompozit çubuk elde edilmiştir.



Resim 6. Hassas kesme cihazı

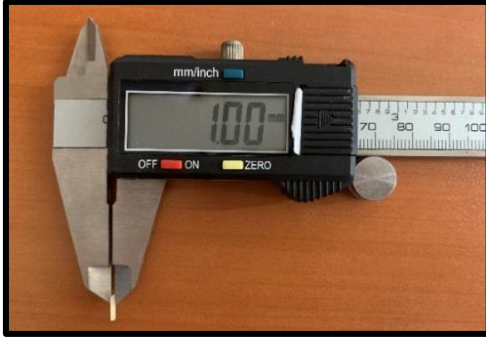


Resim 7. Her gruptan kesimi yapılan örnekler

Örnekler, siyanoakrilat yapıştırıcı ile mikro gerilim test cihazının (Micro Tensile Tester, Bisco. ABD) test aparatına yapıştırılmadan önce örneklerin boyutları dijital kumpas ile ölçülmüştür.



Resim 8. Mikro gerilim bağlanma dayanıklılık test cihazı



Resim 9. Çalışmada kullanılan dijital kumpas



Resim 10. Örneklerin koparılması

Kopma gerçekleşene kadar 360 adet kompozit çubuğa, 1 mm/dk kafa hızında μ GBD testi uygulanmıştır. Örneklerin kopması için gerekli olan kuvvet, Newton cinsinden kaydedildikten sonra Mega Paskala (MPa) çevrilmiştir (194).

3.5. Kopma Tiplerinin Analizi

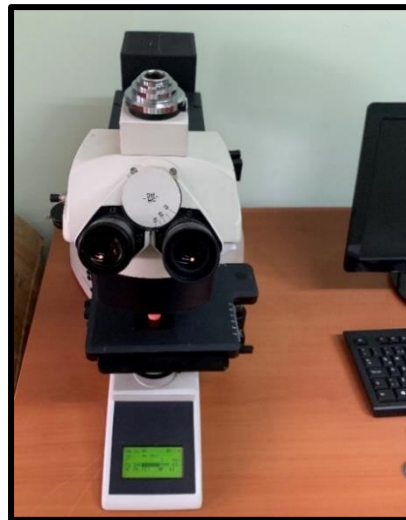
μ GBD testi uygulanan örneklerin kopma yüzeyleri; kopma tipini belirlemek için KTÜ Metalurji Malzeme Mühendisliği Araştırma Laboratuvarında stereomikroskop (Zeiss, Jena, Almanya) altında, x25 büyütmede incelenmiştir.

Kopma tipleri:

Adeziv: Bağlantı yüzeyinde başarısızlık,

Miks: Bağlantı yüzeyinde ve kompozit rezinde miks başarısızlık,

Koheziv: Kompozit rezinde başarısızlık olarak sınıflanmıştır.



Resim 11. Kopma tiplerini belirlemede kullanılan stereo mikroskop

3.6. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümü

Yüzey pürüzlülüğü ölçümü için her gruptan örnekler hazırlandı;

Kontrol: Herhangi bir ön yüzey işlemi veya yaşlandırma uygulanmadı.

TY: 5.000 döngü termal yaşlandırma uygulandı.

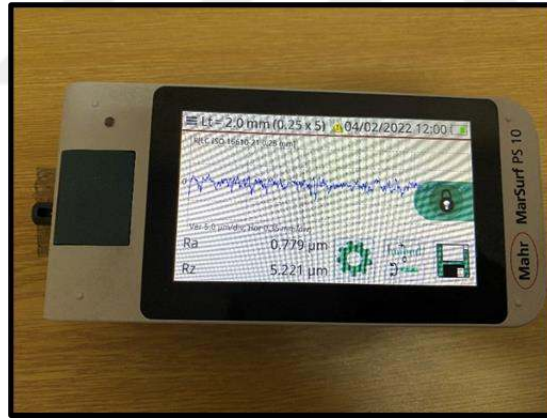
TY+Z: Termal yaşlandırma sonrası zımpara uygulandı.

TY+Z+FA: Termal yaşlandırma sonrası zımpara ve FA uygulandı.

TY+Z+HFA: Termal yaşlandırma sonrası zımpara ve HFA uygulandı.

TY+Z+K: Termal yaşlandırma sonrası zımpara ve kumlama uygulandı.

Yüzey pürüzlülüğü mekanik bir profilometre (MarSurf PS 10, Mahr, Almanya) ile ölçüldü (Resim 11). Ölçümlerden önce kalibrasyon işlemi yapıldı. Profilometrenin okuyucu ucu örnekler 90° olacak şekilde yerleştirildi ve 4 mm'lik izlem yolu kullanılarak ölçümler yapıldı. Her örnek için üç ölçüm yapılarak Ra değerleri ortalamaları alınıp μm cinsinden kaydedildi.



Resim 12. Pürüzlülük cihazı

3.7. Örneklerin Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ile Yüzey Analizi

Yüzey incelemesi için her gruptan birer örnek hazırlandı.

Kontrol: herhangi bir ön yüzey işlemi veya yaşlandırma uygulanmadı.

TY: 5.000 döngü termal yaşlandırma uygulandı.

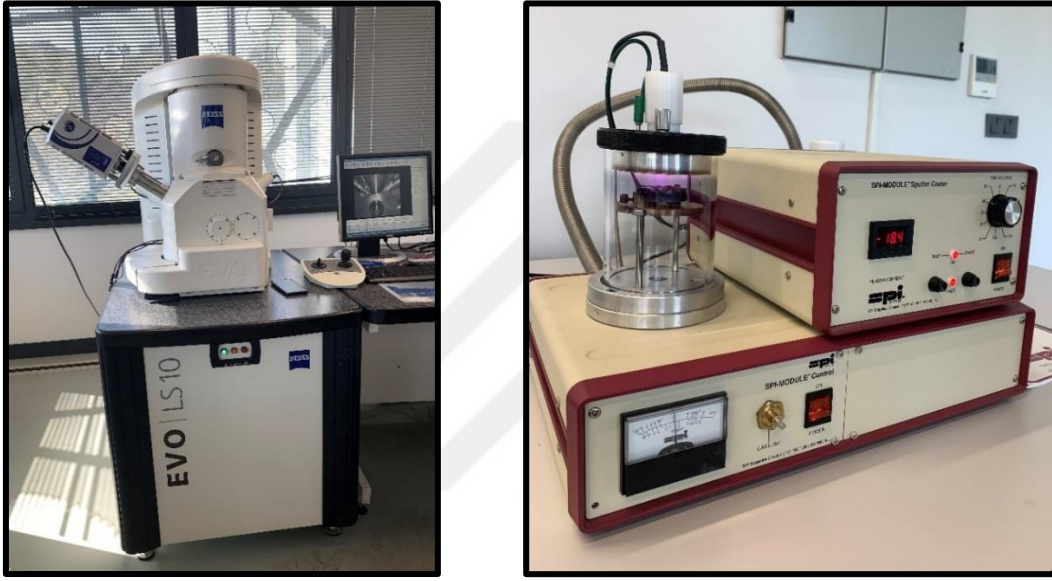
TY+Z: Termal yaşlandırma sonrası zımpara uygulandı.

TY+Z+FA: Termal yaşlandırma sonrası zımpara ve FA uygulandı.

TY+Z+HFA: Termal yaşlandırma sonrası zımpara ve HFA uygulandı.

TY+Z+K: Termal yaşlandırma sonrası zımpara ve kumlama uygulandı.

Örneklerin yüzeyleri bir kaplama cihazı kullanılarak (SPI Module Sputter Coater, SPI Supplies, ABD) altın ile kaplandı (Resim 20). Taramalı elektron mikroskobu (SEM) (EVO LS10, Zeiss, Oberkochen, Almanya) kullanılarak termal siklus öncesi ve sonrası ve uygulanan ön yüzey işlemlerinden sonra yüzeylerin görüntüleri kaydedildi.



Resim 13. SEM ve yüzey kaplama cihazı



Resim 14. Altın kaplama işlemi öncesi ve sonrası

3.8. İstatistiksel Analiz

Veriler IBM SPSS 22 programı ile analiz edildi. Tanımlayıcı istatistikler ortalama ve standart sapma şeklinde verildi. Verilerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro Wilks testi ile değerlendirildi. Kor materyallerinin ve ön yüzey işlemlerinin tamir bağlanma dayanımlarına etkisinin karşılaştırılmasında ve pürüzlülük değerlerinin analizinde 2-yönlü ANOVA, çoklu karşılaştırmalar için post hoc Tukey HSD testinden yararlanıldı. Kopma tiplerinin değerlendirilmesinde Ki-kare analizi kullanıldı. $P < 0.05$ düzeyi istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.



4. BULGULAR

4.1. Mikro Gerilim Bağlanma Dayanım Testi Bulguları

2 yönlü ANOVA test sonuçları Tablo 4'te gösterilmiştir. Tabloya göre iki ana faktör olan kor materyali ($p=0,000$; $p<0,001$) ve uygulanan ön yüzey işlemi ($p=0,000$; $p<0,001$) ve kor materyali x ön yüzey işlemi ($p=0,007$; $p<0,05$) değerlendirildiğinde tamir bağlanma dayanımı üzerine olan etkisi istatistiksel olarak anlamlıdır.

Tablo 4. Kor materyali yapısı ve uygulanan ön yüzey işleminin 2 yönlü ANOVA etkileşim tablosu

Source	Type III Sum of Squares	Df	Mean Square	F	P
Kor materyali	1658,988	2	829,494	83,772	0,000*
Ön Yüzey İşlemi	26029,85	7	3718,55	375,543	0,000*
Kor materyali * Ön Yüzey işlemi	310,11	14	22,151	2,237	0,007*

2 yönlü ANOVA Testi * $p<0.05$ için istatistiksel olarak anlamlıdır.

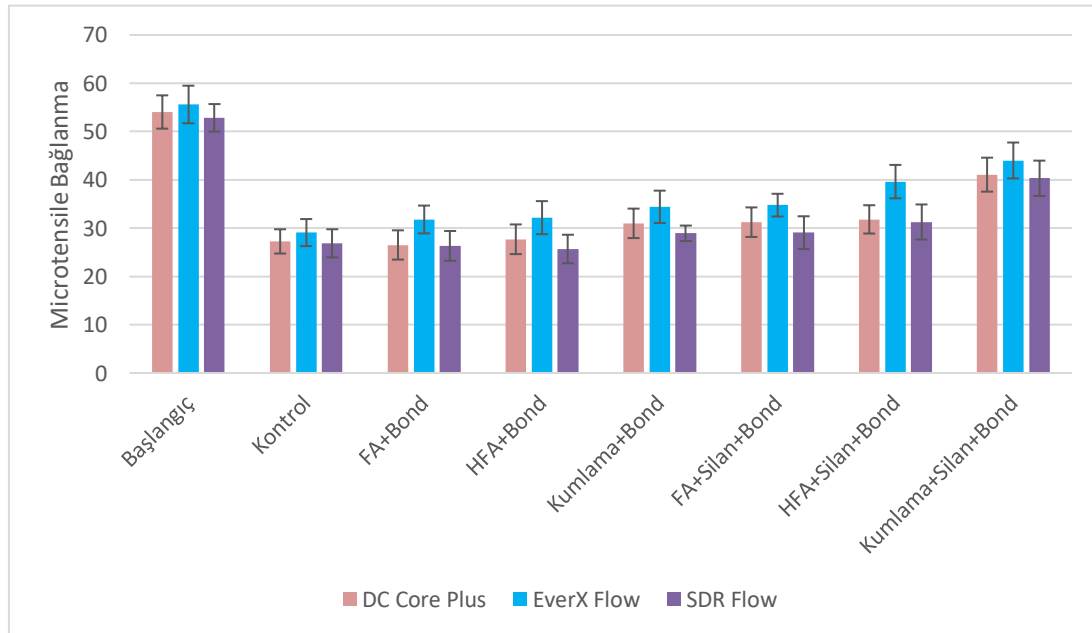
Bahsedilen sonuçların detaylı değerlendirilmesi Tablo 5'te görülmektedir.

Tablo 5. Ortalama (Ort) mikrogerilim bağlanma dayanımı (μ GBD) verileri $\pm$ standart sapma (SS) ve 2-yönlü ANOVA post-hoc Tukey HSD analiz sonuçları

	DC Core Plus	EverX Flow	SDR Flow
Ön Yüzey İşlemi	Ort $\pm$ SS	Ort $\pm$ SS	Ort $\pm$ SS
Başlangıç	54,05 $\pm$ 3,45 ^{Aa}	55,61 $\pm$ 3,89 ^{Aa}	52,84 $\pm$ 2,85 ^{Aa}
Kontrol	27,25 $\pm$ 2,51 ^{Ba}	29,08 $\pm$ 2,80 ^{Ba}	26,85 $\pm$ 2,91 ^{Ba}
FA+Adeziv	26,51 $\pm$ 3,03 ^{Ba}	31,79 $\pm$ 2,88 ^{BFb}	26,32 $\pm$ 3,09 ^{Ba}
HFA+Adeziv	27,69 $\pm$ 3,07 ^{BEa}	32,17 $\pm$ 3,42 ^{BFb}	25,67 $\pm$ 2,96 ^{Ba}
Kumlama+Adeziv	30,99 $\pm$ 3,05 ^{CEa}	34,41 $\pm$ 3,35 ^{CFb}	28,93 $\pm$ 1,60 ^{BCa}
FA+Silan+Adeziv	31,23 $\pm$ 3,06 ^{Ca}	34,76 $\pm$ 2,35 ^{CFb}	29,05 $\pm$ 3,40 ^{BCa}
HFA+Silan+Adeziv	31,81 $\pm$ 2,93 ^{Ca}	39,63 $\pm$ 3,46 ^{Db}	31,27 $\pm$ 3,63 ^{Ca}
Kumlama+Silan+Adeziv	41,07 $\pm$ 3,52 ^{Dab}	44,01 $\pm$ 3,72 ^{Ea}	40,32 $\pm$ 3,66 ^{Db}

#Sütunlardaki farklı büyük harfler, ön yüzey işlemi grupları arasındaki farklılığı göstermektedir.

Satırlardaki farklı küçük harfler, kor materyali grupları arasındaki farklılığı göstermektedir.



Şekil 5. Ön yüzey işlemi uygulanmış kor materyallerinin bağlanma dayanımı değer grafiği

Tüm kor materyali grupları incelendiğinde;

- Başlangıç grubunun tamir bağlanma dayanımı ortalaması diğer tüm gruplardan anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$).
- Tüm kor grupları arasında Kontrol grubu, FA ve HFA grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur ($p>0.05$).
- Tüm kor grupları arasında K ve FA+S grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur($p>0.05$).
- Tüm kor grupları arasında K+S grubunun tamir bağlanma dayanımı ortalaması, diğer tüm yaşlandırılmış gruplardan anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$).
- DC Core ve SDR grupları arasında FA+S ve HFA+S gruplar arasında anlamlı fark görülmezken($p>0.05$), EverX Flow (EXF) grubunda HFA+S grubu, FA+S grubundan anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$).

Ön yüzey işlemleri incelendiğinde;

Kor materyalleri arasında başlangıç ve kontrol grubunda iki-yönlü etkileşimde tamir bağlanma dayanımı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Başlangıç grubunda; kor materyalleri grupları arasında iki-yönlü etkileşimde DC ve EXF arasında ($p=0,430$), DC ve SDR arasında ($p=0,603$), EXF ve SDR arasında ($p=0,080$) tamir bağlanma dayanımı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Kontrol grubunda; kor materyalleri grupları arasında iki-yönlü etkileşimde, DC ve EXF arasında ($p=0,175$), DC ve SDR arasında ($p=0,916$), EXF ve SDR arasında ($p=0,079$) iki-yönlü etkileşimde tamir bağlanma dayanımı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

FA grubunda; kor materyalleri grupları arasında iki-yönlü etkileşimde, DC ve EXF arasında ($p=0,000$), EXF ve SDR arasında ($p=0,000$) EXF tamir bağlanma dayanımı ortalaması istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). DC ve SDR arasında ($p=0,984$) tamir bağlanma dayanımı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

HFA grubunda; kor materyalleri grupları arasında iki-yönlü etkileşimde, DC ve EXF arasında ($p=0,001$), EXF ve SDR arasında ($p=0,000$) EXF tamir bağlanma dayanımı

ortalaması istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). DC ve SDR arasında ($p=0,201$) tamir bağlanma dayanımı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Kumlama (K) grubunda; kor materyalleri grupları arasında iki-yönlü etkileşimde, DC ve EXF arasında ($p=0,005$), EXF ve SDR arasında ($p=0,000$) EXF tamir bağlanma dayanımı ortalaması istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). DC ve SDR arasında ($p=0,115$) tamir bağlanma dayanımı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

FA+Silan (S) grubunda; kor materyalleri grupları arasında iki-yönlü etkileşimde, DC ve EXF arasında ($p=0,006$), EXF ve SDR arasında ($p=0,000$) EXF tamir bağlanma dayanımı ortalaması istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). DC ve SDR arasında ($p=0,122$) tamir bağlanma dayanımı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

HFA+S grubunda; kor materyalleri grupları arasında iki-yönlü etkileşimde, DC ve EXF arasında ($p=0,000$), EXF ve SDR arasında ($p=0,000$) EXF tamir bağlanma dayanımı ortalaması istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). DC ve SDR arasında ($p=0,899$) tamir bağlanma dayanımı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

K+S grubunda; kor materyalleri grupları arasında iki-yönlü etkileşimde, EXF ve SDR arasında ($p=0,021$) EXF tamir bağlanma dayanımı ortalaması istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). DC ve SDR arasında ($p=0,838$) ve DC ve EXF arasında ($p=0,080$) tamir bağlanma dayanımı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

4.2. Kopma Tipi Bulguları

Tablo 6. Kor materyallerinin ön yüzey işlemlerine göre kopma tiplerinin Ki-kare test sonuçları

Kopma tipi		Başlangıç	Kontrol	FA+ Bond	HFA+ Bond	Kumlama+ Bond	FA+ Silan+ Bond	HFA+ Silan+ Bond	Kumlama+ Silan+Bond	p
		n (%)	n (%)	n (%)	n (%)	n (%)	n (%)	n (%)	n (%)	
DC Core Plus	Adeziv	5 (%33,3) ^a	12 (%80) ^b	13 (%86,7) ^b	12 (%80) ^b	9 (%60) ^{ab}	10 (%66,7) ^{ab}	9 (%60) ^{ab}	10 (%66,7) ^{ab}	0,020 *
	Miks	5 (%33,3) ^a	3 (%20) ^a	2 (%13,3) ^a	3 (%20) ^a	5 (%33,3) ^a	5 (%33,3) ^a	5 (%33,3) ^a	4 (%26,7) ^a	
	Koheziv	5 (%33,3) ^a	0 (%0) ^b	0 (%0) ^b	0 (%0) ^b	1 (%6,7) ^{ab}	0 (%0) ^b	1 (%6,7) ^{ab}	1 (%6,7) ^{ab}	
EverX Flow	Adeziv	4 (%26,7) ^a	12 (%80) ^b	11 (%73,3) ^{bc}	12 (%80) ^b	11 (%73,3) ^{bc}	9 (%60) ^{abc}	7 (%46,7) ^{abc}	6 (%40) ^{ac}	0,000 *
	Miks	3 (%20) ^a	3 (%20) ^a	4 (%26,7) ^a	3 (%20) ^a	4 (%26,7) ^a	5 (%33,3) ^a	6 (%40) ^a	6 (%40) ^a	
	Koheziv	8 (%53,3) ^a	0 (%0) ^b	0 (%0) ^b	0 (%0) ^b	0 (%0) ^b	1 (%6,7) ^b	2 (%13,3) ^b	3 (%20) ^{ab}	
SDR Flow	Adeziv	6 (%40) ^a	14 (%93,3) ^b	13 (%86,7) ^b	14 (%93,3) ^b	12 (%80) ^b	12 (%80) ^b	11 (%73,3) ^{ab}	10 (%66,7) ^{ab}	0,000 *
	Miks	3 (%20) ^a	1 (%6,7) ^a	2 (%13,3) ^a	1 (%6,7) ^a	3 (%20) ^a	3 (%20) ^a	4 (%26,7) ^a	4 (%26,7) ^a	
	Koheziv	6 (%40) ^a	0 (%0) ^b	0 (%0) ^b	0 (%0) ^b	0 (%0) ^b	0 (%0) ^b	0 (%0) ^b	1 (%6,7) ^b	

Ki-kare test * $p < 0.05$ için istatistiksel olarak anlamlıdır.

#Sütunlardaki farklı küçük harfler ön yüzey işlemi grupları arasındaki farklılığı göstermektedir.

Kopma tipleri değerlendirildiğinde ön yüzey işlemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). Kor materyalleri grupları arasında kopma tipleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

DC Core Plus Grubunda; Başlangıç grubunda adeziv tip kopma görülme oranı (%33,3), Kontrol (%80), FA+Bond (%86,7) ve HFA+Bond (%80) gruplarından anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$).

EverX Flow Grubunda; Başlangıç grubunda adeziv tip kopma görülme oranı (%26,7), Kontrol (%80), FA+Bond (%73,3), HFA+Bond (%80) ve Kumlama+Bond (%73) gruplarından anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$).

SDR Flow Grubunda; Başlangıç grubunda adeziv tip kopma görülme oranı (%40), Kontrol (%93,3), FA+Bond (%86,7), HFA+Bond (%93,3), Kumlama+Bond (%80) ve FA+Silan+Bond (%80) gruplarından anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$).

Tablo 7. Ön yüzey işlemlerinin kor materyali gruplarına göre kopma tiplerinin Ki-kare test analizleri

		DC Core Plus EverX Flow SDR Flow			P
		n (%)	n (%)	n (%)	
Başlangıç	Adeziv	5 (%33,3)	4 (%26,7)	6 (%40)	0,761
	Miks	5 (%33,3)	3 (%20)	3 (%20)	
	Koheziv	5 (%33,3)	8 (%53,3)	6 (%40)	
Kontrol	Adeziv	12 (%80)	12 (%80)	14 (%93,3)	0,508
	Miks	3 (%20)	3 (%20)	1 (%6,7)	
FA+Adeziv	Adeziv	13 (%86,7)	11 (%73,3)	13 (%86,7)	0,544
	Miks	2 (%13,3)	4 (%26,7)	2 (%13,3)	
HFA+Adeziv	Adeziv	12 (%80)	12 (%80)	14 (%93,3)	0,508
	Miks	3 (%20)	3 (%20)	1 (%6,7)	
Kumlama+Adeziv	Adeziv	9 (%60)	11 (%73,3)	12 (%80)	0,568

	Miks	5 (%33,3)	4 (%26,7)	3 (%20)	
	Koheziv	1 (%6,7)	0 (%0)	0 (%0)	
FA+Silan+Adeziv	Adeziv	10 (%66,7)	9 (%60)	12 (%80)	0,547
	Miks	5 (%33,3)	5 (%33,3)	3 (%20)	
	Koheziv	0 (%0)	1 (%6,7)	0 (%0)	
HFA+Silan+Adeziv	Adeziv	9 (%60)	7 (%46,7)	11 (%73,3)	0,511
	Miks	5 (%33,3)	6 (%40)	4 (%26,7)	
	Koheziv	1 (%6,7)	2 (%13,3)	0 (%0)	
Kumlama+Silan+Adeziv	Adeziv	10 (%66,7)	6 (%40)	10 (%66,7)	0,493
	Miks	4 (%26,7)	6 (%40)	4 (%26,7)	
	Koheziv	1 (%6,7)	3 (%20)	1 (%6,7)	

Ki-kare test * $p < 0.05$ için istatistiksel olarak anlamlıdır.

4.3. Yüzey Pürüzlülüğü Bulguları

2 yönlü ANOVA test sonuçları Tablo 8 de gösterilmiştir. Tabloya göre iki ana faktör olan kor materyali ve uygulanan ön yüzey işlemi değerlendirildiğinde pürüzlülük üzerine olan etkisi istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p=0.458$; $p>0.05$).

Kor materyalleri arasında pürüzlülük açısından iki yönlü karşılaştırmalarda istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemiştir ($p<0.05$). Ön yüzey işlemleri arasında pürüzlülük değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p=0.000$; $p<0.05$).

Tüm ön yüzey işlemleri grupları arasında en yüksek pürüzlülük değerlerini TY+Z+K ve TY+Z+HFA grubu gösterdi.

TY uygulanmış ve uygulanmamış gruplar arasında iki yönlü karşılaştırmalarda istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmemektedir ($p<0.05$).

Tablo 8. Yüzey pürüzlülük değerlerinin 2-yönlü ANOVA etkileşim tablosu

Source	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	P
Kor materyali	0,001	2	0	0,095	0,909
Ön Yüzey İşlemi	25,455	5	5,091	1076,109	0,000*
Kor materyali * Ön Yüzey işlemi	0,047	10	0,005	0,985	0,458

2 yönlü ANOVA Testi $*p < 0.05$ için istatistiksel olarak anlamlıdır.

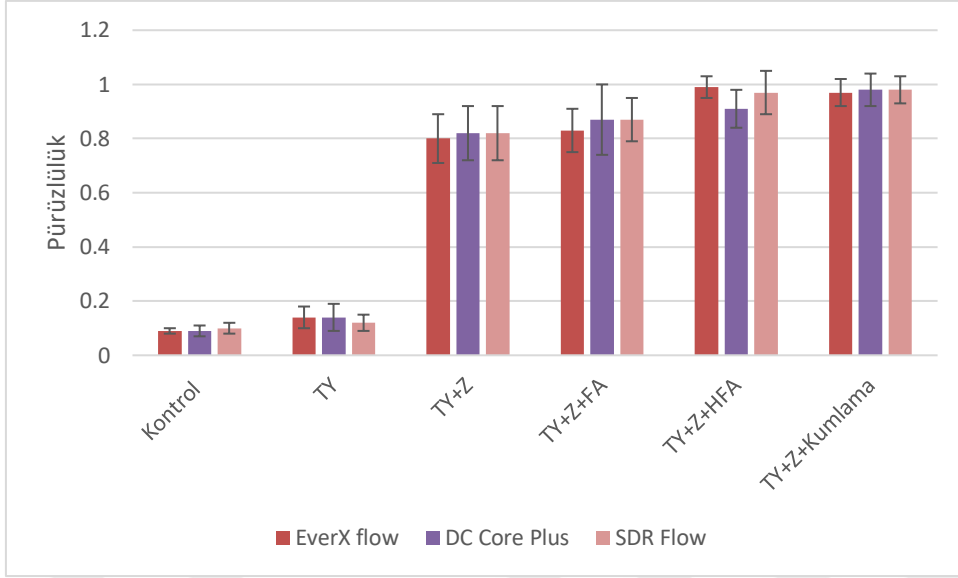
Bahsedilen sonuçların detaylı değerlendirilmesi Tablo 9’da görülmektedir.

Tablo 9. Ortalama yüzey pürüzlülük değerleri (μ) $\pm$ SS ve 2-yönlü ANOVA sonuçları

	EverX Flow	DC Core Plus	SDR Flow
Ön Yüzey İşlemi	Ort $\pm$ SS	Ort $\pm$ SS	Ort $\pm$ SS
Kontrol	0,09 $\pm$ 0,01 ^{Aa}	0,09 $\pm$ 0,02 ^{Aa}	0,10 $\pm$ 0,02 ^{Aa}
Termal Yaşlandırma (TY)	0,14 $\pm$ 0,04 ^{Aa}	0,14 $\pm$ 0,05 ^{Aa}	0,12 $\pm$ 0,03 ^{Aa}
TY+Zımpara (Z)	0,80 $\pm$ 0,09 ^{Ba}	0,82 $\pm$ 0,10 ^{Ba}	0,82 $\pm$ 0,10 ^{Ba}
TY+Z+FA	0,83 $\pm$ 0,08 ^{Ba}	0,87 $\pm$ 0,13 ^{Ba}	0,87 $\pm$ 0,08 ^{Ba}
TY+Z+HFA	0,99 $\pm$ 0,04 ^{Ca}	0,91 $\pm$ 0,07 ^{BCb}	0,97 $\pm$ 0,08 ^{Cab}
TY+Z+K	0,97 $\pm$ 0,05 ^{Ca}	0,98 $\pm$ 0,06 ^{Ca}	0,98 $\pm$ 0,05 ^{Ca}

#Sütunlardaki farklı büyük harfler ön yüzey işlemi grupları arasındaki farklılığı göstermektedir.

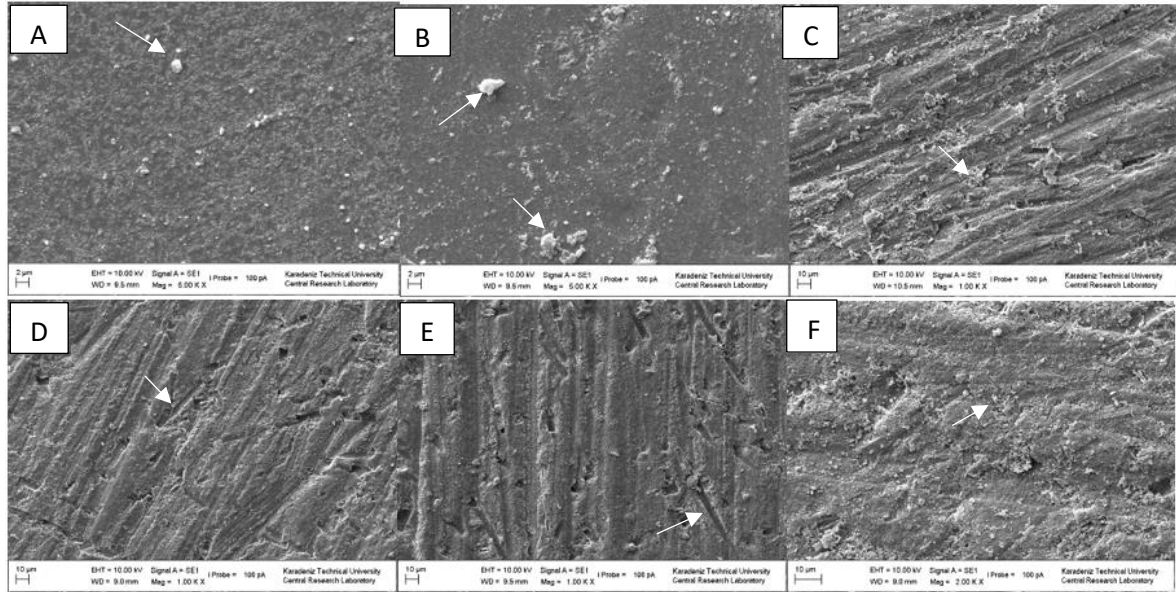
Satırlardaki farklı küçük harfler kor materyali grupları arasındaki farklılığı göstermektedir.



Şekil 6. Ön yüzey işlemleri uygulanmış kor materyallerinin pürüzlülük değer grafiği

4.4. Kor Materyallerinin Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) İle Yüzey Analizi

Everx flow'un incelenmesi

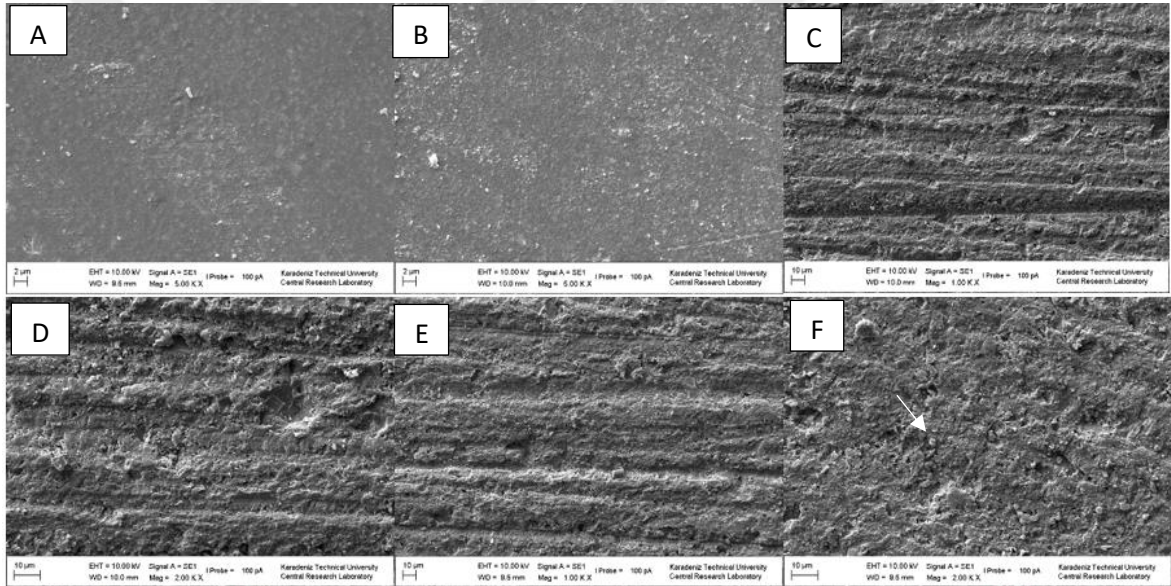


Resim 15. EverX Flow'a ait yüzey görüntüleri A) Termal yaşlandırma öncesi B) Termal yaşlandırma sonrası C) TY ve Z sonrası D) TY ve FA sonrası E) TY ve HFA sonrası F) TY ve K sonrası

Yaşlandırılmamış ve hiçbir yüzey işlemi uygulanmamış olan fiber ile güçlendirilmiş EXF örneği yüzeyinde randomize olarak dağılmış fiber liflerinin çıkıntıları görülmektedir (Resim

15A). Termal yaşlandırma sonrası EXF yüzeyinde fiber liflerinin çıkıntılarının boyutunun arttığı gözlemlenmiştir (Resim 15B). Zımpara uygulaması sonrası oluşan debris kalıntıları ve zımpara izleri görülmektedir (Resim 15C). Fosforik asit uygulanan yüzeyde debris kalıntılarının temizlendiği ve fiber liflerinin açığa çıktığı görülmektedir (Resim 15D). Hidroflorik asit uygulaması sonrası fiber lifleri daha net gözlenmektedir (Resim 15E). Kumlama sonrası zımpara izlerinin belirginliğinin azaldığı ve materyal yüzeyinde mikrometreden daha küçük boyutta toz şeklinde partiküller bulunduğu gözlenmektedir (Resim 15F).

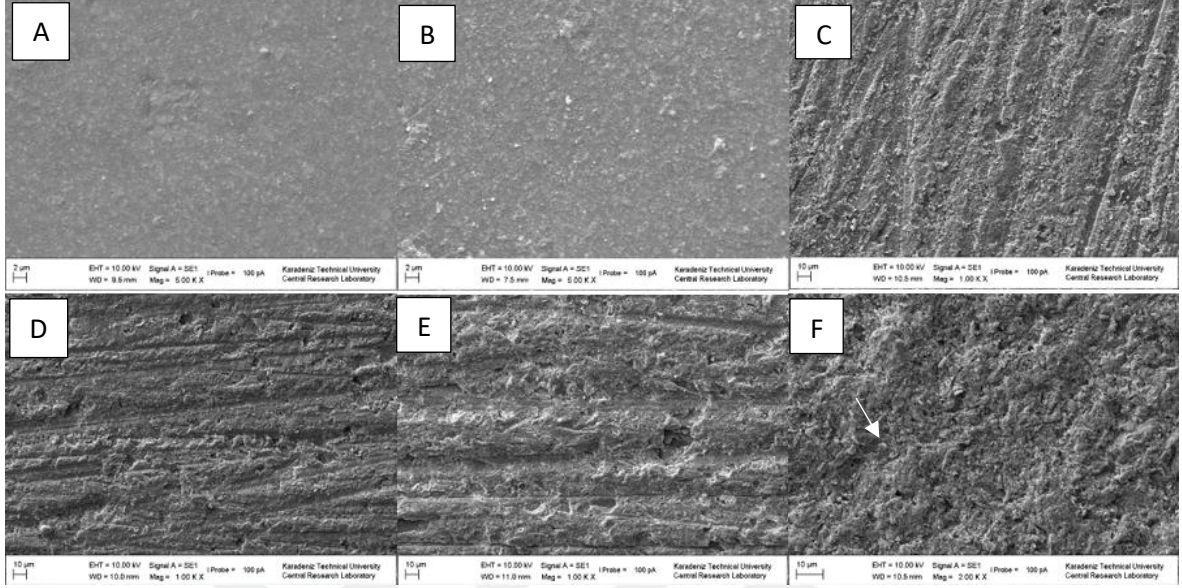
DC Core Plus İncelenmesi



Resim 16. DC Core Plus'a ait yüzey görüntüleri A) Termal yaşlandırma öncesi B) Termal yaşlandırma sonrası C) TY ve zımpara sonrası D) TY ve FA sonrası E) TY ve HFA sonrası F) TY ve K sonrası

Yaşlandırılmamış ve hiçbir yüzey işlemi uygulanmamış olan DC örneği görülmektedir (Resim 16A). Termal yaşlandırma sonrası DC yüzeyinde değişikliğe uğradığı gözlenmiştir (Resim 16B). Zımpara uygulama sonrası oluşan debris kalıntıları ve zımpara izleri görülmektedir (Resim 16C). Fosforik asit uygulanan yüzeyde debris kalıntılarının temizlendiği görülmektedir (Resim 16D). Hidroflorik asit uygulaması sonrası FA da olduğu gibi debris kalıntılarının temizlendiği gözlenmektedir (Resim 16E). Kumlama sonrası zımpara izlerinin belirginliğinin azaldığı ve materyal yüzeyinde mikrometreden daha küçük boyutta toz şeklinde partiküller bulunduğu gözlenmektedir (Resim 16F).

SDR Flow'un İncelemesi



Resim 16. SDR Flow'a ait yüzey görüntüleri A) Termal yaşlandırma öncesi B) Termal yaşlandırma sonrası C) TY ve zımpara sonrası D) TY ve FA sonrası E) TY ve HFA sonrası F) TY ve K sonrası

Yaşlandırılmamış ve hiçbir yüzey işlemi uygulanmamış olan SDR örneği görülmektedir (Resim 17A). Termal yaşlandırma sonrası SDR yüzeyinde düzensiz alanlar gözlenmiştir (Resim 17B). Zımpara uygulama sonrası oluşan debris kalıntıları ve zımpara izleri görülmektedir (Resim 17C). Fosforik asit uygulanan yüzeyde debris kalıntılarının temizlendiği görülmektedir (Resim 17D). Hidroflorik asit uygulaması sonrası debris kalıntıların temizlendiği ve yüzeydeki oluşumlar daha net gözlenmektedir (Resim 17E). Kumlama sonrası zımpara izlerinin belirginliğinin azaldığı ve materyal yüzeyinde mikrometreden daha küçük boyutta toz şeklinde partiküller bulunduğu gözlenmektedir (Resim 17F).

TARTIŞMA ve SONUÇ

Bu çalışmanın amacı farklı yapıdaki 3 bulk fill kor materyalinin tamir bağlanma dayanımlarının karşılaştırılması ve yaşlandırmanın ve uygulanan farklı ön yüzey işlemlerinin tamir bağlanma dayanımına etkisinin değerlendirilmesini içermektedir. Test edilen başlangıç hipotezlerinden;

Hipotez 1. Kor materyalleri arasında tamir mikrogerilim bağlanma dayanımı (μ GBD) açısından fark yoktur hipotezi reddedildi. Kor materyalleri arasında tamir μ GBD değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0.05$). EverX Flow grubunun tamir μ GBD değerleri diğer tamir gruplarından anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$).

Hipotez 2. Termal yaşlandırma (TY) kor materyallerinin tamir bağlanma dayanımlarını etkilemez hipotezi reddedildi. Başlangıç grubunun μ GBD değerleri TY uygulanmış gruptan istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$).

Hipotez 3. Uygulanan farklı ön yüzey işlemleri kor materyallerinin tamir bağlanma dayanımlarını etkilemez hipotezi reddedildi. Ön yüzey işlemleri arasında μ GBD değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0.05$). K+S grubunun tamir μ GBD değerleri diğer tamir gruplarından anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$).

Başarılı ve uzun ömürlü bir kompozit restorasyon uygulaması için birçok adım atılır. Minimal invaziv diş hekimliği kavramına göre dişlerin sağlıklı bir şekilde fonksiyonlarının devamı, çürük lezyonlarının oluşmasının engellenmesi ve mümkünse dental problemlerin minimal girişimsel tedavilerle giderilmesi amaçlanmaktadır (195). Son yıllarda minimal invaziv diş hekimliği kavramı, klinik olarak uygulanabilir olduğunda restorasyonların değiştirilmesi yerine tamirini önermektedir (99, 196). Çalışmalar, kompozit rezin restorasyonların tamirinin uzun vadede uygulanabilir olduğunu ve güvenli ve etkili bir tedavi olduğunu ortaya koymaktadır (99, 197, 198).

Diş hekimliğinde, dişlerin restorasyonu için kompozit rezinler kullanılmaktadır. Geleneksel kompozit rezinlerle karşılaşılan polimerizasyon büzülmesi ve polimerizasyon derinliği sorununun üstesinden gelmek için tabakalı yerleştirme tekniği uygulanmaktadır. Bu teknik, özellikle posterior bölgedeki derin kaviteler için zaman alıcı olabilir. Bulk fill kompozit rezinler polimerizasyon derinliği daha fazla olduğu ve 4 mm'lik bir tabakayla yerleştirilebildiği için bu sorunların üstesinden gelmek için geliştirilmiştir (72). Akışkan bulk fill kompozitler genellikle oklüzal tabakanın, daha güçlü ve aşınmaya daha dirençli

olması beklenen daha yüksek doldurucu içeren bir kompozit ile kapatılmasını (cap) gerektirirler (41). Son klinik araştırmalar, bulk fill materyallerin, geleneksel kompozitlerle karşılaştırıldığında benzer klinik performans sergilediğini göstermektedir (37, 41, 66, 237). Literatür tarandığında akışkan bulk fill materyallerin tamirine ilişkin çalışmalar sınırlıdır (25, 128, 200). Bu sebeple, bu çalışmada capping gerektiren güncel akışkan bulk fill kor materyalleri kullanıldı ve tamir bağlanma dayanımları değerlendirildi. Bu materyaller farklı yapıdaki; fiber içerikli EverX flow (EXF), dual cure core build-up materyali DC Core Plus (DC) ve ışıkla sertleşen akışkan SDR Flow+ (SDR)'tır.

Bir rezin kompozit restorasyonu tamir etmenin asıl amacı, eski ve yeni materyal arasında, başlangıç mukavemetine ideal olarak uyan bağlanma dayanımını elde etmektir (201). Ağız ortamında restorasyonun maruz kaldığı nem ve zorlu koşullar restorasyonda zamanla hidrolitik bozunma meydana getirebileceğinden (182, 202) eski restorasyon ve tamir materyali arasında, makro mekanik, mikro mekanik veya kimyasal bir bağlanma elde edebilmek için farklı ön yüzey işlemleri kullanılmaktadır (143). Tamir kompozitinin frezle yüzey hazırlama, asitle aşındırma, lazer uygulama ve kumlama gibi yöntemlerle pürüzlendirilmesi mekanik bağlanmayı arttırırken, adeziv rezin ve silan gibi ajanların uygulanması kimyasal bağlanmaya katkıda bulunmaktadır. Hem mekanik hem de kimyasal bağlanmayı arttırmak için tribokimyasal kumlama (silika kaplı partiküllerle kumlama) yöntemi de kullanılmaktadır (119, 124). Test edilen bu yöntemlerden hangisinin daha iyi olduğu konusunda henüz fikir birliği bulunmamaktadır ve bugüne kadar optimal veya evrensel bir tamir protokolü oluşturulmamıştır (203).

İn vitro koşullar araştırmaların güvenilir, kolay ve çabuk incelenmesine, uzun zamanda başarısızlığa neden olan faktörlerin belirlenmesine olanak tanıyarak in vivo araştırmalar yerine tercih edilmektedir (204). Standardizasyonun kolay olması, yaşlanma sürelerinin daha kısa zamanda taklit edilebilmesi, birçok değişkenin aynı zamanda değerlendirilebilmesi, kolay ve ucuz test protokollerinin kullanılabilmesi (205) gibi avantajlarından dolayı bu çalışmada in vitro test yöntemi kullanıldı.

İdeal bir bağlanma dayanım testi klinik olarak güvenilir, gerçekçi ve tekniğe daha az duyarlı olmalıdır. Karmaşık olmayan ve ucuz test protokollerinin kullanımını içermelidir (206). Bağlanma dayanımı, laboratuvar yöntemleriyle veya klinik performansın değerlendirilmesiyle ölçülebilir. Sano ve ark. tarafından 1994 yılında geliştirilen mikro gerilim dayanım testinde bağlanma alanı 1 mm² veya daha küçük olduğu için kopmalar

adeziv arayüzde gerçekleşir. Bundan dolayı makro test yöntemlerine göre avantaj sağlar (205). Bilimsel olarak kanıtlanması zor olsa da bir mikrogerilim dayanım testi (μ GBD) protokolünün, adeziv ajanları bağlanma performanslarında geleneksel bir kesme bağlanma dayanım testi metoduna göre daha iyi ayırt edebildiği görülmektedir (205). Büyük olasılıkla mevcut bilimsel makalelerin çoğunun mikro gerilim bağlanma dayanım testi kullanmasının nedeni budur (207). μ GBD testleri, düzensiz yüzeylerin ve çok minimal alanların test edilebilmesine imkan sağlar. Ayrıca koparılan örneklerin SEM’de incelenmelerine de olanak tanımaktadır. Bu gibi avantajları sayesinde, bu test yöntemi ile daha gerçekçi ve güvenilir bağlanma değerlerine ulaşılabilir (194, 208). Bu nedenle bu in vitro çalışmada, yaşlandırılmış 3 farklı kor materyalinin tamirinde, uygulanan farklı ön yüzey işlemlerinin bağlanma dayanımı üzerine etkisini değerlendirmek amacıyla, “mikro gerilim bağlanma dayanıklılık testi (μ GBD)” kullanıldı.

Ağız ortamında, restoratif materyallerde meydana gelen değişikliklerin taklit edilmesi için, kompozit rezinlerin yaşlandırılması amacıyla çeşitli in vitro test yöntemleri bulunmaktadır (202). Termal siklusla yaşlandırmanın, daha zorlu koşullar oluşturarak materyalleri aşırı sıcaklıklara maruz bıraktığı için kompozit rezinlerin bozunmasında diğer yöntemlere göre daha etkili olduğu sonucuna varılmıştır (182, 209, 210). Termal siklusla yaşlandırma işleminde sıcaklık değişimlerine maruz kalan örneklerde termal stresler oluşur ve bu durum matrikste mikro çatlak oluşumuna ve doldurucu matriks arayüzünde başarısızlığa yol açar. Ayrıca, suya maruz kalma sonucunda, doldurucuların silanize dış çeperinde hidrolitik bozunma veya rezin matrikste şişme görülmektedir (211). 5-55°C arasındaki su banyolarında ısı değişimleriyle bağlanma ara yüzeyinde termal stresler oluşturmak amacıyla termal döngü yapılır. Bu işlemde termal dalgalanmaların tekrarı rezin matrisi ile doldurucular arasındaki bağı zayıflatır (193). Termal döngüde sıcaklık ayarı, bekleme süresi ve döngü sayısı gibi çeşitli faktörler bağlanma dayanımı testi sonucunu etkileyebilir (212). 10.000 termal döngünün kompozit restorasyonların bir yıllık yaşlandırılmasına karşılık geldiği öne sürülmüştür (212–214). Kompozit rezinlerin tamirinde farklı sürelerde yaşlandırmanın etkinliği incelendiğinde, örnekler genellikle 10.000 siklusa kadar yaşlandırılmış, çok uzun sürelerde yaşlandırma işlemi tercih edilmemiştir. Birçok çalışmada, 5.000 siklus uygulanarak yapılan termal yaşlandırma sonucunda tamir bağlanma dayanımında anlamlı bir düşüş gözlenirse de (116, 182, 193, 215, 216), Kiomarsi ve ark. yaptığı çalışma gibi (217) yaşlandırma süresinin bir etkisinin olmadığını belirten çalışmalar da vardır. 5000 termal döngünün kompozitlerin bağ

mukavemetini etkilediğini gösterilen çalışmalar örnek alınarak bu çalışmada 6 aylık ağız içi yaşlanmaya tekabül eden 5000 termal siklus uygulandı.

Tamir işleminin başarısı eski restoratif materyal ile yeni tamir materyalinin kabul edilebilir düzeyde bağlantı sağlamasına bağlıdır (218). Bu bağlanma, materyalin yüzey özelliği, kullanılan kimyasal adezivin ıslatabilirliği ve kompozit rezinin kimyasal özellikleri gibi etkenlere bağlıdır (143, 182, 219). Genel olarak iki kompozit tabakası arasındaki bağlanma, polimerize olmamış rezin monomerlerden kaynaklanan oksijen inhibisyon tabakası sayesinde olmaktadır (119, 129). Yaşlanma ve su emilimi, bu polimerize edilmemiş filmi çıkararak veya doymamış C=C çift bağını azaltarak bağlantıyı tehlikeye atabilir. Bu bağın prognozu, eski kompozitin yüzey özellikleri ve uygulanan yüzey işlemleri dahil olmak üzere birçok faktöre bağlıdır (193, 219). Bu sebeple kompozit-kompozit ara yüzeyinde mekanik bağlantı için frezle ya da zımpara kâğıdı ile yüzey hazırlığı, fosforik asit veya hidroflorik asitle pürüzlendirme, kumlama ve kimyasal bağlantı için de adeziv ajan veya silan uygulama gibi yöntemlere başvurulmaktadır (220). Yüzeyi pürüzlendirme tamir kompoziti ile eski restoratif materyal arasında mikromekanik bir kilitlenme sağlarken, bunun yanında yüzey alanını artırarak bağlanmayı da artırmaktadır (119, 221, 222). Özellikle yaşlandırılmış yüzeylerde oluşturulan mikro mekanik retansiyonun, güvenilir bir tamir bağlanma dayanımı elde edilmesinde, kilit rol oynadığı bildirilmiştir (203, 223). Birçok çalışma, kompozitin mekanik veya kimyasal yüzey işlemlerinin μ GBD üzerindeki etkilerini değerlendirmiştir (72, 111, 126, 143, 171, 224). Genel olarak, elmas frez çoğu diş hekimi tarafından restorasyon tamirinden önce kompozit yüzeylerin hazırlanması için seçilir (69, 124, 220). Yapılan bir incelemeye göre, eski restorasyon yüzeylerinin 60 ile 1200-gren arasında değişen silikon karbit aşındırıcı kağıtlarla pürüzlendirilmesi literatürde yaygın bir prosedürdür (125). Çalışmalara baktığımızda restorasyon tamiri için eski restorasyonlara, elmas frezlere eş değer pürüzlendirme için genellikle 400 grenli kâğıt zımparalarla yüzey hazırlığı yapıldığı görülmüştür (126, 127, 225–227). Bu nedenle bu çalışmada, yaşlandırılmış kompozitlerin yüzeyleri frezle aşındırılmış standart yüzeyler elde etmek için 400 grenli zımpara kâğıdı kullanılarak pürüzlendirildi. Çalışmalar, kompozit restorasyonların tamirinde frez ile yüzey pürüzlendirmesinin tek başına yeterli olmadığını bildirmiştir (124, 126, 228). Çoğu çalışmada yüzey hazırlığından sonra mekanik bağlantı için %37'lik fosforik asit (FA) (143, 229, 230) veya %9-10'luk hidroflorik asit (HFA) (64, 117, 143) hem mekanik hem kimyasal bağlantı için silika kaplı Al_2O_3 partikülleriyle kumlama (Cojet) (138, 203, 219, 230–232) ve kimyasal bağlantı için silan (S) (143, 182,

233) uygulanmaktadır. Bu çalışmada da benzer şekilde yaşlandırılmış kompozit yüzeyine FA ve HFA, cojet ve silan ön yüzey işlemleri uygulandı.

Dental kompozit restorasyonların tamiri Minimal İnvaziv Diş Hekimliğinin önemli bir parçasıdır ve eski restorasyona tatmin edici bir şekilde bağlanma, tamir edilen restorasyonun ömrü için önemlidir. Diş hekimleri, daha az çalışma adımıyla, iatrojenik hasar olasılıklarını en aza indiren, kullanımı daha basit materyaller talep ettiğinden, üreticiler bu talebe, prosedürleri basitleştirerek ve tüm bileşenleri tek bir şişede birleştirerek yanıt vermiştir. Bu bağlamda geleneksel adeziv sistemlerin dezavantajlarını azaltmak ve kullanım kolaylığı sağlamak için hem etch and rinse hem self-etch modunda hem de selektif asitleme ile uygulanabilecek, ‘universal’ ya da ‘multi-mod’ olarak adlandırılan yeni bir tek aşamalı adeziv sistem grubu piyasaya sürülmüştür (166, 220). Bu yeni sistemle tek bir adeziv ajan kullanılarak, kaviteye ve uygulanan restorasyona göre en uygun olan adeziv uygulama yöntemine karar verilebilir (234). Güncel bir adeziv sistem olması, tamir vakalarında kullanım endikasyonu ve bu çalışmada ayrı bir silan uygulanan grup olduğu için silan içermeyen universal bir adeziv ajan olan Clearfill S3 Bond Universal tercih edildi.

Kompozit rezin restorasyonların tamirinde, tamir materyali olarak benzer yapıda kompozitin kullanılması gerektiği savunulmaktadır (233, 235). Bazı araştırmacılar ise klinik olarak tamir edilecek kompozitin türünü bilmenin çoğunlukla mümkün olamayacağını düşündükleri için farklı türlerde kompozit rezinler kullanmayı tercih etmişlerdir (238, 240). Bu çalışmada kullanılan akışkan bulk fill kompozitler klinik uygulamada capping gerektirmektedirler. Klinik uygulamayı taklit etmek amacıyla bu çalışmada kullanılan kor materyalleri posterior mikrohibrit bir kompozitle (Filtek P60, 3M ESPE, Almanya) tamir edildi.

Materyal bilimlerindeki ve minimal invaziv prosedürlerdeki gelişmelere rağmen, kompozit rezinlerin, yüksek kırılganlıkları, düşük kırılma toklukları ve diş yapısında polimerizasyon büzülmesinden kaynaklı mikro çatlak oluşumu nedeniyle büyük restorasyonlar için veya yüksek stres taşıyan alanlarda yaygın olarak kullanılması önerilmemektedir (87). Bu yüzden, özellikle kor yapımı için tasarlanmış ve piyasada bulunan birçok rezin kompoziti olduğunu belirtmek gerekir. Literatüre bakıldığında bulk fill kor materyallerinin tamirine ilişkin çalışmalar sınırlıdır (24, 25). Bu çalışmada tamir bağlanma dayanımlarının karşılaştırılmasına rastlanılmamış güncel sistemler olan akışkan bulk fill yapıdaki 3 farklı kor materyallerinin tamir bağlanma dayanımları değerlendirildi.

Üreticiler tarafından yapılan son gelişmeler, geleneksel rezin kompozitleri ile büyük kavitelerin restorasyonu ile ilgili bazı endişelerin üstesinden gelmek için kısa fiberle güçlendirilmiş (SFRC) kompozitin piyasaya sürülmesiyle sonuçlanmıştır. Bu kompozit, daha iyi bağlanma ve eğilme mukavemetine katkıda bulunan yarı-iç içe geçen bir polimer ağı (yarı IPN) adı verilen bir polimer matrisi içerir (76, 239). Literatürde SFRC'lerle geleneksel kompozitlerin mekanik ve fiziksel özelliklerini karşılaştıran birçok çalışma mevcuttur. Garoushi ve ark, kısa fiber takviyeli kompozitten yapılan onlay restorasyonların, diğer konvansiyonel restorasyonlardan istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek yük taşıma kapasitesine (1593 N) sahip olduğunu bulmuşlardır (239). Garoushi ve ark. yaptıkları başka bir çalışmada SFRC ve hibrit kompozitin beraber uygulandığı 31 molar ve 6 premolar dişe uygulanan restorasyonların 12 aylık klinik performansını değerlendirmişler (240) ve restorasyonlarda sekonder çürük veya kütleli kırık tespit etmemişlerdir. Çalışmalarında kor olarak kullanılan fiberle güçlendirilmiş bir kompozit rezinin yüksek yük taşıyan alanlarda yeterli klinik performans gösterdiğini belirtmişlerdir.

Bijelic-Donova ve ark, yaptıkları bir çalışmada everX Posteriorun geleneksel kompozitlere kıyasla mekanik özelliklerinin genel olarak üstün olduğunu belirtmişlerdir (241). Bu materyalin tamiri incelendiğinde güvenilir bir tamir bağlanma dayanımı ortaya koyduğu görülmüştür (68, 69, 242). Yapılan bir çalışmada fiber takviyeli kompozitin tamirden sonra kırılma direncini, fiber içermeyen diğer bulk fill kompozitlere kıyasla önemli ölçüde daha iyi koruduğu bulunmuştur (69). Bu durumlar dikkate alınarak bu çalışmada SFRC olan ve güncel bir materyal olmasından dolayı EverX Flow kompoziti kullanıldı.

Kor materyali olarak kullanılan ve özellikle kor oluşumları için tasarlanmış kor build-up bulk fill kompozitlerden dual cure olanlar, redoks başlatıcı sistemi ve foto başlatıcılarla ilişkili olduğu için ışık ve kendi kendine sertleşen mekanizmaların avantajlarını birleştirir (25). Kournetas ve arkadaşları, aynı üreticinin ilgili ışıkla sertleşen materyalinde (Clearfil Photo Core) bulunanlara kıyasla dual-cure rezin kompozit kor materyalinde (Clearfil DC Core Plus) daha yüksek miktarda kalan çift bağ göstermiştir. Bu bulguyu dual cure kompozit rezindeki kamforokinon içeriğindeki azalmaya (ortam ışığına duyarlılığı en aza indirmek için azaltılmış bir kamforokinon içeriği) bağlamışlardır (24). Bu kalan çift bağların bağlanma dayanımını artırdığı düşünülmektedir. Bu reaksiyona girmemiş grupların mevcudiyeti, matrisin kimyasal bileşimine ve yaşlanma geçmişine bağlıdır (203).

Dual cure kompozit kor materyalleri, yapılan bir çalışmada tamir işleminden önce üç ay boyunca suda depolamadan sonra bile ışıqla sertleşene göre eşit veya daha yüksek tamir bağlanma dayanım değerleri ortaya çıkarmıştır. Bu durum, bu materyal türünün başarıyla onarılma potansiyeline sahip olduğu anlamına gelmektedir (25). Literatürde, dual-cure rezin kompozit kor materyallerinin tamir edilebilirliği hakkında yapılan çalışmalar sınırlıdır(25). Bu yüzden bu çalışmada güncel bir bulk fill kor materyali olması ve aşırı madde kayıplı dişlerde kullanım endikasyonu sebebiyle dual cure kor build-up materyali olan DC Core Plus kullanıldı.

2009'da ilk bulk fill akışkan kompozit olan SDR piyasaya sürülmüş ve Stres Azaltıcı Resin (SDR) teknolojisinin ve yüksek polimerizasyon derinliğinin birleştirilmesiyle SDR, fiziksel özellikleri ve kullanım özellikleriyle iyi bir klinik performans ve ticari başarı sergilemiştir. SDR teknolojisine dayanan akışkan bulk fill kompozitin yeni nesli olan, SDR flow+ bulk fill akışkan kompozit, gelişmiş mekanik mukavemet, aşınma direnci ve radyoopasite gibi ek klinik ihtiyaçları karşılamak için geliştirilmiştir (243). SDR Flow+, Bis-GMA (512 g/mol), Bis-EMA (496 g/mol), EPBADMA ve diğer monomerlerden daha yüksek moleküler ağırlığa sahip patentli modifiye edilmiş bir UDMA (849 g/mol) içerir. Bu nedenle, birim hacim başına reaktif alan sayısı azaltılarak büzülme azaltılabilir (82). Yapılan bir çalışmada SDR ve bir nanofil kompozitin klinik dayanıklılığı karşılaştırılmıştır. Kor olarak kullanılan akışkan bulk fill SDR kompozitinin üzeri bir geleneksel kompozitle kapatılmış ve 6 yıllık klinik değerlendirme sonucunda başarısızlık oranı %1 bulunmuştur. Akışkan bulk fill SDR Flow'un, tabakalama tekniğiyle yerleştirilen kompozit rezinlerden klinik olarak önemli bir farkı olmadığı sonucuna varılmıştır (199). Bu çalışmada bu avantajından ve klinik prosedürlerde güncel akışkan bulk fill olarak sıklıkla kullanılmasından dolayı SDR Flow+ kullanıldı.

Bu çalışmanın sonuçlarına göre tamir bağlanma dayanımı değerlendirilen tüm gruplar başlangıç değerlerine göre daha düşük μ GDB değerleri gösterdi. Aquino ve ark. (244) da benzer sonuçlar bulmuşlar ve bunun nedeni olarak yaşlandırma sırasında oluşan su emiliminin, monomer yapısında bozulmaya, inorganik partiküllerin kaybına sebep olmasını ileri sürmüşlerdir. Aynı şekilde Wendler ve ark. (203) bu durumu reaksiyona girmemiş monomerlerin sızmasına, matris-doldurucu ara yüzünün şişmesine ve rezin kompozitinin su doygunluğunun, mevcut serbest radikalleri azalttığı için tamir bağlanma dayanımını azaltmasına bağlamışlardır.

Bu çalışmanın sonuçlarına göre tüm kor materyali grupları arasında başlangıç grubunda bağlanma dayanımı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p<0,05$) ve bağlanma dayanımlarının anlamlı şekilde yüksek olduğu görüldü (>50 MPa). Bunun muhtemel sebepleri olarak EXF'nin yarı IPN sistemi, DC'nin polimerizasyon sonrası bağlanma dayanımını artıran kalan çift bağ sayısının fazla olması ve SDR'nin modifiye edilmiş UDMA monomeri içermesi ve bu monomerin polimerizasyon stresini ve büzülmesini azaltarak bağlanma dayanımına katkı sağlaması verilebilir.

Kompozit tamiri için ideal bağlanma dayanımı değerleri henüz bilinmemekle birlikte, kompozitin asitlenmiş mineye bağlanma dayanım değerlerinin 15 ila 30 MPa olduğu bilinmektedir (215). Asitlenmiş mine ye bağlanan kompozit tabakası nadiren mekanik olarak başarısız olduğundan, bu bağ kuvveti aralığı klinik olarak altın standart olarak kabul edilebilir (119, 245). Çalışmamızda da kumlama (K), FA+S, HFA+S ve K+S ön yüzey işlemi uygulanmış grupların bağlanma dayanımlarının genel olarak 30 MPa dan yüksek olduğu görülmektedir. Bu durum göz önünde bulundurularak yaşlandırılmış grupların bağlanma dayanımlarında anlamlı bir düşüş gözlemlense de geleneksel kompozitlere yakın bağlanma dayanımı göstermesi (246) ve geleneksel kompozitlere göre birçok avantajından dolayı klinikte bulk fill kor materyallerinin kullanılması önerilebilir (25, 72).

Bu çalışmada, farklı yüzey işleme protokolleri ve tamir işlemleri sırasında kullanılan universal adeziv uygulamasının yaşlandırılmış bulk-fill kor materyallerinin tamir potansiyeli üzerindeki etkileri değerlendirildi. Ön yüzey işlemleri arasında FA ve HFA uygulaması olduğu için adezivin kullanım modunun bağlanma dayanımını nasıl etkilediği de değerlendirildi ve universal adeziv hem etch and rinse modunda hem de tek başına uygulanarak self-etch modunda kullanıldı. Her iki modun bağlanma dayanımları incelendiğinde aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p<0,05$).

Bu çalışmanın sonuçlarına göre bütün kor materyali gruplarında kontrol grubuna göre, FA aşındırma ve HFA aşındırma tek başlarına tamir μ GBD değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark göstermedi. Bunun sebebi olarak FA uygulamasının tamir bağlanma dayanımına katkısının sadece yüzeyi temizleme etkisiyle olduğu verilebilir (143, 229, 230). Ancak bazı yazarlara göre, tamir prosedürlerinde FA uygulaması önemlidir, çünkü organik kontaminasyonu ve mekanik işlemde kalan atıkları giderdiği için, silan ve inorganik partiküller arasındaki reaksiyonu kolaylaştırdığı öne sürülmektedir (247). Loomans ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada %9 HFA'yı 20 sn uyguladıklarında bağlanmada anlamlı

bir artış saptayamazlarken, 120 sn uyguladıklarında kompozit tamir bağlanma dayanımını anlamlı derecede arttırdığını saptamışlardır (143). Bu çalışmada HFA'nın kısa süreli uygulamasının μ GBD değerini artırmaması bu durumla açıklanabilir.

Tüm kor materyalleri incelendiğinde μ GBD değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı yükseliş, K, FA+S, HFA+S ve K+S gruplarında saptandı. Bu verilere dayanarak kumlama, silan ve kumlama x silan uygulamasının tamir bağlanma dayanımlarını istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde artırdığı görüldü. Bu durum cojet ile kumlama da kullanılan silika kaplı Al_2O_3 partiküllerine bağlanabilir. Birçok çalışma da (138, 203, 219, 230–232) olduğu gibi bu çalışmada da benzer şekilde bağlanma dayanımını artırmıştır. Silanın bağlanma dayanımını artırmasının nedeni olarak, silan kaplı kompozit yüzey, tamir kompozitinin metakrilat grupları için daha reaktif olmasını sağlar (143) ve silan, yüzeyin ıslanabilirliğini iyileştirir, bağlayıcı ajanın substrattaki mikro tutuculara difüzyonunu kolaylaştırır ve bağlanma dayanımını artırır (143, 182, 233). EXF grubunda Z+HFA+S uygulamasında μ GBD değeri istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksek bulundu. Bunun nedeni olarak HFA'nın etki mekanizması verilebilir, HFA'nın etkisi büyük ölçüde malzemedeki doldurucu partiküllerinin bileşimine bağlıdır. Örnek verilecek olursa HFA uygulanan zirkonyum veya kuvars doldurucular içeren kompozitler, baryum cam doldurucu partiküllü kompozitlere göre daha az reaksiyon verecektir (64, 143). Bu çalışmada HFA uygulanan kompozit yüzeylerden doldurucusu baryum camı içeren EXF ve SDR'nin yüzey pürüzlülüğü daha fazla çıkması buna bağlanabilir.

Tüm kor materyalleri incelendiğinde genel olarak EXF nin bağlanma dayanımının istatistiksel olarak daha yüksek olduğu görüldü. EXF, kısa fiberle güçlendirilmiş (SFRC) akışkan bir kompozittir. Bu materyalin tamiri incelendiğinde güvenilir bir tamir bağlanma dayanımı ortaya koyduğu görülmüştür (68, 69, 242). Bunun nedeni olarak matrisinin yarı iç içe geçmiş polimer ağı (yarı IPN) olması ve sadece yarı IPN'ler için geçerli olan ikincil IPN bağlanması örnek verilebilir. Bu tip bağlanmanın prensibi, yarı-IPN yapısının lineer fazının (polimetilmetakrilat), kendisine yakın çözünürlük parametrelerine sahip monomerler ile çözülebilmesi gerçeğinde yatmaktadır. Bunlar, yüksek moleküler ağırlıklı dimetakrilatlarla kombinasyon halinde hidroksietilmetakrilat (HEMA) veya metilmetakrilat içeren monomer çözeltileridir (59, 238, 248, 249). Bu çalışmada, ikincil IPN bağlantısı yalnızca EXF için uygundur çünkü EXF, polimetilmetakrilat lineer zincirlerle modifiye edilmiş bir dimetakrilat rezin matrisine gömülü kısa E cam fiber doldurucular içermektedir. Ayrıca, kısa lifler (0,85

ila 1,09 mm uzunluk) FRC yüzeyinden çıkıntı yapar ve yeni uygulanan kompozit tabakasıyla kenetlenir, böylece EXF için mekanik bir bağlama tipine de izin verir (69). Khan ve ark. (68) yaptığı çalışmanın bulguları, FRC'lerin klinik tamir bağlanma dayanımını artırdığını desteklemektedir. Bu çalışmanın sonuçları, yaşlanmış yarı-IPN bazlı FRC'nin onarımında ikincil IPN bağlanma mekanizmasını gösteren önceki çalışmaların (59, 69, 238, 242, 250, 251) bulgularıyla uyumlu bulundu ve rezin matrisi yarı-IPN ise tamir bağlanma dayanımının arttığını gösterdi. Ayrıca EXF nin içeriğinde bulunan ve su emilimini düşüren Bis-MEPP (252, 253) monomerinin de EXF'un hidrolitik bozunmasını azaltarak bağlanma dayanımının artmasına katkıda bulunduğu düşünülmektedir.

Tüm kor materyalleri incelendiğinde en yüksek tamir μ GBD değerleri çoğu çalışmayla uyumlu olarak Cojet ve silan uygulamasında elde edildi (120, 143, 182, 200, 202, 203, 230, 233). Bu durum şu şekilde açıklanabilir; cojet uygulamasıyla yüzeye püskürtülen silika, yüzeyi aşındırmanın yanı sıra uygulandığı yüzeye enerji aktararak ısı artışına neden olur. Bu, atomları ve molekülleri aktifleştirir, triboplazma formları oluşturur ve yüzeyi SiO₂ ile kaplar. Bu durumu silan uygulaması takip ettiğinde, yüzeyin kimyasal reaktivitesini artırır, böylece yüzeye çöken silika ile uygulanan kompozit rezin arasındaki siloksan bağlarını etkinleştirir (232, 254) ve bağlanma dayanımı artar.

Stereo mikroskopi ve SEM kullanılarak yapılan arayüz analizleri, mikro morfolojik görünümünün ipuçlarının ve başarısızlık modlarının değerlendirmelerini sağlar (52). Bu çalışmada kopma tiplerini incelemek için stereo mikroskop kullanıldı.

Adeziv başarısızlık düşük bağlanma dayanımıyla ilişkiliyken, mixed ve koheziv başarısızlık artmış bağlanma dayanımını işaret etmektedir (255, 256). Mixed ve koheziv başarısızlık adeziv başarısızlıkla kıyaslandığında klinik açıdan daha kabul edilebilirdir (257).

Bütün gruplarda en fazla miks ve koheziv kopma, bağlanma dayanımı değerleri en yüksek olan başlangıç grubunda bulundu. Ön yüzey işlemlerinden en yüksek tamir bağlanma değerleri gösteren Z+K+S grubuna bakıldığında diğer ön yüzey işlemleri gruplarından Z, FA, HFA'ya göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha fazla koheziv ve miks kopmalar görüldü. Bu çalışmada silan uygulamasıyla koheziv ve miks kopmaların genellikle daha fazla olduğu görüldü ve bu durum silan uygulamasıyla artan bağlanma dayanımına bağlandı. Bu sonuçlara bakıldığında kopma tipleri ve bağlanma dayanımları arasındaki ilişki anlamlı bulundu.

Kompozit restorasyonların tamirinde mikromekanik bağlantıyı iyileştirmek için arttırılmış yüzey pürüzlülüğü gerektiği bildirilmiştir (258, 259). Yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesi için profilometri, mikroradyografi, atomik kuvvet mikroskobu (AFM) ve taramalı elektron mikroskobu (SEM) yaygın olarak kullanılmaktadır (260). Bu çalışmada yüzey pürüzlülüğünün ve yüzey topografyasının değerlendirilmesi için mekanik profilometri ve SEM analizlerini kullanıldı.

Bulk-fill kompozit kor materyallerinin tamiri için kullanılan yüzey işlemlerine göre yüzey pürüzlülüğü (Ra) değerlendirildiğinde kontrol grubu (yaşlandırılmamış) ve termal yaşlandırma (TY) grubu arasında anlamlı bir farklılık bulunmadı. TY+Z+FA işlemi TY+Z grubuna göre, benzer çalışmalarda olduğu gibi (126, 203, 231) anlamlı bir farklılık göstermedi. Bu durumun FA uygulamasının sadece debris kalıntılarını uzaklaştırmasıyla ilgili olduğu düşünüldü. TY+Z+HFA incelendiğinde EXF ve SDR yüzeyinde kontrol grubu, TY+Z ve TY+FA+Z işlemine göre daha pürüzlü yüzeyler görüldü. Bunun sebebi olarak hidroflorik asidin etkisinin büyük ölçüde malzemedeki doldurucu partiküllerinin bileşimine bağlı olması verilebilir. HFA uygulanan baryum cam doldurucu partiküllü kompozitler daha çok reaksiyon verir (126, 143). Bu çalışmada EXF ve SDR doldurucu olarak baryum camı içermektedir. Ayrıca yapılan birkaç çalışmada %10'luk HFA'nın 20 sn uygulamasının, %37 lik fosforik asitin 20 sn uygulamasına göre daha agresif olduğu ve hem nanofill hem hibrit kompozitlerde daha fazla yüzey pürüzlülüğü gösterdiği sonucuna varılmıştır (117, 126, 231). Tüm kor materyalleri grupları incelendiğinde en yüksek yüzey pürüzlülüğü değerleri Şişmanoğlu ve ark. (231) yaptığı çalışmaya benzer şekilde CoJet ve HFA grubunda bulundu. Pürüzlülük değerleri yüksek olan grupların bağlanma dayanımları değerlerinde de artış gözlemlendi.

Bu çalışmada farklı yüzey hazırlama yöntemlerinin kompozit rezin yüzeyinde oluşturduğu değişiklikleri değerlendirmek için kompozit numunelerin yüzeyleri SEM ile incelendi. Elde edilen SEM görüntülerinde yaşlandırılmamış ve hiçbir yüzey işlemi uygulanmamış substrat yüzeylerinden; fiber ile güçlendirilmiş EXF yüzeyinde rastgele yönelen sağlam fiber liflerinin çıkıntıları görüldü, DC ve SDR yüzeyinde anlamlı bir değişiklik izlenmedi.

Bu çalışmada cojet ile kumlama uygulanan grubun SEM görüntüleri incelendiğinde örneklerin yüzeyindeki frez izlerinin air abrazyon uygulamasıyla silikleştiği tespit edildi.

Ayrıca materyallerin yüzeyinde mikrometreden daha küçük boyutta toz şeklinde partiküller bulunduğu gözlemlendi.

Bu çalışmanın sonuçlarına göre en yüksek yüzey pürüzlülük değerleri CoJet ve HFA uygulaması ile bulundu. SEM görüntülerine göre CoJet ile kumlama uygulanan bulk fill kompozit yüzeylerin diğer işlemlere göre benzer bir çalışmada olduğu gibi (231) çok daha fazla çukur ve düzensizlik sergilediği görüldü. Yapılan birkaç çalışmada fiber post yüzeyine uygulanan silika kaplamanın, fiber post'un yüzey yapısını değiştirerek yüzey pürüzlülüğünü artırdığı ve bağlanma dayanımını artırdığı görülmüştür (232, 261, 262). Bu çalışmada benzer şekilde SFRC kor materyalinde cojet ile artan pürüzlülük ve bağlanma dayanımı değerleri gösterdi. Bu çalışmadan farklı olarak, Eren ve ark. (138) ve Rodrigues ve ark. (120) SEM ile inceledikleri numunelerde silika kaplama yönteminde daha düzgün yüzeylerin olduğunu ancak topografik olarak mekanik tutma için daha uygun yüzeylerin olduğunu bildirmişler ve Profilometre görüntülerini incelediklerinde Cojet uygulamasında yüzey daha pürüzsüz, ancak pürüzlülük dağılımının daha sık olduğu görülmüştür. Bu çalışmada cojet ile artan pürüzlülük değerleri kullanılan materyalin yapısındaki farklılıklara bağlandı.

Bu çalışmanın limitasyonları;

Tamir kompoziti olarak tek tip kompozit materyal kullanılması, adeziv ajan olarak sadece universal adeziv ajan kullanılması, tamirden sonra bağlanma dayanımını değerlendirmek için uzun dönem yaşlandırma işleminin yapılmaması, invitro koşulların ağız içi koşulları taklit etmede yetersiz kalması ve yaşlandırma işlemi için sadece termal yaşlandırma işleminin uygulanması örnek olarak verilebilir.

Sonuç ve öneriler;

Bu in vitro çalışmanın sınırları dahilinde şu sonuçlara varılabilir:

1. Termal Yaşlandırma sonrası bütün deney gruplarında tamir bağlanma dayanımında azalma görüldü.
2. Kontrol grubu (zımpara) ile FA grubu ve HFA grubu arasında tamir bağlanma dayanımı açısından fark bulunmadı.
3. Kumlama, FA+S, HFA+S grubu arasında tamir bağlanma dayanımı açısından fark bulunmadı.

4. Tüm kor materyalleri için en yüksek tamir bağlanma dayanımı değerlerinin Kumlama+Silan grubunda olduğu ve kor materyaller arasında farkın olmadığı görüldü.

5. Tüm kor materyallerinde silan uygulamasının, uygulanmayan gruplara göre bağlanma dayanımı değerlerini istatistiksel olarak anlamlı şekilde artırdığı görüldü.

6. Hem kontrol hem tüm deney gruplarında bağlanma dayanımları açısından en yüksek değerler EverX Flow grubunda görüldü.

7. SEM görüntülerinin ve pürüzlülük değerlerinin μ GBD testi bulgularını destekler nitelikte olduğu sonuçlarına ulaşılmıştır.

8. Bağlanma dayanımlarının klinik olarak kabul edilebilir değerler arasında olması sebebiyle tüm kor materyallerinin klinik olarak kullanılması önerilebilir.

KAYNAKLAR

1. Ferracane JL (2011). Resin composite - State of the art. *Dental Materials* 27: 29–38.
2. Bowen RL (1963). Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *Journal of the American Dental Association* 66: 57–64.
3. Kinomoto Y, Torii M, Takeshige F, Ebisu S (1999). Comparison of polymerization contraction stresses between self- and light-curing composites. *Journal of Dentistry* 27: 383–389.
4. Hervás-García A, Martínez-Lozano MA, Cabanes-Vila J, Barjau-Escribano A, Fos-Galve P (2006). Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Medicina oral patología oral cirugía bucal* 11: 215–220.
5. Alzraikat H, Burrow MF, Maghaireh GA, Taha NA (2018). Nanofilled Resin Composite Properties and Clinical Performance: A Review. *Operative Dentistry* 43: 173–190.
6. Moraes RR, Gonçalves LS, Lancellotti AC, Consani S, Correr-Sobrinho L, Sinhoreti MA (2009). Nanohybrid resin composites: Nanofiller loaded materials or traditional microhybrid resins? *Operative Dentistry* 34: 551–557.
7. Miletic V (2018). Development of Dental Composites. *Dental Composite Materials for Direct Restorations* (Vol. 52), pp 2–9.
8. Türkün S (2016). Kompozit Rezinlerde güncel yaklaşımlar. *GMAG Diş Hekimliği Dergisi* 1: 14–24.
9. Petersen, P. E., Baez, R., Kwan, S., Ogawa, H., & World Health Organization. (2010). Future use of materials for dental restoration: Report of the meeting convened at WHO HQ, Geneva, Switzerland 16th to 17th November 2009. (n.d.). .
10. Zhou X, Huang X, Li M, Peng X, Wang S, Zhou X, Cheng L (2019). Development and status of resin composite as dental restorative materials. *Journal of Applied Polymer Science* 136: 2–12.
11. Marghalani HY (2016). Resin-based dental composite materials. *Handbook of Bioceramics and Biocomposites* 22: 357–405.
12. Jackson RD, Morgan M (2000). The new posterior resins and a simplified placement technique. *Journal of the American Dental Association* 131: 375–383.
13. Lee JH, Um CM, Lee I bog (2006). Rheological properties of resin composites according to variations in monomer and filler composition. *Dental Materials* 22: 515–526.

14. Chen MH (2010). Critical reviews in oral biology & medicine: Update on dental nanocomposites. *Journal of Dental Research* 89: 549–560.
15. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Celis JP, Vanherle G (1992). A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics. *Dental Materials* 8: 310–319.
16. Habib EG, Wang R, Wang Y, Zhu M, Zhu XX, Habib E (2015). Inorganic Fillers for Dental Resin Composites-Present and Future. *ACS Biomaterials Sci Eng* 20: 2–29.
17. Uluakay M, İnan H, Yamanel K, Arhun N (2011). Kompozit Reziner Ve Polimerizasyon Buzulmesi Resin Composites And Polymerization Shrinkage. *ADO Klinik Bilimler Dergisi* 5: 895–902.
18. Forss H, Widström E (2001). From amalgam to composite: Selection of restorative materials and restoration longevity in Finland. *Acta Odontologica Scandinavica* 59: 57–62.
19. Randolph LD, Palin WM, Leprince JG (2018). Composition of Dental Resin-Based Composites for Direct Restorations. *Dental Composite Materials for Direct Restorations* (Vol. 2), pp 11–24.
20. Altun C (2005). Kompozit dolgu materyallerinde son gelişmeler. *Gulhane Medical Journal* 47: 77–82.
21. Dayangaç B (2011). *Kompozit Restorasyonlar* Quintessence Yayıncılık, Güneş Kitabevi, Ankara.
22. Furuse A, Mondelli J (2011). Network structures of Bis-GMA/TEGDMA resins differ in DC, shrinkage-strain, hardness and optical properties as a function of reducing agent. *Dental Materials* 123: 22–37.
23. Santini A, Gallegos IT, Felix CM (2013). Photoinitiators in Dentistry: A Review. *Primary Dental Journal* 2: 30–33.
24. Kournetas N, Tzoutzas I, Eliades G (2011). Monomer conversion in dual-cured core buildup materials. *Operative Dentistry* 36: 92–97.
25. El-Deeb HA, Ghalab RM, Elsayed Akah MM, Mobarak EH (2016). Repair bond strength of dual-cured resin composite core buildup materials. *Journal of Advanced Research* 7: 263.
26. Bayne SC (2006). Why are the next steps in biomaterials research so difficult?: Commentary. *Journal of Oral Rehabilitation* 33: 631–633.

27. Leinfelder KF, Bayne SC, Swift EJ (1999). Packable composites: Overview and technical considerations. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 11: 234–249.
28. Wv Van Dijken J, Pallesen U (2015). Randomized 3-year Clinical Evaluation of Class I and II Posterior Resin Restorations Placed with a Bulk-fill Resin Composite and a One-step Self-etching Adhesive. *J Adhes Dent* 17: 81–88.
29. Salerno M, Derchi G, Thorat S, Ceseracciu L, Ruffilli R, Barone AC (2011). Surface morphology and mechanical properties of new-generation flowable resin composites for dental restoration. *Dental Materials* 27: 1221–1228.
30. Ilie N, Hickel R (2009). Investigations on mechanical behaviour of dental composites. *Clin Oral Invest* 427–438.
31. 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: 169–172.
32. Azeem RA, Sureshbabu NM (2018). Clinical performance of direct versus indirect composite restorations in posterior teeth: A systematic review. *Journal of Conservative Dentistry* 21: 2.
33. Nandini S (2010). Indirect resin composites. *Journal of Conservative Dentistry* 13: 184.
34. Mitra SB, Wu D, Holmes BN (2003). An application of nanotechnology in advanced dental materials. *The Journal of the American Dental Association* 134: 1382–1390.
35. Sakaguchi, R. L., & Powers, J. M. (2012). Restorative materials—composites and polymers. Restorative dental materials. 13thed. Philadelphia, 161-90
36. Stefanski S, van Dijken JWV (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: 147–153.
37. Pfeifer CS (2017). Polymer-Based Direct Filling Materials. *Dental Clinics* 61: 733–750.
38. Angerame D, de Biasi M (2018). Do nanofilled/nanohybrid composites allow for better clinical performance of direct restorations than traditional microhybrid composites? a systematic review. *Operative Dentistry* 43: E191–E209.
39. Gunwal MK, Sheno PR, Paranjape T, Dhote S, Tongya R, Kumar M, Rastogi S (2018). Evaluation of fracture resistance and mode of failure of premolars restored with nanohybrid composite, ORMOCER and ceramic inlays. *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research* 8: 134–139.

40. AUJ Yap, LY Lim, TY Yang, A Ali, SM Chung (2005). Influence of Dietary Solvents on Strength of Nanofill and Ormocer Composites. *Operative Dentistry* 30: 129–133.
41. Fugolin APP, Pfeifer CS (2017). New Resins for Dental Composites. *Journal of Dental Research* 96: 1085–1091.
42. Eick JD, Kotha SP, Chappelow CC, Kilway K v., Giese GJ, Glaros AG, Pinzino CS (2007). Properties of silorane-based dental resins and composites containing a stress-reducing monomer. *Dental Materials* 23: 1011–1017.
43. Ilie N, Hickel R (2011). Resin composite restorative materials. *Australian Dental Journal* 56: 59–66.
44. Borges AB, Caneppele TMF, Masterson D, Maia LC (2017). Is resin infiltration an effective esthetic treatment for enamel development defects and white spot lesions? A systematic review. *Journal of Dentistry* 56: 11–18.
45. Paris S, Meyer-Lueckel H (2010). Inhibition of Caries Progression by Resin Infiltration in situ. *Caries Research* 44: 47–54.
46. White SR, Sottos NR, Geubelle PH, Moore JS, Kessler MR, Sriram SR, Brown EN, Viswanathan S (2001). Autonomic healing of polymer composites. *Nature* 2001 409:6822 409: 794–797.
47. Aïssa B, Therriault D, Haddad E, Jamroz W (2012). Self-healing materials systems: Overview of major approaches and recent developed technologies. *Advances in Materials Science and Engineering* 2012.
48. Huyang G, Debertin AE, Sun J (2016). Design and development of self-healing dental composites. *Materials & Design* 94: 295–302.
49. Wu J, Xie X, Zhou H, Tay FR, Weir MD, Melo MAS, Oates TW, Zhang N, Zhang Q, Xu HHK (2019). Development of a new class of self-healing and therapeutic dental resins. *Polymer Degradation and Stability* 163: 87–99.
50. Saku S, Kotake H, Scougall-Vilchis RJ, Ohashi S, Hotta M, Horiuchi S, Hamada K, Asaoka K, Tanaka E, Yamamoto K (2010). Antibacterial activity of composite resin with glass-ionomer filler particles. *Dental Materials Journal* 29: 193–198.
51. Smith DC (1962). Recent developments and prospects in dental polymers. *Journal of Prosthetic Dentistry* 12: 1066–1078.

52. Vallittu PK (1993). Comparison of two different silane compounds used for improving adhesion between fibres and acrylic denture base material. *Journal of Oral Rehabilitation* 20: 533–539.
53. Loose M, Rosentritt M, Leibrock A, Behr M, Handel G (1998). In vitro study of fracture strength and marginal adaptation of fibre-reinforced-composite versus all ceramic fixed partial dentures. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry* 6: 55–62.
54. Vallittu PK (2015). High-aspect ratio fillers: Fiber-reinforced composites and their anisotropic properties. *Dental Materials* 31: 1–7.
55. Narva KK, Vallittu PK, Helenius H, Yli-Urpo A (2001). Clinical Survey of Acrylic Resin Removable Denture Repairs with Glass-Fiber Reinforcement. *International Journal of Prosthodontics* 14: 219–224.
56. Ozcan M, Breuklander MH, Vallittu PK (2005). The effect of box preparation on the strength of glass fiber–reinforced composite inlay-retained fixed partial dentures. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 93: 337–345.
57. Vallittu PK (2012). Fibre-reinforced composites (FRCs) as dental materials. *Non-Metallic Biomaterials for Tooth Repair and Replacement* Elsevier Inc., pp 352–374.
58. Mallick PK (2007). *Fiber-Reinforced Composites*. *Fiber-Reinforced Composites* (Vol. 13).
59. Vallittu P, Özcan M (2017). A Clinical Guide to Fibre Reinforced Composites (FRCs) in Dentistry. (P. Vallittu & M. Özcan, editors) *A Clinical Guide to Fibre Reinforced Composites (FRCs) in Dentistry* i–iii.
60. Garoushi S, Vallittu PK, Lassila LVJ (2007). Short glass fiber reinforced restorative composite resin with semi-inter penetrating polymer network matrix. *Dental Materials* 23: 1356–1362.
61. Garoushi S, Vallittu PK, Lippo V, Lassila J (2011). Fracture toughness, compressive strength and load-bearing capacity of short glass fiber reinforced composite resin. *Chin J Dent Res* 15: 14.
62. Lassila L, Oksanen V, Fráter M, K.vallittu P, Garoushi S (2020). The influence of resin composite with high fiber aspect ratio on fracture resistance of severely damaged bovine incisors. *Dental Materials Journal* 39: 381–388.
63. Prashanth S, Km S, Nithin K, Sachhidananda S (2017). Fiber Reinforced Composites -A Review. *J Material Sci Eng* 6: 341.

64. BAC Loomans, Özcan Mutlu (2016). Intraoral Repair of Direct and Indirect Restorations: Procedures and Guidelines. *Operative Dentistry* 7: 68–78.
65. Sabbagh J, McConnell RJ, McConnell MC (2017). Posterior composites: Update on cavities and filling techniques. *Journal of Dentistry* 57: 86–90.
66. Lassila L, Tuokko J, Suni A, Garoushi S, Vallittu PK (2022). Effect of interfacial surface treatment on bond strength of particulate-filled composite to short fiber-reinforced composite. *Biomaterial Investigations in Dentistry* 9: 33–40.
67. Garoushi S, Gargoum A, Vallittu PK, Lassila L (2018, August 1). Short fiber-reinforced composite restorations: A review of the current literature. *Journal of investigative and clinical dentistry* 9.
68. Khan AA, Mohamed BA, Al-Shamrani SS, Ramakrishnaiah R, Perea-Lowery L, Säilynoja E, Vallittu PK (2019). Influence of Monomer Systems on the Bond Strength Between Resin Composites and Polymerized Fiber-Reinforced Composite upon Aging. *The journal of adhesive dentistry* 21: 509–516.
69. Bijelic-Donova J, Uctasli S, Vallittu PK, Lassila L, Bijelic-Donova J, Uctasli S, Vallittu PK (2018). Original and Repair Bulk Fracture Resistance of Particle Filler and Short Fiber–Reinforced Composites. *Operative Dentistry* 43: E232–E242.
70. Alrahlah A, Silikas N, Watts DC (2014). Post-cure depth of cure of bulk fill dental resin-composites. *Academy of Dental Materials* 149–154.
71. Veloso SRM, Lemos CAA, de Moraes SLD, do Egito Vasconcelos BC, Pellizzer EP, de Melo Monteiro GQ (2019). Clinical performance of bulk-fill and conventional resin composite restorations in posterior teeth: a systematic review and meta-analysis. *Clinical Oral Investigations* 23: 221–233.
72. Blum IR, Martos R, Szalóki M, Lynch CD, Hegedűs C (2021). Effects of different surface treatments and adhesive self-etch functional monomers on the repair of bulk fill composites: A randomised controlled study. *Journal of Dentistry* 108: 103637.
73. Lima RBW, Troconis CCM, Moreno MBP, Murillo-Gómez F, de Goes MF (2018). Depth of cure of bulk fill resin composites: A systematic review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 30: 492–501.
74. Bucuta S, Ilie N (2014). Light transmittance and micro-mechanical properties of bulk fill vs. conventional resin based composites. *Clinical Oral Investigations* 18: 1991–2000.

75. Moszner N, Fischer UK, Ganster B, Liska R, Rheinberger V (2008). Benzoyl germanium derivatives as novel visible light photoinitiators for dental materials. *Dental Materials* 24: 901–907.
76. Bucuta S, Ilie N (2014). Light transmittance and micro-mechanical properties of bulk fill vs. conventional resin based composites. *Clinical Oral Investigations* 18: 1991–2000.
77. Arikawa H, Kanie T, Fujii K, Takahashi H, Ban S (2007). Effect of Filler Properties in Composite Resins on Light Transmittance Characteristics and Color. *Dental Materials Journal* 26: 38–44.
78. Fujita K, Ikemi T, Nishiyama N (2011). Effects of particle size of silica filler on polymerization conversion in a light-curing resin composite. *Dental Materials* 27: 1079–1085.
79. Hadis MA, Shortall AC, Palin WM (2012). Specimen aspect ratio and light transmission in photoactive dental resins. *Dental Materials* 28: 1154–1161.
80. Czasch P, Ilie N (2013). In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk fill composites. *Clin Oral Invest* 17: 227–235.
81. Li XQ, Pongprueksa P, van Meerbeek B, de Munck J (2015). Curing profile of bulk-fill resin-based composites. *Journal of Dentistry* 43: 664–672.
82. Kim RJY, Kim YJ, Choi NS, Lee IB (2015). Polymerization shrinkage, modulus, and shrinkage stress related to tooth-restoration interfacial debonding in bulk-fill composites. *Journal of Dentistry* 43: 430–439.
83. van Ende A, Lise DP, de Munck J, Vanhulst J, Wevers M, van Meerbeek B (2017). Strain development in bulk-filled cavities of different depths characterized using a non-destructive acoustic emission approach. *Dental Materials* 33: e165–e177.
84. Rosatto CMP, Bicalho AA, Veríssimo C, Bragança GF, Rodrigues MP, Tantbirojn D, Versluis A, Soares CJ (2015). Mechanical properties, shrinkage stress, cuspal strain and fracture resistance of molars restored with bulk-fill composites and incremental filling technique. *Journal of Dentistry* 43: 1519–1528.
85. van Dijken JWV, Pallesen U (2016). Posterior bulk-filled resin composite restorations: A 5-year randomized controlled clinical study. *Journal of Dentistry* 51: 29–35.
86. Siso ŞH, Hürmüzlü F, Turgut M, Altundaşar E, Serper A, Er K (2007). Fracture resistance of the buccal cuSPS of root filled maxillary premolar teeth restored with various techniques. *International Endodontic Journal* 40: 161–168.

87. Xu HHK, Quinn JB, Smith DT, Giuseppetti AA, Eichmiller FC, Stop BD (2003). Effects of different whiskers on the reinforcement of dental resin composites. *Dental Materials* 359–367.
88. Zarow M, Dominiak M, Szczeklik K, Hardan L, Bourgi R, Cuevas-Suárez CE, Eliezerzamarripa-Calderón J, Kharouf N, Filtchev D (2021, July 2). Effect of composite core materials on fracture resistance of endodontically treated teeth: A systematic review and meta-analysis of in vitro studies. *Polymers* 13.
89. Schmage P, Nergiz I, Sito F, Platzer U, Rosentritt M (2009). Wear and Hardness of Different Core Build-Up Materials. *Journal of biomedical materials research Part B, Applied biomaterials* 91: 71–79.
90. Warangkulkasemkit S, Pumpaluk P (2019). Comparison of physical properties of three commercial composite core build-up materials. *Dental materials journal* 38: 177–181.
91. Eapen, A. M., Amirtharaj, L. V., Sanjeev, K., & Mahalaxmi, S. (2017). Fracture Resistance of Endodontically Treated Teeth Restored with 2 Different Fiber-reinforced Composite and 2 Conventional Composite Resin Core Buildup Materials: An In Vitro Study. (n.d.). *Journal of endodontics* 43: 1499–1504.
92. Bond S, Values S, Different T, Agent B, Material CC, Ay D, Erdem A, Bell S (2005). Üç Farklı Bağlayıcı Ajan ile Uygulanan Kompozit Rezin Kor Materyalinin Kron Dentinine Makaslama Bağlanma Dayanımlarının In vitro Değerlendirilmesi. *Ondokuz Mayıs Univ Dis Hekim Fak Dergisi* 6: 161–166.
93. Sarrett D. C. (2005). Clinical challenges and the relevance of materials testing for posterior composite restorations. (n.d.). *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 21: 9–20.
94. Vidhawan, S. A., Yap, A. U., Ornaghi, B. P., Banas, A., Banas, K., Neo, J. C., Pfeifer, C. S., & Rosa, V. (2015). Fatigue stipulation of bulk-fill composites: An in vitro appraisal. (n.d.). *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials* 31: 1068–1074.
95. Cuevas-Suárez CE, Nakanishi L, Isolan CP, Ribeiro JS, Moreira AG, Piva E (2020). Repair bond strength of bulk-fill resin composite: Effect of different adhesive protocols. *Dental materials journal* 39: 236–241.

96. Goldstein GR (2010). The Longevity of Direct and Indirect Posterior Restorations is Uncertain and may be Affected by a Number of Dentist-, Patient-, and Material-Related Factors. *Journal of Evidence-Based Dental Practice* 10.
97. Hickel, R., Brühshaver, K., & Ilie, N. (2013). Repair of restorations--criteria for decision making and clinical recommendations. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 29(1), 28–50.
98. Blum IR, Lynch CD, Wilson NH (2014). Factors influencing repair of dental restorations with resin composite. *Clinical, Cosmetic and Investigational Dentistry* 6–81.
99. Fernández E, Martín J, Vildósola P, Oliveira OB, Gordan V, Mjor I, Bersezio C, Estay J, de Andrade MF, Moncada G (2015). Can repair increase the longevity of composite resins? Results of a 10-year clinical trial. *Journal of Dentistry* 43: 279–286.
100. Martin J, Fernandez E, Estay J, Gordan V v., Mjor IA, Moncada G (2013). Minimal invasive treatment for defective restorations: Five-year results using sealants. *Operative Dentistry* 38: 125–133.
101. Gordan V v., Riley JL, Geraldeli S, Rindal B, Qvist V, Fellows JL, Kellum HP, Gilbert GH (2012). Repair or replacement of defective restorations by dentists in the dental practice-based research network. *Journal of the American Dental Association* 143: 593–601.
102. Gordan V v., Shen C, Riley J, Mjör IA (2006). Two-Year Clinical Evaluation of Repair versus Replacement of Composite Restorations. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 18: 144–153.
103. Imbery TA, Gray T, DeLatour F, Boxx C, Best AM, Moon PC (2014). Evaluation of flexural, diametral tensile, and shear bond strength of composite repairs. *Operative Dentistry* 39: E250–E260.
104. Blum IR, Özcan M (2018). Reparative Dentistry: Possibilities and Limitations. *Current Oral Health Reports* 5: 264–269.
105. Mo S, Catleugh M, Merry A, Tickle M, Dunne SM, Brunton P, Aggarwal VR (2010). Replacement versus repair of defective restorations in adults: resin composite. *Australian Dental Journal* 55: 351–352.
106. Igor Blum, Daryll C Jagger, Nairn HF Wilson (2011). Defective Dental Restorations: To Repair or Not To Repair? Part 1: Direct Composite Restorations. *Dental Update* 38: 78–84.

107. Opdam NJM, Bronkhorst EM, Loomans BAC, Huysmans MCDNJM (2010). 12-year survival of composite vs. amalgam restorations. *Journal of Dental Research* 89: 1063–1067.
108. Opdam NJM, Bronkhorst EM, Roeters JM, Bas /, Loomans AC (2007). Longevity and Reasons for Failure of Sandwich and Total-etch Posterior Composite Resin Restorations. *J Adhes Dent* 9: 469–475.
109. Demarco FF, Corrêa MB, Cenci MS, Moraes RR, Opdam NJM (2012). Longevity of posterior composite restorations: Not only a matter of materials. *Dental Materials* 28: 87–101.
110. Demarco, F. F., Collares, K., Correa, M. B., Cenci, M. S., Moraes, R. R., & Opdam, N. J. (2017). Should my composite restorations last forever? Why are they failing?. Brazilian oral research, 31(suppl 1), e56. (n.d.). .
111. Igor R. Blum (2019). Restoration Repair as a Contemporary Approach to Tooth Preservation: Criteria for Decision Making and Clinical Recommendations. *primary dental journal* 8: 38–42.
112. Igor R Blum CDL (2014). Repair versus replacement of defective direct dental restorations in posterior teeth of adults. *Primary Dental Journal* 3.
113. Gordan V. V. (2001). Clinical evaluation of replacement of class V resin based composite restorations. *Journal of dentistry*, 29(7), 485–488.
114. Gordan V v., Mjör IA, Blum IR, Wilson N (2003). Teaching students the repair of resin-based composite restorations: A survey of North American dental schools. *The Journal of the American Dental Association* 134: 317–323.
115. Sharif, M. O., Merry, A., Catleugh, M., Tickle, M., Brunton, P., Dunne, S. M., Aggarwal, V. R., & Chong, L. Y. (2014). Replacement versus repair of defective restorations in adults: amalgam. *The Cochrane database of systematic reviews*, 2014(2)
116. Özcan M, Corazza PH, Marocho SMS, Barbosa SH, Bottino MA (2013). Repair bond strength of microhybrid, nanohybrid and nanofilled resin composites: Effect of substrate resin type, surface conditioning and ageing. *Clinical Oral Investigations* 17: 1751–1758.
117. Loomans BAC, Cardoso M v., Opdam NJM, Roeters FJM, de Munck J, Huysmans MCDNJM, van Meerbeek B (2011). Surface roughness of etched composite resin in light of composite repair. *Journal of Dentistry* 39: 499–505.
118. Cuevas-Suárez CE, Nakanishi L, Isolan CP, Ribeiro JS, Moreira AG, Piva E (2020). Repair bond strength of bulk-fill resin composite: Effect of different adhesivprotocols. *Dental Materials Journal* 39: 236–241.

119. Nassoohi N, Kazemi H, Sadaghiani M, Mansouri M, Rakhshan V (2015). Effects of three surface conditioning techniques on repair bond strength of nanohybrid and nanofilled composites. *Dental Research Journal* 12: 554.
120. Rodrigues Junior SA, Ferracane JL, Bona D (2008). Influence of surface treatments on the bond strength of repaired resin composite restorative materials. *dental materials* 25.
121. Federation FWD (2020). Repair of restorations. *International Dental Journal* 70: 7–8.
122. Kanzow P, Wiegand A, Schwendicke F, Göstemeyer G (2019). Same, same, but different? A systematic review of protocols for restoration repair. *Journal of Dentistry* 86: 1–16.
123. Kanzow P, Wiegand A, Göstemeyer G, Schwendicke F (2018). Understanding the management and teaching of dental restoration repair: Systematic review and meta-analysis of surveys. *Journal of Dentistry* 69: 1–21.
124. Şişmanoğlu S (2019). Efficiency of self-adhering flowable resin composite and different surface treatments in composite repair using a universal adhesive. *Nigerian Journal of Clinical Practice* 22: 1675.
125. Özcan M, Koc-Dundar B (2014). Composite–composite adhesion in dentistry: a systematic review and meta-analysis. *journal of Adhesion Science and Technology* 28: 2209–2229.
126. Ayar MK, Guven ME, Burduroglu HD, Erdemir F (2019). Repair of aged bulk-fill composite with posterior composite: Effect of different surface treatments. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 31: 246–252.
127. Oh HK, Shin DH (2021). Effect of adhesive application method on repair bond strength of composite. *Restorative Dentistry & Endodontics* 46.
128. de Jesus Tavaréz RR, dos Santos Almeida LJ, Gomes Guará TC, Santos Ribeiro I, Maia Filho EM, Macedo Firoozmand L (2017). Shear bond strength of different surface treatments in bulk fill, microhybrid, and nanoparticle repair resins. *Clinical, cosmetic and investigational dentistry* 9: 61–66.
129. Jafarzadeh Kashi, T. S., Erfan, M., Rakhshan, V., Aghabaigi, N., & Tabatabaei, F. S. (2011). An in vitro assessment of the effects of three surface treatments on repair bond strength of aged composites. (n.d.). *Operative dentistry* 36: 608–617.
130. Loomans, B. A., Mine, A., Roeters, F. J., Opdam, N. J., De Munck, J., Huysmans, M. C., & Van Meerbeek, B. (2010). Hydrofluoric acid on dentin should be avoided. *Dental materials* : official publication of the Academy of Dental Materials, 26(7), 643–649.

131. Jingarwar MM, Bajwa NK, Pathak A (2014). Minimal Intervention Dentistry – A New Frontier in Clinical Dentistry. *Journal of Clinical and Diagnostic Research : JCDR* 8: ZE04.
132. Murdoch-Kinch CA, McLean ME (2003). Minimally invasive dentistry. *The Journal of the American Dental Association* 134: 87–95.
133. Walmsley AD (2003). Transfer technology in dentistry. *British Dental Journal Volume* 194.
134. Banerjee A, Watson TF (2017). Air Abrasion: Its Uses and Abuses. *Dental update* 29: 340–346.
135. Ill B, Ward M (1995). Bond strength of resin composite to air-abraded enamel. *Operative Dentistry* 26: 559–562.
136. Banerjee A, Watson TF, Kidd EAM (2000). Dentine caries excavation: a review of current clinical techniques. *British Dental Journal* 2000 188:9 188: 476–482.
137. Kimmich M, Stappert CFJ (2013). Intraoral treatment of veneering porcelain chipping of fixed dental restorations: A review and clinical application. *The Journal of the American Dental Association* 144: 31–44.
138. Eren D, Doğan CA, Bektaş ÖÖ (2019). Effect of Different Surface Treatments and Roughness on the Repair Bond Strength of Aged Nanohybrid Composite. *Photobiomodulation, Photomedicine, and Laser Surgery* 37: 473–482.
139. Chen J, Matsumura H (1998). Effect of etchant, etching period, and silane priming on bond strength to porcelain of composite resin. *Operative Dentistry* 23: 250–257.
140. Xavier TA, de Godoy Fróes-Salgado NR, Meier MM, Braga RR (2015). Influence of silane content and filler distribution on chemical-mechanical properties of resin composites. *Brazilian Oral Research* 29: 1–8.
141. Nihei T (2016). Dental applications for silane coupling agents. *Journal of oral science* 58: 151–155.
142. Hamano N, Ino S, Fukuyama T, Hickel R, Kunzelmann KH (2013). Repair of silorane-based composites: Microtensile bond strength of silorane-based composites repaired with methacrylate-based composites. *Dental Materials Journal* 32: 695–701.
143. Loomans BAC, Vivan Cardoso M, Roeters FJM, Opdam NJM, de Munck J, Huysmans MCDNJM, van Meerbeek B (2011). Is there one optimal repair technique for all composites? *Dental Materials* 27: 701–709.

144. Tezvergil A, Lassila LVJ, Vallittu PK (2003). Composite–composite repair bond strength: effect of different adhesion primers. *Journal of Dentistry* 31: 521–525.
145. Filho AM, Clovis L, Vieira C, Araújo E, Júnior SM (2004). Effect of different ceramic surface treatments on resin microtensile bond strength. *Wiley Online Library* 13: 28–35.
146. Brum RT, Vieira S, Freire A, Mazur RF, de Souza EM, Rached RN (2017). Effect of organic solvents compared to sandblasting on the repair bond strength of nanohybrid and nanofilled composite resins. *Indian Journal of Dental Research* 28: 433.
147. Özcan M, Matinlinna JP, Vallittu PK, Huysmans MC (2004). Effect of drying time of 3-methacryloxypropyltrimethoxysilane on the shear bond strength of a composite resin to silica-coated base/noble alloys. *Dental Materials* 20: 586–590.
148. Eliasson ST, Dahl JE (2017). Effect of curing and silanizing on composite repair bond strength using an improved micro-tensile test method. *Acta biomaterialia odontologica Scandinavica* 3: 21–29.
149. Vahdatinia F, Gholami L, Karkehabadi H, Fekrazad R (2019). Photobiomodulation in Endodontic, Restorative, and Prosthetic Dentistry: A Review of the Literature. *Photobiomodulation, Photomedicine, and Laser Surgery* 37: 869–886.
150. Luke AM, Mathew S, Altawash MM, Madan BM (2019). Lasers: A Review With Their Applications in Oral Medicine. *Journal of Lasers in Medical Sciences* 10: 324.
151. Moezizadeh M, Ansari Z, Fard F (2012). Effect of surface treatment on micro shear bond strength of two indirect composites. *Journal of Conservative Dentistry : JCD* 15: 228.
152. Oskoe PA, Mohammadi N, Chaharom MEE, Kimyai S, Azar FP, Rikhtegaran S, Shojaeei M (2013). Effect of Surface Treatment with Er;Cr:YSSG, Nd:YAG, and CO₂ Lasers on Repair Shear Bond Strength of a Silorane-based Composite Resin. *Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects* 7: 61.
153. Prathima GS, Bhadrashetty D, Babu SBU, Disha P (2015). Microdentistry with Lasers. *Journal of International Oral Health : JIOH* 7: 134.
154. Correa-Afonso AM, Palma-Dibb RG, Pécora JD (2010). Composite filling removal with erbium: Yttrium-aluminum-garnet laser: Morphological analyses. *Lasers in Medical Science* 25: 1–7.
155. Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G (2003). Study of water sorption, solubility and modulus of elasticity of light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials* 24: 655–665.

156. 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.
157. Nair M, Paul J, Kumar S, Chakravarthy Y, Krishna V, Shivaprasad S (2014). Comparative evaluation of the bonding efficacy of sixth and seventh generation bonding agents: An In-Vitro study. *Journal of Conservative Dentistry : JCD* 17: 27.
158. Tunaç AT, Can E (2020). Universal Adhesive Systems. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences* 26: 496–503.
159. Giannini M, Makishi P, Ayres APA, Vermelho PM, Fronza BM, Nikaido T, Tagami J (2015). Self-Etch Adhesive Systems: A Literature Review. *Brazilian Dental Journal* 26: 3–10.
160. Tay FR, Pashley DH, Suh BI, Carvalho RM, Itthagarun A (2002). Single-step adhesives are permeable membranes. *Journal of Dentistry* 30: 371–382.
161. Kidd EAM (2003). Pickard's manual of operative dentistry 209.
162. Bedran-Russo A, Leme-Kraus AA, Vidal CMP, Teixeira EC (2017). An Overview of Dental Adhesive Systems and the Dynamic Tooth-Adhesive Interface. *Dental Clinics of NA* 61: 713–731.
163. Perdig J, Dmd ao, Araujo DDS E, Ramos DDS RQ, Gomes DDS G, Pizzolotto DDS L (2020). Adhesive dentistry: Current concepts and clinical considerations. doi:10.1111/jerd.12692.
164. van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, de Munck J, van Landuyt KL (2011). State of the art of self-etch adhesives. *Dental Materials* 27: 17–28.
165. Perdigão J, Sezinando A, Monteiro PC (2013). Effect of Substrate Age and Adhesive Composition on Dentin Bonding. *Operative Dentistry* 38: 267–274.
166. Staxrud F, Valen H (2022). Potential of «universal» bonding agents for composite repair. doi:10.1080/26415275.2022.2073234.
167. Nóbrega Cavalcanti A, Mitsui FHO, Bovi Ambrosano GM, Marchi GM (2007). Influence of adhesive systems and flowable composite lining on bond strength of class II restorations submitted to thermal and mechanical stresses. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials* 80B: 52–58.

168. Hampe R, Lümekemann 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.
169. Oskoe SK, Drummond JL, Rockne KJ (2019). The effect of esterase enzyme on aging dental composites. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials* 107: 2178–2184.
170. Al-Turki LI, Drummond JL, Agojci M, Gosz M, Tyrus JM, Lin L (2007). Contact versus flexure fatigue of a fiber-filled composite. *Dental Materials* 23: 648–653.
171. Valente LL, Sarkis-Onofre R, Gonçalves AP, Fernández E, Loomans B, Moraes RR (2016). Repair bond strength of dental composites: systematic review and meta-analysis. *International Journal of Adhesion and Adhesives* 69: 15–26.
172. de Munck J, van Meerbeek B, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Suzuki K, Lambrechts P, Vanherle G (2003). Four-year water degradation of total-etch adhesives bonded to dentin. *Journal of Dental Research* 82: 136–140.
173. Santerre JP, Shajii L, Leung BW (2001). Relation of dental composite formulations to their degradation and the release of hydrolyzed polymeric-resin-derived products. *Critical Reviews in Oral Biology and Medicine* 12: 136–151.
174. Hashimoto M, Ohno H, Sano H, Tay FR, Kaga M, Kudou Y, Oguchi H, Araki Y, Kubota M (2002). Micromorphological changes in resin-dentin bonds after 1 year of water storage. *Journal of Biomedical Materials Research* 63: 306–311.
175. Gale MS, Darvell BW (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of Dentistry* 27: 89–99.
176. Frankenberger R, Tay FR (2005). Self-etch vs etch-and-rinse adhesives: effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations. *Dental Materials* 21: 397–412.
177. Li H, Burrow MF, Tyas MJ (2002). The effect of load cycling on the nanoleakage of dentin bonding systems. *Dental Materials* 18: 111–119.
178. Brown WS, Thompson RE, Jacobs HR (1972). Thermal Fatigue in Teeth. *Journal of Dental Research* 51: 461–467.
179. Morresi AL, D’Amario M, Capogreco M, Gatto R, Marzo G, D’Arcangelo C, Monaco A (2014). Thermal cycling for restorative materials: Does a standardized protocol exist in laboratory

- testing? A literature review. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 29: 295–308.
180. Hampe R, Lümekemann 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.
 181. Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Endo K, Sano H, Oguchi H (2000). In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years. *Journal of Dental Research* 79: 1385–1391.
 182. Özcan M, Barbosa SH, Melo RM, Galhano GÁP, Bottino MA (2007). Effect of surface conditioning methods on the microtensile bond strength of resin composite to composite after aging conditions. *Dental Materials* 23: 1276–1282.
 183. 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: 1577–1585.
 184. Aggarwal V, Logani A, Jain V, Shah N (2008). Effect of Cyclic Loading on Marginal Adaptation and Bond Strength in Direct vs Indirect Class II MO Composite Restorations. *Operative Dentistry* 33: 587–592.
 185. Amin M, Akbar M, Salman M (2007). Composite insulators and their aging: An overview. *Science in China Series E: Technological Sciences* 2007 50:6 50: 697–713.
 186. de Oliveira DCRS, Ayres APA, Rocha MG, Giannini M, Puppim Rontani RM, Ferracane JL, Sinhorette MAC (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* 27: 322–330.
 187. Ayaz F, Tağtekin D, Yanıkoğlu F (2011). Dentine bağlanma ve değerlendirme metodları. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2011: 49–56.
 188. Mourad AM el (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.
 189. Swift EJ, Wilder AD, Heymann HO, Ritter A v., Sturdevant JR, Bayne SC (2010). A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: Methods and results. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 22: 72–73.

190. Bedran-de-Castro, A. K. B., Cardoso, P. E. C., Ambrosano, G. M. B., & Pimenta, L. A. F. (2004). Thermal and mechanical load cycling on microleakage and shear bond strength to dentin. *Operative Dentistry-University of Washington*, 29(1), 42-48. (n.d.). .
191. Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, Pashley DH (1994). Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength — Evaluation of a micro-tensile bond test. *Dental Materials* 10: 236–240.
192. Van Merbeek, B., De Munck, J., Yoshida, Y., Inoue, S., Vargas, M., Vijay, P., ... & Vanherle, G. (2003). Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentine: Current status and future challenges. (n.d.). *Operative Dentistry* (Vol. 28), pp 215–235.
193. Rinastiti M, Özcan M, Siswomihardjo W, Busscher HJ (2011). Effects of surface conditioning on repair bond strengths of non-aged and aged microhybrid, nanohybrid, and nanofilled composite resins. *Clinical Oral Investigations* 15: 625–633.
194. Armstrong S, Geraldini S, Maia R, Raposo LHA, Soares CJ, Yamagawa J (2010). Adhesion to tooth structure: A critical review of “micro” bond strength test methods. *Dental Materials* 26: e50–e62.
195. Frencken JE, Peters MC, Manton DJ, Leal SC, Gordan V v., Eden E (2012). Minimal intervention dentistry for managing dental caries – a review: Report of a FDI task group. *International Dental Journal* 62: 223–243.
196. James F. Simon LAG (2014). Factors for Successful Composite Restorations. *Inside Dentistry* 10: 1–6.
197. Blum IR, Jagger DC, Wilson NHF (2011). Defective dental restorations: to repair or not to repair? Part 1: direct composite restorations. *Dental update* 38.
198. Kanzow P, Wiegand A (2019). Retrospective analysis on the repair vs. replacement of composite restorations. *Dental Materials* pp 108–118.
199. van Dijken JWV, Pallesen U (2017). Bulk-filled posterior resin restorations based on stress-decreasing resin technology: a randomized, controlled 6-year evaluation. *European Journal of Oral Sciences* 125: 303–309.
200. Awad MM, Almutairi N, Alhalabi F, Robaian A, Vohra FA, Ozcan M, Maawadh A, Alrahlah A (2020). Influence of Surface Conditioning on the Repair Strength of Bioactive Restorative Material. *Journal of Applied Biomaterials and Functional Materials* 18.

201. Imbery TA, Gray T, DeLatour F, Boxx C, Best AM, Moon PC (2014). Evaluation of Flexural, Diametral Tensile, and Shear Bond Strength of Composite Repairs. *Operative Dentistry* 39: E250–E260.
202. Oliveira de SOUZA Vicente Castelo Branco LEITUNE Stéfani Becker RODRIGUES Susana Maria Werner SAMUEL Fabrício Mezzomo COLLARES M (n.d.). Original research Dental Materials One-year aging effects on microtensile bond strengths of composite and repairs with different surface treatments. doi:10.1590/1807-3107BOR-2017.vol31.0004.
203. Wendler M, Belli R, Panzer R, Skibbe D, Petschelt A, Lohbauer U (2016). Repair Bond Strength of Aged Resin Composite after Different Surface and Bonding Treatments. *Materials (Basel, Switzerland)* 9.
204. de Munck J, van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, van Meerbeek B (2005). A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: Methods and results. *Journal of Dental Research* 84: 118–132.
205. van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, van Ende A, Neves A, de Munck J (2010). Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dental Materials* 26.
206. Sirisha K, Rambabu T, Shankar YR, Ravikumar P (2014). Validity of bond strength tests: A critical review: Part I. *Journal of Conservative Dentistry : JCD* 17: 305.
207. de Munck J, Mine A, Poitevin A, van Ende A, van Meerbeek B (2009). Testing Bond Strength, a Review of the Literature. *Academy of Dental Materials, Proceedings 2009*.
208. Fornazari IA, Brum RT, Rached RN, de Souza EM (2020). Reliability and correlation between microshear and microtensile bond strength tests of composite repairs. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 103: 103607.
209. Kiomarsi N, Saburian P, Chiniforush N, Karazifard MJ, Hashemikamangar SS (2017). Effect of thermocycling and surface treatment on repair bond strength of composite. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry* 9: e945.
210. Bektas ÖÖ, Eren D, Siso SH, Akin GE (2012). Effect of thermocycling on the bond strength of composite resin to bur and laser treated composite resin. *Lasers in Medical Science* 27: 723–728.
211. Örtengren U, Andersson F, Elgh U, Terselius B, Karlsson S (2001). Influence of pH and storage time on the sorption and solubility behaviour of three composite resin materials. *Journal of Dentistry* 29: 35–41.

212. Amaral FLB, Colucci V, Palma-Dibb RG, Corona SAM (2007). Assessment of in vitro methods used to promote adhesive interface degradation: A critical review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 19: 340–353.
213. Gale MS, Darvell BW (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of Dentistry* 27: 89–99.
214. Morresi AL, D’Amario M, Capogreco M, Gatto R, Marzo G, D’Arcangelo C, Monaco A (2014). Thermal cycling for restorative materials: Does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 29: 295–308.
215. Özcan M, Cura C, Brendeke J (2010). Effect of Aging Conditions on the Repair Bond Strength of a Microhybrid and a Nanohybrid Resin Composite. *J Adhes Dent* 12: 451–459.
216. Dieckmann P, Baur A, Dalvai V, Wiedemeier DB, Attin T, Tauböck TT (2020). Effect of Composite Age on the Repair Bond Strength after Different Mechanical Surface Pretreatments. *The journal of adhesive dentistry* 22: 365–372.
217. Kiomarsi N, Espahbodi M, Chiniforush N, Karazifard MJ, Kamangar SSH (2017). In vitro evaluation of repair bond strength of composite: Effect of surface treatments with bur and laser and application of universal adhesive. *LASER THERAPY* 26: 173–180.
218. Altinci P, Mutluay M, Tezvergil-Mutluay A (2017). Repair bond strength of nanohybrid composite resins with a universal adhesive. *Acta Biomaterialia Odontologica Scandinavica* 4: 10–19.
219. Papacchini F, Oca SD, Chieffi N (2007). Composite-to-composite microtensile bond strength in the repair of a microfilled hybrid resin: effect of surface treatment and oxygen inhibition. *Journal of Adhesive Dentistry* 50–69.
220. Rashidi M, Berangi S, Chiniforush N, Ahmadi E, Omrani LR (2022). Microtensile Repair Bond Strength of a Composite After Accelerated Artificial Aging: Effect of the Air Abrasion, Bur, Er:YAG Laser, Two-Step Self-etch Bonding, and Universal Bonding Repair System. *Journal of Lasers in Medical Sciences* 13: e18–e18.
221. Valente LL, Silva MF, Fonseca AS, Münchow EA, Isolan CP, Moraes RR (2015). Effect of Diamond Bur Grit Size on Composite Repair. *J Adhes Dent* 17: 257–263.

222. Hemadri M, Saritha G, Rajasekhar V, Pachlag KA, Purushotham R, Reddy VKK (2014). Shear Bond Strength of Repaired Composites Using Surface Treatments and Repair Materials: An In vitro Study. *Journal of International Oral Health* 6: 22.
223. Brosh T, Pilo R, Bichacho N, Blutstein R (1997). Effect of combinations of surface treatments and bonding agents on the bond strength of repaired composites. *Journal of Prosthetic Dentistry* 77: 122–126.
224. Mendes, L. T., Loomans, B. A., Opdam, N. J., Silva, C. L. D., Casagrande, L., & Lenzi, T. L. (2020). Silane coupling agents are beneficial for resin composite repair: a systematic review and meta-analysis of in vitro studies. (2020). *J Adhes Dent* 22: 443–453.
225. Vergani CE, Machado AL, Giampaolo ET, Cláudia Pavarina A (2000). Effect of surface treatments on the bond strength between composite resin and acrylic resin denture teeth. *quintpub.com* 13.
226. Park JW, Song CW, Jung JH, Ahn SJ, Ferracane JL (2012). The Effects of Surface Roughness of Composite Resin on Biofilm Formation of Streptococcus mutans in the Presence of Saliva. *Operative Dentistry* 37: 532–539.
227. Abbas Khan S, Asghar H, Khalid S, Javed H, of Operative Dentistry P, Professor A, Registrar S (2018). Comparison Of Shear Bond Strength Of Prepared Methacrylate Based Composite Repaired With Silorane Composite. *Pakistan Oral & Dental Journal* 38: 139–142.
228. Atalay C, Yazici AR, Ozgunaltay G (2017). Bond strengths of bulk-fill resin composite repairs: effect of different surface treatment protocols in vitro. *Journal of Adhesion Science and Technology* 32: 921–930.
229. Dall'Oca S, Papacchini F, Radovic I (2008). Repair potential of a laboratory-processed nano-hybrid resin composite. *Journal of Oral Science* 50: 403–412.
230. Hannig C, Laubach S, Hahn P (2006). Shear bond strength of repaired adhesive filling materials using different repair procedures. *Journal of Adhesive Dentistry* 8: 35–40.
231. Şişmanoğlu S, Gürçan AT, Yıldırım-Bilmez Z, Gümüştas B (2019). Efficacy of different surface treatments and universal adhesives on the microtensile bond strength of bulk-fill composite repair. *Journal of Adhesion Science and Technology* 34: 1115–1127.
232. Cadore-Rodrigues AC, Guilardi F, Wandscher VF, Pereira GKR, Valandro LF, Rippe MP (2020). Surface treatments of a glass-fiber reinforced composite: Effect on the adhesion to a composite resin. *journal of prosthodontic research* 64: 301–306.

233. Rinastiti M, Özcan M, Siswomihardjo W, Busscher HJ (2010). Immediate repair bond strengths of microhybrid, nanohybrid and nanofilled composites after different surface treatments. *Journal of Dentistry* 38: 29–38.
234. Loguercio AD, Muñoz MA, Luque-Martinez I, Hass V, Reis A, Perdigão J (2015). Does active application of universal adhesives to enamel in self-etch mode improve their performance? *Journal of Dentistry* 43: 1060–1070.
235. Rathke A, Tymina Y, Haller B (2009). Effect of different surface treatments on the composite-composite repair bond strength. *Clinical Oral Investigations* 13: 317–323.
236. Bektas ÖÖ, Eren D, Siso SH, Akin GE (2012). Effect of thermocycling on the bond strength of composite resin to bur and laser treated composite resin. *Lasers in Medical Science* 27: 723–728.
237. Brosh T, Pilo R, Bichacho N, Blutstein R (1997). Effect of combinations of surface treatments and bonding agents on the bond strength of repaired composites. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 77: 122–126.
238. Vallittu PK (2012). Interpenetrating Polymer Networks (IPNs) in Dental Polymers and Composites. *Journal of Adhesion Science and Technology* 23: 961–972.
239. Garoushi S, Hatem M, ... LL-A biomaterialia, 2015 undefined (2015). The effect of short fiber composite base on microleakage and load-bearing capacity of posterior restorations. *Taylor & Francis* 1: 6–12.
240. S Garoushi, J Tanner, PK Vallittu, L Lassila (2012). Preliminary Clinical Evaluation of Short Fiber-Reinforced Composite Resin in Posterior Teeth: 12-Months Report. *The Open Dentistry Journal* 6: 41.
241. Bijelic-Donova J, Garoushi S, Lassila LVJ, Keulemans F, Vallittu PK (2016). Mechanical and structural characterization of discontinuous fiber-reinforced dental resin composite. *Journal of Dentistry* 52: 70–78.
242. Bijelic-Donova J, Flett A, Lassila LVJ, Vallittu PK (2018). Immediate repair bond strength of fiber-reinforced composite after saliva or water contamination. *Journal of Adhesive Dentistry* 20: 205–212.
243. dentsplay sirona (2017). Scientific Manual SDR® flow+ Bulk Fill Flowable.

244. Aquino C, Mathias C, Suelem /, Barreto C, Cavalcanti AN, Giselle /, Marchi M, Mathias P (2020). Repair Bond Strength and Leakage of Non-Aged and Aged Bulk-fill Composite. *Oral Health Prev Dent* 18: 783–792.
245. Celik C, Cehreli B, Bagis B (2014). Microtensile bond strength of composite-to-composite repair with different surface treatments and adhesive systems. *Journal of Adhesion Science and Technology* 28: 1264–1276.
246. Benzi JG, Pucci CR, Freitas MR, Suzy Liporoni PC, Zanatta RF (2021). Bonding Performance for Repairs Using Bulk Fill and Conventional Methacrylate Composites. *International Journal of Dentistry* 2021.
247. Ahmadizenouz G, Esmaili B, Taghvaei A, Jamali Z, Jafari T, Daneshvar FA, Khafri S (2016). Effect of different surface treatments on the shear bond strength of nanofilled composite repairs. *Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects* 10: 9.
248. Wolff D, Geiger S, Ding P, Staehle HJ, Frese C (2012). Analysis of the interdiffusion of resin monomers into pre-polymerized fiber-reinforced composites. *Dental Materials* 28: 541–547.
249. Mannocci F, Sherriff M, Watson TF, Vallittu PK (2005). Penetration of bonding resins into fibre-reinforced composite posts: a confocal microscopic study. *International Endodontic Journal* 38: 46–51.
250. Frese C, Decker C, Rebholz J, Stucke K, Staehle HJ, Wolff D (2014). Original and repair bond strength of fiber-reinforced composites in vitro. *Dental Materials* 30: 456–462.
251. Lassila LVJ, Tezvergil A, Dyer SR, Vallittu PK (2007). The Bond Strength of Particulate-Filler Composite to Differently Oriented Fiber-Reinforced Composite Substrate. *Journal of Prosthodontics* 16: 10–17.
252. Hibino Y, Nagasawa Y, Eda Y, Shigeta H, Nakajima H (2020). Effect of storage conditions on mechanical properties of resin composite blanks for CAD/CAM crowns. *Dental materials journal* 39: 742–751.
253. Moldovan M, Chisnoiu A, Sarosi C, Filip MR (2021). Influence of filler, monomer matrix and silane coating on composite resin adhesion 225–233. doi:10.24193/subbchem.2021.4.16.
254. Li R, Zhou H, Wei W, Wang C, Sun YC, Gao P (2015). Effects of mechanical and chemical pretreatments of zirconia or fiber posts on resin cement bonding. *PLoS ONE* 10: e0129690.
255. Elsaka SE (2015). Repair bond strength of resin composite to a novel CAD/CAM hybrid ceramic using different repair systems. *Dental Materials Journal* 34: 161–167.

256. Oh WS, Shen C (2003). Effect of surface topography on the bond strength of a composite to three different types of ceramic. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 90: 241–246.
257. Pollington S, Fabianelli A, van Noort R (2010). Microtensile bond strength of a resin cement to a novel fluorcanasite glass-ceramic following different surface treatments. *Dental Materials* 26: 864–872.
258. Kupiec, K. A., & Barkmeier, W. W. (1996). Laboratory evaluation of surface treatments for composite repair. (n.d.). *Operative dentistry* 21: 59–62.
259. Koç-Vural U, Kerimova L, Baltacioglu IH, Kiremitçi A (2017). Bond strength of dental nanocomposites repaired with a bulkfill composite. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry* 9: e437.
260. Valian A, Ansari ZJ, Rezaie MM, Askian R (2021). Composite surface roughness and color change following airflow usage. *BMC Oral Health* 21: 1–6.
261. Zicari F, de Munck J, Scotti R, Naert I, van Meerbeek B (2012). Factors affecting the cement–post interface. *Dental Materials* 28: 287–297.
262. Schmager P, Cakir FY, Nergiz I, Pfeiffer P (2009). Effect of surface conditioning on the retentive bond strengths of fiberreinforced composite posts. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 102: 368–377.

