

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

FİBER İLE GÜÇLENDİRİLMİŞ DENTİN KOMPOZİTİNİN POSTERİOR
KOMPOZİT İLE TAMİRİNDE FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİNİN
ETKİLERİNİN İNCELENMESİ

Dt. Nilay BAYRAKTAR

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN

Doç. Dr. Osman Tolga HARORLI

2021- ANTALYA

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimimde ve bu tezin oluşturulmasında çok büyük emekleri olan,bilgi ve tecrübesiyle bana yol gösteren, hoşgörüsünü ve manevi desteğini her zaman hissettiren değerli hocam ve tez danışmanım Doç.Dr. Osman Tolga HARORLI'ya,

Eğitimim boyunca teorik ve pratik anlamda deneyimlerini, yardımlarını ve anlayışlarını esirgemeyen hocalarım Prof. Dr. Çağatay BARUTÇUGİL'e ve Doç.Dr. Ayşe DÜNDAR'a,

Jurimde yer almasından onur duyduğum kıymetli Hocam Prof.Dr.Yusuf Ziya BAYINDIR'a,

Tezimin labaratuvar aşamasında titiz çalışması ve katkılarıyla tezime değer katan Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Elektronmikroskop Görüntü Analiz Ünitesi bölümünden hocam Dr.Öğr.Üyesi Hakan ER'e

Birlikte çalışmaktan keyif aldığım asistan arkadaşlarım ve yardımcı personele,

Bana varlığıyla ışık olan,ayakta durma gücü ve yaşam enerjisi veren hayatımın neşesi biricik oğlum Kıvanç'ıma,

Hayatımın her anında yanımda olup bana başarıma gücü veren eşim Metin BAYRAKTAR'a,

Bugünlere gelmemde çok büyük katkıları olan,yaşamımın her döneminde sevgilerini,desteklerini ve fedakarlıklarını esirgemeyen canım annem Şengül ÖZGER'e,her zaman varlıklarına şükrettiğim ablam Nilgün ÖZGER'e ve kardeşim Muhammed Melih ÖZGER'e,

Covid pandemisi nedeniyle kaybettiğim,bizi hep okumaya teşvik eden ama maalesef bugünümü göremeyen çok sevdiğim ve özlediğim canım babam Selahi ÖZGER'e sonsuz şükranlarımı sunarım.

ÖZET

FİBER İLE GÜÇLENDİRİLMİŞ DENTİN KOMPOZİTİNİN POSTERİOR KOMPOZİT İLE TAMİRİNDE FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİNİN ETKİLERİNİN İNCELENMESİ

Amaç: Bu çalışmanın amacı fiber takviyeli dentin kompoziti yüzeyine uygulanan farklı yüzey işlemlerinin tamir bağlanma dayanımına etkilerini araştırmak ve dimetil sülfoksit (DMSO) uygulamasının adezyonu nasıl etkilediğini incelemektir.

Yöntem: Klinikte yüksek çiğneme kuvvetleri altında kullanılması önerilen kompozit (EverX Posterior, GC, Europe) kullanılarak, 4x4x4 mm boyutlarında 40 adet kompozit rezin blok oluşturuldu. Numuneler yüzey hazırlama yöntemlerine göre 8 farklı gruba (n=5) ayrıldı; (G1) negatif kontrol grubu, (G2) adeziv uygulaması (G3) %50 dimetilsülfoksit uygulaması, (G4) % 50 dimetilsülfoksit + adeziv uygulaması, (G5) %37 fosforik asit etch+ adeziv uygulaması, (G6) air abrazyon+ adeziv uygulaması (G7) % 37 fosforik asit etch + %50 dimetilsülfoksit uygulaması + adeziv uygulaması, (G8) air abrazyon + %50 dimetilsülfoksit uygulaması + adeziv uygulaması grubu. Farklı yüzey hazırlama işlemi uygulanan kompozit örnekler akrilik içerisine gömüldü. Sonrasında, yüzeylere adeziv ajan (Single Bond Universal, 3M, ESPE, Neuss,Almanya), üretici firma önerilerine göre uygulandı. Adeziv uygulanan yüzeylere, silikon rehberler kullanılarak 4x4x4 mm boyutlarında olacak şekilde, bir posterior kompozit (Estelite Sigma Quick Posterior,Tokuyama,Tokyo, Japonya) ile iki tabaka halinde tamir işlemi yapıldı. Örneklerden su soğutması altında elmas testere ile 1x1x8 mm boyutlarında kompozit çubuklar elde edildi. Her gruptan mikro gerilim bağlanma dayanımı (μ GBD) testi için toplam 20 kompozit çubuk rastgele seçildi. μ GBD testi öncesi ,her kompozit çubuğun adeziv arayüzey alanı dijital kumpasla ölçüldü. Örnekler, siyanoakrilat yapıştırıcı ile mikro gerilim test cihazının test aparatına yapıştırıldı. 160 kompozit çubuğa, kopma gerçekleşene kadar, 50 kilogram (kgf) yük altında, 1,0mm/dk kafa hızında μ GBD testi uygulandı. μ GBD testi uygulanan örneklerin kopma yüzeyleri; kırılma tipini belirlemek için bir stereomikroskopta (x25) incelendi. Farklı yüzey işlemleri uygulanan kontrol (yalnızca frez uygulanan grup), %37 fosforik asit, air abrazyon ,dimetilsülfoksit , fosforik asit+DMSO ,air abrazyon+DMSO uygulanan altı adet kısa fiber destekli kompozit numune ve ayrıca suda yaşlandırılmamış ve hiçbir yüzey işlemi

yapılmamış bir adet kısa fiber destekli kompozitlerin yüzey topoğrafyası taramalı elektron mikroskobu (SEM) analizi ile incelenmiştir. Yüzey işlemlerinin mikro tensile verilerinin normalliğini test etmek için Shapiro Wilk testi kullanıldı. ANOVA testi sonucunda grupların ortalama mikrotensile bağlanma değerleri arasında bir fark olduğu görüldü. Gruplar arası farklılıklar Tukey HSD testi ile belirlendi.

Bulgular: En yüksek ortalama mikro gerilim bağlanma dayanımı değerleri sekizinci grupta (air abrazyon+ DMSO+ adeziv) kaydedilmiştir. Sadece frezle pürüzlendirme uygulanan negatif kontrol grubunda en düşük ortalama değerler saptanmıştır. Adeziv uygulanan tüm gruplarda istatistiksel olarak anlamlı μ GBD değerleri elde edilmiştir. Negatif kontrol grubu en fazla adeziv başarısızlığın tespit edildiği grup olmuştur (%100). SEM görüntüleri incelendiğinde asit etch uygulamasının kompozit yüzeyindeki artıkları kısmen uzaklaştırdığı air abrazyon uygulamasının ise fiber yapılara yer yer zarar verdiği görüldü.

Sonuç: Fiber ile güçlendirilmiş dentin kompozitinin posterior kompozit ile tamirinde adeziv uygulanan grupların negatif kontrol grubuna göre daha yüksek ortalama bağlanma dayanımı gösterdiği tespit edilmiştir. Adeziv uygulanmaksızın %50 DMSO uygulamasının istatistiksel olarak bağlantı başarısını artırmadığı saptanmıştır. Frez ile pürüzlendirilen fiber kompozit yüzeyinde asit etch ve air abrazyon uygulamaları sadece adeziv uygulanan grupla kıyaslandığında istatistiksel olarak anlamlı ilave bir katkı sağlamamıştır.

Anahtar Kelimeler: Kısa fiber destekli kompozit, Kompozit tamiri, Dimetilsülfoksit, Mikro gerilim bağlanma dayanımı

ABSTRACT

EVALUATION OF THE EFFECTS OF DIFFERENT SURFACE TREATMENTS ON REPAIR OF FIBER-REINFORCED DENTIN COMPOSITE WITH POSTERIOR COMPOSITE

Objective: The aim of this study is to investigate the effects of different surface treatments applied to the fiber reinforced dentin composite surface on the repair bond strength and to examine how dimethyl sulfoxide (DMSO) application affects the adhesion.

Method: 40 composite resin blocks with 4x4x4 mm dimensions were formed by using composite (EverX Posterior, GC Europe), which is recommended to be used under high chewing forces in the clinic. The samples were divided into 8 different groups (n=5) according to the surface preparation methods; (G1) negative control group, (G2) adhesive application, (G3) 50% dimethylsulfoxide application, (G4) 50% dimethylsulfoxide + adhesive application, (G5) 37% phosphoric acid etch+ adhesive application (G6) air abrasion + adhesive application, (G7) 37% phosphoric acid etch + 50% dimethylsulfoxide application + adhesive application, (G8) air abrasion + 50% dimethylsulfoxide application + adhesive application group. Composite specimens with different surface preparation processes were embedded in acrylic. Afterwards, an adhesive agent (Single Bond Universal, 3M, ESPE, Neuss, Germany) was applied to the surfaces according to the manufacturer's recommendations. The adhesive applied surfaces were repaired in two layers with a posterior composite (Estelite Sigma Quick Posterior, Tokuyama, Tokyo, Japan) 4x4x4 mm in size using silicone guides. Composite sticks with dimensions of 1x1x8 mm were cut with a diamond saw under water cooling. A total of 20 composite sticks were randomly selected for the microtensile bond strength (μ TBS) test from each group. Before the μ TBS test, the adhesive interface area of each composite bar was measured with a digital caliper. The samples were adhered to the test apparatus of the micro tensile tester with cyanoacrylate adhesive. The μ TBS test was applied to 160 composite bars at a head speed of 1.0mm/min under 50 kilogram (kgf) load until failure occurred. The fracture surfaces of the specimens subjected to the μ TBS test; examined under a stereomicroscope (x25) to determine the type of failure. Six short fiber reinforced composite samples applied with different surface treatments control (only the bur group), 37% phosphoric acid, air abrasion, dimethylsulfoxide, phosphoric acid+DMSO, air abrasion+DMSO, and one no stored in

water and no surface treatment applied short fiber reinforced composite samples' surface topography was investigated by scanning electron microscope (SEM) analysis. The Shapiro Wilk test was used to test the normality of the microtensile data of surface treatments. As a result of the ANOVA test, it was observed that there was a difference between the mean microtensile bond values of the groups. Differences between groups were determined by Tukey HSD test.

Results: The highest average microtensile bond strength values were recorded in the eighth group (air abrasion + DMSO + adhesive). The lowest mean values were found in the negative control group, which was applied only with bur roughening. Statistically significant μ TBS values were obtained in all adhesive-applied groups. The negative control group was the group in which the most adhesive failure was detected (100%). When the SEM images were examined, it was seen that the acid etch application partially removed the residues on the composite surface, while the air abrasion application damaged the fiber structures from place to place.

Conclusion: In the repair of fiber reinforced dentin composite with posterior composite, it was detected that the adhesive applied groups showed higher average bond strength than the negative control group. It was noted that the application of 50% DMSO without the application of adhesive did not statistically increase the success of the bonding. Acid etch and air abrasion applications on the fiber composite surface roughened with the bur did not provide a statistically significant additional contribution when compared to the group in which only the adhesive was applied.

Key words: Short fiber reinforced composite, Composite repair, Dimethylsulfoxide, Microtensile bond strength

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI.....	i
ETİK BEYAN.....	ii
TEŞEKKÜR.....	iii
ÖZET.....	iv
ABSTRACT	vi
SİMGELER ve KISALTMALAR.....	xi
1.GİRİŞ.....	1
2.GENEL BİLGİLER	4
2.1. Kompozit Resinler	4
2.1.1 Kompozit Resinlerin Tarihçesi	4
2.1.2.Kompozit Resinlerin Yapısı	5
2.2.Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması	7
2.2.1.Kompozit Resinlerin Doldurucu Partikül Büyüklüklerine Göre Sınıflandırılması:	7
2.2.2.Kompozit Resinlerin Viskozitelerine Göre Sınıflandırılması	9
2.2.3.Kompozit Resinler Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Sınıflandırılması	9
2.3.Kompozit Resinlerdeki Güncel Gelişmeler	10
2.3.1.Nano Kompozitler.....	10
2.3.2.Siloranlar	11
2.3.3 Bulk-Fill Kompozitler.....	11
2.3.4.Kısa Fiber Takviyeli Resin Kompozitler	12
2.4.Restorasyon Tamiri	16
2.4.1.Tamirin Tanımı ve avantajları	16
2.4.2.Başarısızlığa Uğramış Restorasyonlarda Tedavi Seçenekleri.....	17
2.5. Kompozit Resinlerin Tamirinde Kullanılan Yüzey Hazırlama Yöntemleri	20
2.5.1. Asit ile yüzey pürüzlendirme	21

2.5.2. Air Abrazyon ile Yüzey Pürüzlendirme	22
2.5.3.Lazer ile yüzey pürüzlendirme:.....	23
2.5.4.Silan uygulaması	23
2.5.5.Adeziv uygulanması.....	24
2.6. Diş Hekimliğinde Adezyon	24
2.6.1.Adezyonun Tanımı	25
2.6.2.Adeziv sistemlerin sınıflandırılması	25
2.6.3.Adeziv sistemlerde yapılan çeşitli modifikasyonlar	36
2.7 Yaşlandırma Yöntemleri	37
2.7.1. Suda Bekletme ile Yaşlandırma	38
2.7.2. Ultraviyole (UV) Işık ile Yaşlandırma.....	39
2.7.3. Oklüzal Yükleme ile Yaşlandırma.....	39
2.7.4. pH Döngüsü ile Yaşlandırma	39
2.7.5. Sodyum Hipoklorit (NaOCl) Solüsyonu ile Yaşlandırma	39
2.7.6. Termal Döngü ile Yaşlandırma.....	40
2.8. Bağlanma Dayanımı Testleri.....	40
2.8.1.Makro Test Yöntemleri.....	40
2.8.2 Mikro Test Yöntemleri.....	41
2.9.Adeziv Diş Hekimliğinde Dimetilsülfoksit kullanımı	43
2.10.Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)	44
3.GEREÇ VE YÖNTEMLER.....	45
3.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller.....	45
3.2. Örneklerin Hazırlanması	46
3.2.1 Çalışma Gruplarının Belirlenmesi ve Yüzey İşlemlerinin Uygulanması.....	48
3.2.2. Test Örneklerine Tamir İşleminin Uygulanması	51
3.3.Mikro Gerilim Bağlanma Dayanıklılık Testi	52
3.3.1.Kompozit çubukların elde edilmesi	52
3.3.2. Mikrogerilim Bağlanma Dayanımı Testinin uygulanması.....	54

3.3.3. Başarısızlık Tiplerinin Analizi.....	55
3.4.Tarama Elektron Mikroskobu (SEM) İncelemeleri.....	56
3.5. İstatistiksel Analiz.....	57
4.BULGULAR	58
4.1.Mikro Gerilim Bağlanma Dayanım Testi Bulguları.....	58
4.2. Kırılma Tipi Bulguları.....	59
4.3.Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Bulguları	61
4.3.1 Herhangi Bir İşlem Yapılmamış Everx Posterior Kompozit Örnek Yüzeyinin Sem İncelemesi	61
4.3.2 Frez ile Pürüzlendirilmiş Everx Posterior Kompozit Örnek Yüzeyinin Sem İncelemesi	61
4.3.3 Frez ile Pürüzlendirilip %37 fosforik asit uygulanan Everx Posterior Kompozit Örnek Yüzeyinin Sem İncelemesi.....	62
4.3.4 Frez ile Pürüzlendirilip Air Abrasyon uygulanan Everx Posterior Kompozit Örnek Yüzeyinin Sem İncelemesi	62
4.3.5 Frez ile Pürüzlendirilip %50 DMSO uygulanan Everx Posterior Kompozit Örnek Yüzeyinin Sem İncelemesi	63
4.3.6 Frez ile Pürüzlendirilip %37 fosforik asit ve ardından %50 DMSO uygulanan Everx Posterior Kompozit Örnek Yüzeyinin Sem İncelemesi	63
4.3.6 Frez ile Pürüzlendirilip Air abrazyon ve ardından %50 DMSO uygulanan Everx Posterior Kompozit Örnek Yüzeyinin Sem İncelemesi	64
5. TARTIŞMA	65
SONUÇLAR.....	79
KAYNAKLAR.....	81

SİMGELER ve KISALTMALAR

Al₂O₃	Alüminyum Oksit
ANOVA	Analysis of Variance
Ark	Arkadaşları
ABD	Amerika Birleşik Devletleri
Bis-GMA	Bisfenol A-glisidil metakrilat
Bis-DMA	Bisfenol A dimetakrilat
Bis-MPEPP	Bisfenol A politoksi metakrilat
BPDM	Bifenil dimetakrilat
BHT	2,6-di-tert-bütil metilfenol
CQ	Kamforokinon
CO₂	Karbon dioksit
Ca²	Kalsiyum
DMSO	Dimetilsülfoksit
DC	Dönüşüm derecesi
D₃MA	Dekandiol dimetakrilat
dk	Dakika
EGDMA	Etilen glikol dimetakrilat
Er,Cr:YSGG	Erbium, chromium: yttrium-scandium-gallium-garnet

Er:YAG	Erbium: yttrium-aluminium-garnet
FRC	Fiber takviyeli kompozit
FEA	Sonlu Elemanlar Analizi
GPa	Giga Paskal
GPDM	Gliserol fosforik asit dimetakrilat
HEMA	Hidroksietil metakrilat
HAp	Hidroksiapatit
HL	Hibrit tabaka
ISO	International Organization for Standardization
KYG	Kritik yüzey gerilimi
LED	Light-Emitting-Diode
µm	Mikrometre
mm	Milimetre
mm²	Milimetrekare
mm/dk	Milimetre/dakika
µSBS	Mikro makaslama bağlanma dayanımı
µGBD	Mikro gerilim bağlanma dayanımı
4-META	4-metakriloiloksietil trimellitat anhidrit
MMA	Metil metakrilat
MDP	Metakridiiloksidil dihidrojen fosfat

MDPB	Metakriloiloksidodesilpiridinyum bromür
MMP	Matriksmetalloproteinaz
MPS	3-metakriloksipropiltrimetoksisilan
MPa	Mega Paskal
MEHQ	Hidrokinon monometileter
mJ	Mili joule
mW	Mili watt
NaOCl	Sodyum hipoklorit
Nd:YAG	Neodmium: yttrium-aluminium-garnet
NPG-GMA	N-fenilglisin glisidil metakrilat
nm	Nanometre
ppm	Milyonda bir birim
PFC	Partikül dolduruculu kompozit
pH	Power of Hydrogen (Hidrojenin gücü)
PENTA	Dipentaeritritol penta-akrilat fosfatın
PMMA	Poli metil metakrilat
QTH	Kuvars tungsten halojen
RPM	Dakikadaki devir sayısı
SFRC	Kısa fiber takviyeli kompozit
SEM	Taramalı elektron mikroskobu (Scanning Electron Microscopy)

Semi-IPN	Yarı-iç içe geçen polimer ağı
Sn	Saniye
TEGDMA	Trietilenglikol dimetakrilat
TP	Yarı saydamlık parametresi
TPO	Difenil(2,4,6 trimetilbenzoil) fosfin oksit
UV	Ultraviyole
UDMA	Üretan dimetakrilat
VH	Vickers sertliği
°C	Santigrat derece
%	Yüzde
W	Watt

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 3. 1: Çalışmada kullanılan materyaller	45
Tablo 3. 2: Farklı yüzey işlemleri uygulanan grupların sınıflandırılması	48



ŞEKİLLER

Şekil 3. 1: Çalışmada kullanılan materyaller.....	47
Şekil 3. 2: Fiber ile güçlendirilmiş dentin kompozit örneklerinin hazırlanması.....	48
Şekil 3. 3: Örnek yüzeylerine sırasıyla dimetilsülfoksit ve adeziv ajan uygulanması.	50
Şekil 3. 4: Örnek yüzeylerine sırasıyla fosforik asit ve adeziv ajan uygulanması.	50
Şekil 3. 5: Örnek yüzeylerine air abrazyon uygulanması.....	51
Şekil 3. 6: Farklı yüzey hazırlama işlemi uygulanan kompozit örneklerin posterior kompozit ile tamir edilmesi.....	52
Şekil 3. 7: Kesit alma işlemi ve çalışmada kullanılan hassas kesme cihazı.	53
Şekil 3. 8: Hassas kesme cihazına tutturmak için akriliklere gömülmüş numuneler ve kesit alınmış numune	54
Şekil 3. 9: Çalışmada kullanılan dijital kumpas	55
Şekil 3. 10: Çalışmada kullanılan Mikro gerilim bağlanma dayanıklılık test cihazı	55
Şekil 3. 11: Örneklerin test aparatına yerleştirilmesi kopma gerçekleşene kadar kuvvet uygulanması ve kopmuş numune	56
Şekil 3. 12: Çalışmada kullanılan stereomikroskop cihazı	57
Şekil 3. 13: Örneklerin yüzeyini kaplamak için kullanılan Polaron Range püskürtme kaplayıcı ve SEM içine yerleştirilmiş yüzeyi altın paladyumla kaplanmış örnekler.	57
Şekil 3. 14: Çalışmada kullanılan ZEISS LEO-1430 VP SEM cihazı	58
Şekil 4 1: Farklı yüzey hazırlama yöntemlerine göre ortalama μ GBD değerleri.....	59
Şekil 4 2: Örnek başarısızlık tipleri.....	61
Şekil 4 3: Başarısızlık tiplerinin gruplara dağılımı	61
Şekil 4 4: Yaşlandırılmamış ve bir yüzey işlemi örneğin x100 x1000 ve x5000 büyütmelerdeki SEM görüntüleri.	62
Şekil 4 5: Frezle pürüzlendirme dışında ilave işlem yapılmamış kontrol grubu örneğinin x100 x1000 ve x5000 büyütmede SEM görüntüleri	62
Şekil 4 6: Frez ile Pürüzlendirmenin ardından %37 fosforik asit uygulanan örneğin x100 x1000 x5000 büyütmede SEM görüntüleri	63
Şekil 4 7: Air abrazyon uygulanan örneğin x100 x1000 ve x5000 büyütmede SEM görüntüleri.	63

Şekil 4 8: %50 DMSO uygulanan örneğin x100 x1000 ve x5000 büyütmede SEM görüntüleri	64
Şekil 4 9: %37 Fosforik asit + DMSO uygulanan örneğin x100 x1000 ve x5000 büyütmede SEM görüntüleri	64
Şekil 4 10: Air abrazyon +% 50 DMSO uygulanan örneğin x100 x1000 ve x5000 büyütmede SEM görüntüleri	65



1.GİRİŞ

Dişleri ağızda tutmak, yemek yeme ve konuşma gibi birçok temel işlev için önemlidir, ancak günümüz toplumunda göze hitap eden kabul edilebilir iyi bir estetik insanların çoğunluğu için önceliklidir. Diş hekimliğinin temel prensibi, kişinin mevcut ağız diş sağlığını korumak, gelecekteki sorunları önlemek ve bu sağlıklı ortamı korumaya yardımcı tedavileri uygulamaktır. Restoratif diş hekimliği, ağız ve diş dokularının korunmasını, restorasyonuna ihtiyaç duyan dişlerin mümkün olan minimal invaziv yöntemlerle tedavisini içerir. Dişlerin zarar görmesinin önlenmesi, restoratif tedavinin temel bir parçasıdır.

Direkt rezin kompozit restorasyonlar, estetik özellikleri, dental substratlara bağlanma performansları ve teknolojik gelişmelere paralel olarak sürekli geliştirilmeleri sayesinde diş hekimliği uygulamalarında giderek daha fazla yer bulmaktadırlar. Kompozit rezinler zamanla ağızda bozulmaya uğrar ve bu da restorasyonlarda yıpranmaya, renklenmeye ve kırılmaya sebep olabilir. Kusurlu kompozitin tamamen çıkarılması daha fazla zaman alır, sağlam diş dokusunun uzaklaştırılması ve pulpa yaralanması riskini artırır.^(1, 2) Bu nedenle, kusurlu kompozit rezinin yeni bir kompozit rezin ile onarılması daha çok arzu edilir.

Tamir, restorasyonun sağlam bölümünün yerinde bırakılıp, hasarlı veya kırık bölümünün yeni bir dolgu materyaliyle onarılması olarak tanımlanabilir.⁽³⁾ Minimal müdahale ve diş yapısının maksimum korunması konseptine uygun olarak, sekonder çürükler, marjinal kusurlar ve marjinal renk değişikliği veya kompozitin yapısındaki renk değişikliği durumlarında restorasyonun tamamen çıkarılıp yenilenmesi yerine kompozit restorasyonların tamiri önerilmektedir.^(4, 5)

Günümüzde kısa fiber takviyeli kompozitlerin diş hekimlerinin kullanımına sunulması, yüksek gerilim altındaki dişlerde önemli bir alternatif oluşturmuştur.^(6, 7) Geniş kavitelerde kullanılan, polietilen ve cam fiber gibi fiberlerle güçlendirilmiş olan bu kompozitlerin üzeri, geleneksel veya posterior bir kompozit ile kapatılmalıdır. Bu uygulama yöntemi kompozit rezinlerin marjinal bütünlüğünde ve kırılma dayanımında önemli bir katkı sağlamaktadır.^(8, 9) Literatürde yüksek çiğneme kuvvetleri altında kullanılması önerilen bu kompozitlerin tamir edilmesi gerektiğinde nasıl bir yol izlenmesi gerektiğine dair yeterli bir bilgi bulunmamaktadır.

Klinikte kompozit materyallerin tamiri sırasında yeterli adezyonun sağlanması kritik değer taşır. Dental adeziv sistemlere dahil edilen solventler, sert dokulara bağlantıda önemli bir rol oynar. Solventler monomer karışımlarını çözer ve onları ekspozite kollajen ağına adeziv monomerlerin uygun infiltrasyonunu kolaylaştırmak için diş yapısının derinliklerine doğru taşırlar. ^(10, 11)

Dimetil sülfoksit (DMSO), polar ve non-polar bileşiklerin çözünmesini sağlayan bir polar aprotik çözücüdür. DMSO, organik moleküller, karbonhidratlar, polimerler, peptidler ve inorganik tuzlar ve gazlar dahil olmak üzere büyük substrat çeşitlerini çözme yeteneğinden dolayı en güçlü organik çözücülerden biri olarak kabul edilir.⁽¹²⁾ Kompozit restorasyonlardaki kırıklarının tamirinde DMSO'nun etkinliği konusunda ise literatürde bir bilgi bulunmamaktadır.

Kompozit rezin restorasyonların tamirinde sıklıkla kullanılan yöntem; elmas frezle yüzeyi aşındırma işleminin ardından, fosforik asitle pürüzlendirme, adeziv rezin ve tamir kompozitinin uygulanması ile gerçekleştirilen tekniktir ⁽¹³⁾ ancak literatürde hidroflorik asit uygulanması, lazer ile pürüzlendirme, silan uygulanması, air abrazyon gibi birçok teknikte kullanılmaktadır.⁽¹⁴⁻¹⁷⁾ Bunula birlikte bu teknikler klinik kullanım açısından bazı sınırlamalara sahiptir.

Mikro gerilim bağlanma dayanımı testi adeziv bağlantının başarısını test etmek için sıkça başvurulan bir yöntemdir. Morfolojik ve spektroskopik araştırmalarla birlikte bu test, rezin / dentin adezyonunu iyileştirmede çok önemli katkılarda bulunmuştur ve geleneksel makro-makaslama testinden daha büyük bir ayırt etme gücüne sahip olduğu kanıtlanmıştır.^{(18, 19) (20)} GBD testi şu anda çok yönlü ve standart bir bağ kuvveti test yöntemi olarak kabul edilmektedir.^(21, 22)

Bu tez çalışmasında fiber ile güçlendirilmiş dentin kompozit rezinin tamirinde farklı yüzey hazırlama yöntemleri ve dimetilsülfoksit uygulamasının μ GBD'ı üzerindeki etkisini araştırmak, örneklerin kırılma tiplerini belirlemek ve yüzey morfolojilerindeki değişiklikleri değerlendirmek amaçlanmıştır.

Çalışmamızın test edilen sıfır hipotezleri şunlardır:

- H01: Fiber ile güçlendirilmiş dentin kompozitinin tamirinde farklı yüzey işlemlerinin mikrotensile bağlanma dayanım kuvveti üzerinde herhangi bir etkisi yoktur.
- H02: Fiber ile güçlendirilmiş dentin kompozitinin tamirinde su bazlı %50(v/v) dimetilsülfoksit uygulamasının mikrotensile bağlanma dayanım kuvveti üzerinde herhangi bir etkisi yoktur.



2.GENEL BİLGİLER

2.1. Kompozit Rezinler

2.1.1 Kompozit Rezinlerin Tarihçesi

Dental adezivler mine ve dentin dokusuna ideal bir adezyonu sağlama hedefi doğrultusunda, son kırk yılda kimyalarında ve bileşen sayılarında önemli değişiklikler göstermişlerdir. 1950'lerde fosfat monomeri gliserol fosforik asit dimetakrilat (GPDM) kullanılan çalışmalarda rezin monomer solüsyonları ile dentine kuvvetli bir adezyon sağlamak mümkün değildi. 1951 yılında Oskar Hagger tarafından patenti alınan bu monomer, Sevitron Cavity Seal adı verilen ilk bağlayıcı ajanın (Amalgamated Dental Trade Distribution, Ltd., Londra, İngiltere) bileşimine dahil edildi.^(23, 24) 1955 yılında Michael Buonocore tarafından asit-etch tekniğinin uygulanmasıyla diş minesine adezyon tutarlı, basit ve güvenilir bir yöntem olarak kabul gördü.⁽²⁵⁾ Dr. Buonocore mineyi fosforik asitle aşındırarak , restoratif diş hekimliğinin seyrini yıllar içerisinde değiştirmiş, adeziv ve koruyucu diş hekimliğinin temelini atmıştır.

Dr. Buonocore'un mineyi asit ile aşındırma tekniğini tanımlamasından birkaç yıl sonra, Dr. Bowen'in ekibi 1960'ların başında bisfenol A-glisidil metakrilat (Bis-GMA) molekülünü tanıttı.^(26, 27) İlk kompozitler, karıştırma sırasında hava sıkışması nedeniyle yüksek pörözite riski taşıyan, sınırlı çalışma süresine sahip, iki pattan oluşan self-cure sistemlerdi. Daha sonra bu ilk kompozitlere ultraviyole (UV) foto başlatıcı dahil edilerek, UV ışık ile polimerize olan tek pat sistemleri üretildi.⁽²⁸⁾ Personelin UV'ye maruz kalması ile ilgili sağlık endişeleri ve sınırlı kür derinliği, alternatif bir ışıkla kürleme sistemi arayışını teşvik etti. 1970'lerin sonlarında, amin hızlandırıcılı kamforkinonun (CQ) piyasaya sürülmesiyle kuvars tungsten halojen (QTH) ışık kaynağından elde edilen görünür mavi ışıkla polimerize olabilen, yüksek sertleşme derinliğine (2 mm) sahip bir sistem üretildi.⁽²⁹⁾ Ardından Üretan dimetakrilat (UDMA) gibi alternatif monomer sistemleri, Bis-GMA'nın kısmen veya tamamen yerini almak üzere piyasaya sürüldü.⁽³⁰⁾

İlk kompozitlerde büyük doldurucu partiküller (yani, 10 ila 50 µm) yüzünden cilalı bir yüzey elde etmek ve bu pürüzsüz yüzeyi korumak son derece zordu. Bu sorun kompozitler üzerinde çalışan araştırmacıları daha ince partikül arayışına itti.⁽³¹⁾ İlk çalışmaların sonucunda nano boyutlu silika dolduruculu (40 ila 50 nm) mikrofill kompozitler üretildi. Bunlar oldukça

cilalanabilir yapıdaydı ancak partiküllerin yüksek yüzey alanı doldurucu konsantrasyonunu sınırladı ve mekanik özellikleri düşürdü.⁽³²⁾ 1980'lerin başlarında ise hibrit kompozitler piyasaya sürüldü. Bu kompozitler mekanik olarak güçlüydü, ancak hala çok cilalanabilir değildi ve sınırlı klinik aşınma direnci sergilediler.⁽³³⁾

Daha küçük cam partiküllerin üretilmesiyle, "midifill" (birkaç mikrometrelik en büyük parçacıklar) ve "minifill" kompozitler (1 µm'den küçük en büyük parçacıklar) gündeme geldi. Partiküller arasındaki mesafenin azalmasıyla klinik aşınma azaldı.⁽³⁴⁾ Bu çalışmaların nihayetinde klinik olarak oldukça başarılı mikro hibritler (1990'lar) ve nanohibritlere (2000'ler) yol açılmış oldu.

İnorganik dolduruculardaki ve polimerizasyon sistemlerindeki teknolojik gelişmeler sayesinde, üstün fiziksel özelliklere ve uygulama pratikliğine sahip yeni kompozit rezinler, artık makro dolduruculu kompozit rezinlerin yerini aldı. Günümüzde translusentliği artırarak, 4 - 5 mm kürlleme derinliğine izin veren, klinikte uygulama süresinden tasarruf sağlayan ve daha düşük büzülme streslerine sahip bulk-fill kompozitler giderek yaygınlaşmaktadır.^(35, 36)

2.1.2.Kompozit Resinlerin Yapısı

Kompozit rezinler; organik rezin matris, inorganik doldurucular ve ara faz olmak üzere üç temel bileşenden oluşmaktadır.^(37, 38)

Organik Matris Fazı: Resin matris; monomerler ve co-monomerler, fotopolimerizasyon başlatıcılar, hızlandırıcılar, inhibitörler ve renk bileşenlerinden oluşturmaktadır.^(39, 40)

Kompozit rezin sistemlerde çok sık kullanılan bir monomer olan Bis-GMA adeta organik matrisin omurgasını oluşturur. Bis-GMA, yüksek viskoziteye sahip olduğundan, daha düşük viskoziteli bir monomer olan Trietilenglikol dimetakrilat (TEGDMA) ile kombine edilmektedir.^(38, 41) TEGDMA mekanik özellikleri ve renk stabilitesini azaltırken su emilimini arttırır. Üretan dimetakrilat (UDMA) kopolimeri ise, eğilme dayanıklılığını, elastisite modülünü ve sertliği artırma özelliğine sahiptir.⁽⁴¹⁾ Düşük viskoziteli monomerlere örnek olarak; bisfenol A dimetakrilat (Bis-DMA), etilen glikol dimetakrilat (EGDMA), metil metakrilat (MMA) verilebilir.⁽³⁸⁾

Kompozitin rezin formülasyonlarına 200 ila 1000 ppm aralığındaki miktarlarda, 2,6-di-tert-bütil metilfenol (BHT) ve hidrokinon monometileter (MEHQ) gibi fenol türevi bileşikler

inhibitör olarak eklenmektedir. Bu bileşiklerin görevi kompozitin preparasyonu ve kaviteye yerleştirilmesi esnasında erken polimerizasyonu ve görünür ışıktaki istenmeyen fotopolimerizasyonu engellemektir. ⁽⁴²⁾

Kompozit rezinler; kimyasal yolla, ışıkla veya hem kimyasal olarak hem de ışıkla polimerize olmaktadır. ⁽⁴³⁾ Işıkla polimerize olan kompozitlerde, başlatıcı olarak alfa diketon (kamferokinon), hızlandırıcı olarak tersiyer alifatik amin (4-n, n-dimetilamino-fenil-etanol, DMAPE); kimyasal yolla polimerize olan kompozitlerde ise, başlatıcı olarak benzoil peroksit, hızlandırıcı olarak aromatik tersiyer amin (n,n-dihidroksietil-p-toluidin) kullanılmaktadır. Günümüzde çoğu dental restoratif sistemde, görünür ışıkla polimerize olan kamferokinon/tersiyer amin kompleksi, başlatıcı olarak kullanılmaktadır. ⁽⁴⁴⁾ Öte yandan, “aminsiz” olarak adlandırılan fotobaşlatıcı sistemler, difenil (2,4,6 trimetilbenzoil) fosfin oksit (TPO) ve ticari olarak Ivocerin olarak bilinen yeni germanyum bazlı foto başlatıcı, dental rezin bazlı materyallerde CQ'nun yerini alabilir. ⁽⁴⁵⁾ Yeni geliştirilen fotobaşlatıcıların rezin esaslı materyallerde kullanımı uzun vadede CQ'a bağlı sararmayı engelleyebilir. ⁽⁴⁶⁾

Kompozitte renk değişikliğine neden olan organik matrisin fotodegradasyonu önlemek amacıyla bileşimine 2-hidroksi-4-metoksibenzofenon veya 3-(2-hidroksifenil)-benzotriazol gibi ultraviyole (U.V.) fotostabilizatörleri eklenmektedir. Bunların görevi U.V. ışını etkilerini elimine ederek, renk stabilitesini sağlamak ve kompozit rezini foto degradasyona karşı korumaktır. ^(38, 42) Dışın doğal rengini taklit etmek için kompozit rezinlere farklı renklerde (sarı, kırmızı, beyaz ve siyah) inorganik pigmentler eklenir. ⁽⁴²⁾

İnorganik faz: Kompozit rezinlerin ağırlıkça büyük miktarını inorganik doldurucu partikülleri oluşturmaktadır. Bu partiküller kompozit rezinin fiziksel ve mekanik özelliklerinin gelişimine katkıda bulunurken termal genleşme katsayısını ve polimerizasyon büzülmesini azaltır. Aynı zamanda aşınma direnci, radyoopasite, yüzey pürüzlülüğü ve cilalanabilirlik gibi bazı özelliklerini geliştirirler. Ayrıca uygulamayı kolaylaştırmak için rezine kıvam kazandırır ve rezinin polimerizasyondan önce şekillendirilmesini sağlarlar. ⁽³⁸⁾

Farklı hacim ve büyüklükteki kuvars, lityum silikat, bor silikat, yitrium cam, baryum alüminyum silikat, koloidal silika ve hidroksi apatit inorganik fazı oluşur. ⁽³¹⁾ Kompozit rezine dayanıklılık ve radyoopasite özelliklerini kazandırmak için inorganik faza stronsiyum, zirkonyum, baryum ve çinko ilave edilir. ⁽⁴⁷⁾

Kompozit rezine translusent özelliği vermek ve mekanik özelliklerini güçlendirmek için silika partikülleri eklenir. Saf silika iki formda bulunur; kristalin (kristobalit, tridimit, kuartz) ve non kristalin (silikat cam). Günümüzde silikanın non kristalin formu bitirme ve polisaj işlemleri için daha uygun olduğundan tercih edilmektedir.⁽⁴⁸⁾

Ara faz: Organik rezin matris ile inorganik doldurucular arasındaki adeziv bağlantının kalitesi, kompozit materyalin mekanik ve fiziksel özelliklerinin gelişmesine katkıda bulunur.^(49, 50) Ara faz, inorganik materyallerin yüzeyini modifiye ederek organik yapıya bağlantısını ve her iki bileşen arasında stresin dağılımını sağlar. Ara faz organik silisyum bileşiği olan silanlardan oluşmaktadır ve en sık kullanılan bağlayıcı ajan 3-metakriloksi propil trimetoksi silandır.^(42, 49)

Çift fonksiyonlu moleküller olan silanlar, bir ucu ile silika partiküllerinin yüzeyindeki hidroksil grubuyla bağ kurarken, diğer ucuyla organik matristeki metakrilat gruplarıyla kovalent bağlar kurar.⁽⁵¹⁾ Silanların doldurucuların yüzeyinde bulunan hidroksil gruplarını absorbe etmesiyle kompozit rezinler suya karşı direnç kazanırlar.⁽⁵¹⁾

2.2.Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

Kompozit rezinler; inorganik doldurucu partikül büyüklüğüne, doldurucu partikül ağırlık ve hacim olarak yüzdesine, polimerizasyon yöntemlerine ve viskozitelerine göre sınıflandırılabilir.

2.2.1.Kompozit Rezinlerin Doldurucu Partikül Büyüklüklerine Göre Sınıflandırılması:

İlk üretilen kompozit rezinlerde oldukça büyük doldurucu partikülleri kullanıldı ve bunlar “makro dolduruculu” kompozit rezinler olarak adlandırıldı. Estetik kompozitler popüler hale geldikçe, üreticiler “mikro dolduruculu” kompozit rezinler olarak adlandırılan çok küçük doldurucular içeren kompozit rezinleri geliştirdiler. Modern kompozit rezinler çeşitli boyutlarda doldurucu içerir ve bunlara “hibrit” kompozitler denir. Evrimsel eğilim, giderek daha küçük dolduruculara sahip kompozit rezinleri geliştirmek olmuştur. Bu nedenle, çağdaş hibrit kompozit rezinler, "mikro hibrit" ve "nanohibrit" kompozit rezinler olarak alt gruplara ayrılabilir.⁽⁴⁷⁾

Lutz ve Philips’ kompozit rezinleri doldurucu boyutlarına göre şu şekilde sınıflandırmışlardır;⁽⁵²⁾

Megafil kompozit rezinler: Bu kompozitlerde inorganik doldurucu partikülleri boyutu 50-100 µm civarındadır. Okluzal temas bölgelerine ya da aşırı kuvvet alan ve aşınan bölgelere

yerleştirilmesi önerilen büyük çaplı cam partikülleri (0,5-2 µm) mega doldurucu olarak kabul edilir. ⁽³⁹⁾

Makrofil kompozit rezinler: Makrofil kompozitlerin doldurucu partikül büyüklükleri ortalama 10–100 µm arasında değişmektedir. Geleneksel kompozit olarak da adlandırılan makrofil kompozitlerde doldurucular kompozit rezin hacminin %60-70’ini, ağırlığının ise %70-80’inin oluşturur. ^(39, 47) Oklüzal aşınmaya karşı direnci düşük olan bu tür kompozitler günümüzde artık kullanılmamaktadır.

Midifil kompozit rezinler: Geleneksel kompozitler olarak da adlandırılan makrofil kompozitlerden sonra geliştirilen midifil kompozitler, 1-10 µm büyüklüğünde doldurucu partiküllerin olduğu kompozit rezinlerdir. Doldurucu tipi makrofil kompozitlerde de kullanılan kuvarsdır. ⁽⁵³⁾

Minifil kompozit rezinler: Minifil kompozitlerin doldurucu partikül büyüklükleri ortalama 0.1-1 µm arasındadır ve partikül miktarı makrofil kompozitlere oranla daha fazladır. İnorganik doldurucu partiküller kompozit rezinin ağırlığının yüzde % 75-85’ini oluşturur. ⁽³¹⁾ Bu tür kompozitlerde doldurucu olarak baryum ve stronsiyum gibi ağır metalleri içeren cam partikülleri bulunmaktadır. Partikül boyutu daha küçük olduğu için bitirme ve parlatma işlemi sonrasında daha düzgün bir yüzey elde edilmektedir. ⁽³⁹⁾

Mikrofil kompozit rezinler: Mikrofil kompozitler inorganik partikül büyüklüğü 0.01-0.1 µm olan kompozit rezinlerdir. Doldurucu partiküller kompozit rezinin ağırlığının yüzde % 35-60’ını oluşturur. İçerisinde inorganik doldurucu olarak 0.04 µm büyüklüğünde koloidal silika partikülleri bulunmaktadır. Mikrofil kompozit rezinler bitirme ve polisaj işlemlerinden sonra makrofil kompozitlerden daha düzgün bir yüzey elde edilebildiği için “*fine finishing composites*” veya “*polisable composites*” diye de adlandırılmaktadırlar. ⁽⁵⁴⁾

Klinik uygulamalara izin verebilecek bir viskozite elde etmek için bu tür kompozitlerde trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) miktarı daha fazladır. Mekanik özellikleri iyi olmadığı için çiğneme kuvvetlerine maruz kalan alanlarda kullanımı tavsiye edilmemektedir. Sınıf 5 servikal lezyonlarda kullanımı tavsiye edilmektedir. ⁽⁴⁸⁾

Hibrit Kompozitler: Hibrit kompozitler, gelişmiş aşınma direnci sağlamak ve aynı zamanda yeterli cilalanabilirliğe izin vermek için yüksek doldurucu yüklemesini yeterli miktarda küçük

parçacıklarla (0,04-1 µm) birleştirmek için küçük ve büyük doldurucu partiküllerinin bir kombinasyonuna sahiptir. Bu materyaller 1980'lerin başından beri kullanılmaktadır ve hem anterior hem de posterior restorasyonlar için mükemmel materyaller oldukları kanıtlanmıştır. Çoğu çağdaş hibrit, ağırlıkça % 75 ile % 80 arasında doldurucu içeriğine sahiptir ve eğilim, daha da küçük ortalama partikül boyutuna sahip materyaller üretmek olmuştur. Bu materyaller oldukça güçlüdür, parlatılabilir ve amalgama eşdeğer (6-15 mikron/yıl) aşınma direncine sahiptir. Bu materyallerin estetik potansiyeli mükemmeldir ve birçok ürün geniş bir renk tonu ve translusensi yelpazesi sunar. ⁽⁵¹⁾

2.2.2.Kompozit Resinlerin Viskozitelerine Göre Sınıflandırılması

Kondanse edilebilen kompozitler: Bu materyaller üreticiler tarafından amalgama benzer kullanım özelliklerine sahip olacak şekilde tasarlanmıştır. Bir miktar kuvvet uygulanarak yerleştirilen, büyük doldurucuların eklendiği hibrit kompozit rezinlerdir. "Paketlenebilir" veya "yoğunlaştırılabilir" kompozit rezinler olarak da tanımlanırlar. ⁽⁵³⁾ Aşınmalara karşı direnç göstermesi, yüzey sertliği, kırılma dayanımı gibi güçlü fiziksel özellikleri sayesinde stres gören alanlarda kullanımı önerilmektedir. ^(54, 55)

Bu kompozitlerin en önemli avantajları kaviteye basınç uygulanarak kolaylıkla yerleştirilebilmesi, termal genleşme katsayısının dişe yakın olması sayesinde polimerizasyon büzülme streslerinin düşük olması ve özellikle arayüz kavitelerinde temas noktalarının ideale yakın oluşturulabilmesidir. ⁽³¹⁾

Kondanse edilebilir kompozitlerin dezavantajları ise doldurucu partiküllerinin hibrit kompozitlerden daha büyük olmasından dolayı bitirme ve cila işlemlerinden sonra yüzeyin pürüzlü kalması, kavite duvarlarına ve marjnlere tam adaptasyon sağlayamaması sonucunda mikrosızıntı probleminin görülmesidir. ⁽⁴⁷⁾

Akışkan kompozitler: Bu kompozitler, ağırlıkça % 35 ile % 65 arasında değişen doldurucu içeriği ile geniş bir ürün yelpazesini temsil etmektedir. Bu materyallerin kullanımı çok pratiktir çünkü viskoziteleri bir şırınga ile kavite preparasyonuna enjekte edilmelerine izin verir. Ancak, beklendiği gibi, doldurucu içeriğindeki azalmaya, zayıf fiziksel özellikler ve artan polimerizasyon büzülmesi eşlik eder. ⁽⁵⁵⁾

2.2.3.Kompozit Resinlerin Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Sınıflandırılması

Kimyasal yolla polimerize olan kompozit rezinler: İlk üretilen kompozit rezinler kimyasal olarak polimerize olmaktadır ve “kimyasal yolla sertleşen”, “otomatik sertleşen” veya “kendi kendine sertleşen” kompozit rezinler olarak adlandırıldı. Bu materyallerin sınırlı bir çalışma süresi vardı ve birkaç yıl kullanımdan sonra sarı veya turuncuya dönen üçüncül aminler içerdiklerinden, uzun vadeli renk stabilitesinden yoksundu. Günümüzde bu kompozitlerin kullanımı aşırı derecede hasar görmüş dişlerin restorasyonunda çekirdek (core) yapımıyla sınırlıdır. ⁽⁵³⁾

Işık ile polimerize olan kompozit rezinler : İlk üretilen ışıkla sertleşen kompozitlerler ultraviyole ışık kullanılarak sertleştirildi, ancak çağdaş kompozit materyallerin tümü, başlatıcıyı etkinleştirecek olan görünür ışık kullanır. Işıkla sertleşen kompozitlerler, hekim kontrolünde sertleşebilme gibi önemli bir avantaja sahiptir ve bu nedenle, restorasyonun polimerizasyondan önce şekillendirilebilmesi için uzun bir çalışma süresi sağlar. Ayrıca üçüncül aminlerin ortadan kaldırılması nedeniyle renk stabildir. ⁽⁵¹⁾

Hem kimyasal yolla hem de ışıkla polimerize olan (dual-cure) kompozit rezinler: Hem kimyasal kürleme hem de ışık kürleme teknolojilerini kullanan çift kürlü kompozit rezinler, esas olarak siman veya çekirdek (core) materyalleri olarak kullanılır. Bu kompozitlerde, sertleşme reaksiyonu, spesifik dalga boyutundaki görünür ışıkla başlatılır, ancak reaksiyon, ışığın yokluğunda da zamanla yavaş yavaş devam eder. ⁽⁴⁷⁾

2.3.Kompozit Rezinlerdeki Güncel Gelişmeler

2.3.1.Nano Kompozitler

Nanobilim veya moleküler mühendislik olarak da bilinen nanoteknoloji, 0.1-100 nm aralığında karakteristik boyutları olan fonksiyonel materyallerin ve yapıların oluşturulması olarak tanımlanmaktadır.⁽⁵⁶⁾ Nano boyuttaki doldurucu oranının yüksek olduğu kompozitler nanokompozitler olarak adlandırılırlar.

Nanokompozitlerin diğer kompozit materyallere göre başlıca üstünlükleri arasında; küçük doldurucu boyutuna sahip olmaları ve partiküller arası mesafeyi azaltan yüksek yüzey/hacim oranı, geliştirilmiş mekanik özellikler, dirençli yüksek esnek yapı, çizilme direnci, geliştirilmiş optik özellikler (ışık iletimi partikül boyutuna bağlıdır) ve geliştirilmiş termal özellikler yer alır.⁽⁵⁷⁾

Nanokompozitlerin dezavantajları arasında ; azalmış sertlik ve darbe dayanımı, formülasyon ve yapı-özellik ilişkisi kaynaklı problemler ve partikül dağılımının zor kontrolü sayılabilir.⁽⁵⁷⁾

2.3.2.Siloranlar

Siloranlar kimyasal yapı taşları siloksanlar ve oksiranların kombinasyonundan türetilen epoksi ile işlevselleştirilmiş materyallerdir. Düşük büzülme, yüksek reaktif, biyouyumlu kompozit yapı ^(58, 59) hedef profiline sahip katyonik bir halka açıcı monomer sistemidir. Siloran ağı, sikloalifatik oksiran kısımlarının katyonik halka açma polimerizasyonu ile üretilir. Katyonik kürleme, oksiran halkasını açan ve yeni bir asidik merkez olan bir karbokasyon oluşturan asidik bir katyonun polimerizasyonu ile başlar. Bir oksiran monomerine ilave edildikten sonra, epoksi halkası bir zincir veya iki veya çok işlevli monomerler durumunda bir ağ oluşturmak üzere açılır. Siloranlar, düşük büzülme oranına sahiptir ve yeterli temel mekanik özellikler sergiler.⁽⁶⁰⁾

2.3.3 Bulk-Fill Kompozitler

Posterior kompozitler son yıllarda tek bir randevuda tamamlanan, kısa uygulama süresine sahip, estetik, preparasyon sırasında diş dokularını koruyabilen ve indirekt yöntemlere göre daha ucuz olan dolgu maddeleri olmaları nedeniyle genellikle direkt yöntemlerle posterior restorasyonlarda tercih edilmektedir.⁽⁶¹⁾ Kompozit rezin restorasyonlarda görülebilen zayıf marjinal adaptasyon, marjinal renk değişikliği, restorasyon çevresinde beyaz çizgi oluşumu, tüberkül kırıkları, mikrosızıntı, sekonder çürükler ve postoperatif hassasiyet gibi olumsuz sonuçlar genellikle polimerizasyon büzülme stresine dayanmaktadır.⁽⁶²⁻⁶⁴⁾ Bu nedenle restoratif materyallerde düşük polimerizasyon büzülmesi elde etmek için çeşitli girişimlerde bulunulmuştur.⁽⁶⁵⁾ Ayrıca posterior restorasyonların uygulanması için zaman kazandıran uygulamalar yoğun talep görmektedir. Resin bazlı bulk-fill kompozitler yaklaşık on yıl önce piyasaya sunulmuştur. Yüksek viskoziteli bulk-fill kompozitler, tek bir adımda 4 veya 5 mm kalınlıkta polimerize edilebilir, böylece zaman alan tabakalama uygulamasını gerektirmez. Konvansiyonel resin kompozitlerde kalın tabakalamanın sağlanamamasının ana nedenleri, sınırlı kür derinliği ve diş ile restoratif materyal arasındaki ara yüzde polimerizasyon büzülmesindeki artıştır.^(66, 67)

Ancak bulk-fill kompozitlerin uygulama sırasında polimerizasyon büzülmesini, kavitelerin adaptasyonunu ve dönüşüm derecesini olumsuz etkilemediği ve konvansiyonel kompozit rezinlere göre daha az polimerizasyon büzülmesi sergilediği bildirilmiştir.⁽⁶⁷⁾

Genel olarak, bulk-fill kompozitler, diğer kompozit rezinlerden daha translusenttir. Bu, genel olarak doldurucu içeriğini azaltarak ve doldurucu boyutunu artırarak elde edilir. Artan translusentlik, restorasyonun en derin bölgelerine doğru artan polimerizasyon oranları ve kür derinliği ile yakından ilişkili olan ışık penetrasyonunu kolaylaştırır.⁽⁶⁶⁾ Pazarlanan çok çeşitli materyallere rağmen , bulk-fill kompozitlerin artan bir kür derinliği ve azaltılmış polimerizasyon büzülme stresi sağladığı tespit edilmiştir.^(68, 69)

2.3.4.Kısa Fiber Takviyeli Rezin Kompozitler

Pek çok çalışma, partikül dolduruculu kompozit (PFC) rezinlerin mekanik özelliklerini iyileştirmenin yollarını araştırmıştır. ⁽⁷⁰⁻⁷³⁾ Araştırmacılar, uygun bir rezin matrisi seçmeyi, farklı kürleme yöntemlerini kullanmayı ve doldurucu içeriğini iyileştirmeyi denemişlerdir.⁽⁵⁴⁾

Bununla birlikte, bu rezinler, kaybedilen diş yapısını değiştirmek için yeterli dayanıma ve sertliğe sahip değildir.^(54, 74) Fiber takviyeli rezin kompozitlerin dental uygulamalarda kullanımı literatürde 1960'ların başından beri tartışılmaktadır.⁽⁷⁵⁾ Günümüzde fiber takviyeli kompozitler restoratif diş hekimliği uygulamalarında rutin olarak kullanıldığını görmekteyiz.

Fiber içerikli kompozitler özellikle yoğun doku kaybı olan dişleri desteklemek ve çatlak, kırık oluşumunu engellemek amacı ile tercih edilmektedirler. Fiber doldurucuların güçlendirici etkisi, polimer matrsten fiberlere stres transferine dayanır. Fiberler materyallerde adeta bir çatlak durdurucu olarak görev alır. Fiber takviyesinin etkinliği, materyalin içeriğindeki organik rezin tipine, fiberlerin uzunluğuna, fiberlerin oryantasyonuna, fiberlerin konumuna, fiberlerin polimer matrisine adezyonuna ve fiberlerin rezine empoze edilmesine bağlı olarak değişiklik gösterebilir.⁽⁷⁵⁾ Materyale gelen stresin polimer matrsten fiberlere transferi hedeflenir. Yapı içindeki fiberin konumu ve oryantasyonunun, mekanik özelliklerini etkilediği bilinmektedir.⁽⁷⁶⁻⁷⁸⁾

Kısa fiber takviyeli (SFRC) bir kompozit olan everX Posterior (GC,Tokyo, Japonya) 2013 yılında, dentinin stres emici özelliklerini taklit etmek amacıyla piyasaya sunuldu. SFRC materyali, vital ve vital olmayan dişleri restore etmek için yüksek strese maruz kalan alanlarda tek bir aşamada yerleştirilen (bulk) kaide materyali olarak tasarlanmıştır.⁽⁷⁴⁾ Yapısında rezin matris, rastgele yönlendirilmiş e-cam fiberler ve inorganik doldurucular bulundurur. Rezin matrisi bisfenol-A-diglisidil-dimetakrilat (bis-GMA), trietilen glikol dimetakrilat ve polimetilmetakrilat içerir. Polimer matrisini ise tamir için gelişmiş bağlanma özellikleri

sağlayan ve sertliği artıran yarı-iç içe geçen polimer ağı (yarı-IPN) adı verilen bir matris oluşturur.⁽⁷⁴⁾

SFRC'lerin , mekanik özellikleri geliştirdiği in vivo çalışmalarda da bildirilmektedir.^(6, 79) Kırılma direnci gibi mekanik materyal özellikleri , oklüzal yük altında deformasyon ve materyallerin marjinal bozunması genellikle kırılma ve eğilme dayanımı ve eğilme modülü gibi temel materyal parametrelerinin belirlenmesi ile değerlendirilmiştir.⁽⁸⁰⁾ Garoushi ve ark.⁽⁷⁾ farklı ticari PFC'lere kıyasla SFRC'nin fiziksel özelliklerini karşılaştırmış ve SFRC'nin fiziksel özelliklerinde önemli farklılıklar gösterdiğini ve diğer test edilmiş bulk fill veya geleneksel PFC materyalleriyle kıyaslandığında üstün kırılma dayanımına (2,9 MPa m^{1/2}), eğilme dayanımına (124 MPa) ve modülüne (9,5 GPa) sahip olduğunu belirtmiştir. Fiber kompozitlerin tüm özelliklerinin, fiber çapı, fiber uzunluğu, fiber oryantasyonu ve fiber içeriği gibi mikroyapısal parametrelere güçlü bir şekilde bağlı olduğu unutulmamalıdır.⁽⁷⁵⁾

Bijelic-Donova ve ark. ⁽⁸¹⁾ geleneksel PFC rezinlerine kıyasla SFRC'nin çeşitli özelliklerini araştırdılar. Sonuçlar, SFRC'nin geleneksel PFC' den istatistiksel olarak daha yüksek kırılma dayanımına ve yorulma sınırına sahip olduğunu gösterdi. Kırılma dayanımı ve yorulma performansı arasında güçlü bir ilişki vardı ve SFRC, hem sıkıştırıcı statik hem de yorulma yüküne karşı koyabildi.⁽⁸¹⁾ Yazarlar, SFRC'nin rakiplerine göre daha dayanıklı olmasının iki ana faktöre bağlı olduğunu açıkladılar: milimetre - ölçekli kısa fiberler içermesi ve yarı IPN yapısı. Goracci ve ark. ⁽⁸²⁾ da SFRC'nin, test edilen birkaç bulk-fill ve geleneksel PFC rezinlerine kıyasla önemli ölçüde daha yüksek eğilme dayanımına (201 MPa) sahip olduğunu bildirmiştir.

Polimerizasyon büzülmesi, ışıkla sertleşen dental kompozitlerin en kritik sınırlamalarından biridir. ⁽⁵⁴⁾ Polimerizasyon büzülmesi, kompozit rezin ve kavite duvarları arasındaki arayüzde büzülme stresine neden olarak boşluk oluşumuna ve sekonder çürüklere yol açar.⁽⁵⁴⁾ Birçok çalışmada bu sorunu ortadan kaldırmak için çeşitli yöntemler araştırılmıştır. ⁽⁸³⁻⁸⁶⁾ Bu önerilen yöntemlerden biri, polimerizasyon büzülmesini azaltmak için inkremental tekniği kullanmaktır ancak bu teknik; zaman alıcıdır, kontaminasyon riskini artırır ve katmanlar arasında boşluklar oluşturabilir.⁽⁵⁴⁾ Uygulamayı hızlandırmak ve hasta başında geçen süreyi ve polimerizasyon büzülmesini azaltmak için bulk-fill materyallerin kullanılması tercih edilebilir. ⁽⁷⁹⁾

Daha önce yapılan çalışmalarda, PFC rezinlerine kıyasla; kısa, rastgele yönlendirilmiş, fiber destekli kompozitlerde (FRC) düşük polimerizasyon büzülmesi rapor edilmiştir.⁽⁷⁸⁾ Garoushi ve ark.⁽⁷⁹⁾ gerinim ölçer yöntemini kullanarak bulk-fill ve SFRC rezinleri de dahil olmak üzere çeşitli ticari posterior kompozit rezinlerin polimerizasyon büzülmesini karşılaştırdı. Araştırmacılar SFRC'nin en düşük büzülme gerilimine (%.17) sahip olduğu sonucuna vardılar ve bunu polimer matrisinin kısa fiber dolgu içeriğine ve plastikleşmesine bağladılar. Anizotropik materyal özelliklerinin, destekleyici fiberlerin yönelimine göre değiştiğini ve büzülmenin her yöne eşit olmadığını ve polimerizasyon büzülmesinin liflerin yönünde kontrol edildiğini belirttiler. Bu nedenle, polimerizasyon sırasında materyalin, fiberlerin uzunluğu boyunca küçülmediğini orijinal boyutlarını yatay olarak koruduğunu ancak polimer matris yapının fiberler arasında büzüşebildiğini bildirdiler.

Mikrosızıntı çalışmaları, yeni bir materyal veya materyal kombinasyonunun başarısı hakkında bir ön fikir elde etmek için önemli ip uçları verir.⁽⁵⁴⁾ Boutsiouki ve ark.⁽⁸⁷⁾ direkt yerleştirilmiş PFC rezin altında farklı kompozit kaide materyalleri ile restore edilen sınıf I kaviteelerin mikrosızıntısını değerlendirdikleri bir çalışmada, bir SFRC kaide ile restore edilen dişlerin, test edilen diğer materyallerle karşılaştırıldığında en düşük mikrosızıntı değerlerine sahip olduğunu buldular. Yazarlar SFRC'nin düşük mikrosızıntı değerlerine yansıyan büzülme stresi absorpsiyonunda faydalı etkiler gösterdiğini belirttiler.

Garoushi ve ark. bulguları da benzerdi; Biyomimetik tekniği kullanan SFRC kaide materyali (sınıf II restorasyonlar), farklı bulk-fill kaide materyallerinden yapılmış diğer restorasyonlara kıyasla istatistiksel olarak daha düşük mikrosızıntı değerleri göstermiştir.⁽⁸⁸⁾ Patel ve ark. ayrıca farklı bulk-fill ve geleneksel PFC rezinleri tarafından restore edilen derin sınıf II kavitelere mikrosızıntıyı da inceledi ve en düşük mikrosızıntı değerlerini SFRC gösterirken, geleneksel PFC rezini en yüksek değeri gösterdi.⁽⁸⁹⁾

Klinik vakalarda, ışık cihazının ucu restorasyon yüzeyi ile her zaman yakın temas halinde yerleştirilemeyebilir. Bu nedenle, kütleme ile elde edilen kür derinliğindeki herhangi bir artış, günlük klinik uygulama için önemli kabul edilmelidir. Resin bazlı kompozitlerin monomer dönüşüm derecesinin mekanik özelliklerini ve dolayısıyla klinik performansını etkilediği belgelenmiştir.⁽⁵⁴⁾ Bu nedenle, kompozit restorasyonun başarısı için kompozit tabakası boyunca uygun ışıkla sertleşme olması temel bir gerekliliktir.

Miletic ve ark. dönüşüm derecesi (DC), Vickers sertliği (VH) ve yarı saydamlık parametresi (TP) ile SFRC ve farklı ticari bulk-fill rezinlerinin kür derinliği arasındaki ilişkileri inceledi. ⁽⁸³⁾ SFRC'nin diğer test ettikleri bulk-fill rezinlerden önemli ölçüde daha yüksek bir TP'ye sahip olduğunu ve buna uygun olarak 5,09 mm'lik bir kür derinliği elde ettiklerini bildirdiler. Bu sonuç, Goracci ve ark. ⁽⁸²⁾ tarafından SFRC için ölçülen kür derinliğine benzerdi. SFRC akışkan olmamasına ve akışkan bulk-fill rezinlerden daha fazla doldurucu içeriğine sahip olmasına rağmen, klinik olarak tavsiye edilen % 80'in üzerinde alt üst sertlik oranı göstermiştir. Miletic ve ark. bu performansı, ışığı partikül dolduruculardan daha iyi ileten ve dağıtan milimetre ölçekli fiberlere bağlamışlardır. ⁽⁸³⁾

Başka bir çalışmada Garoushi ve ark. kompozit rezin tabaka kalınlığının bulk-fill ve geleneksel PFC rezinlerine kıyasla SFRC'nin ışık iletimi, monomer dönüşüm derecesi ve yüzey mikrosertliği üzerindeki etkisini araştırdı. ⁽⁶⁷⁾ SFRC'nin ışık iletiminin, kaydedilen tüm kalınlık seviyelerinde geleneksel kompozitten daha yüksek olduğunu gösterdiler. SFRC'nin, test edilen diğer bulk-fill materyaller gibi, geleneksel PFC rezinlerine kıyasla 4 mm kalınlıkta kabul edilebilir DC ve VH değerleri sağladığı sonucuna vardılar. Çalışmalarının bulgusu literatürdeki diğer çalışmalarla da uyumluydu. ^(84, 85, 90)

Omran ve ark. hem 2 hem de 4 mm kalınlıktaki artışlar için en yüksek ortalama ışımaya değerlerine SFRC'nin sahip olduğunu buldu. ⁽⁸⁶⁾ Bu bulguları doldurucu içeriğindeki temel içerik farklılığına ve ışığı daha derin alanlara saçan, bir refrakter indeks görevi gören, rastgele dağılmış cam fiberlere bağladılar. SFRC'nin diğer bulk-fill materyallerle aynı olan 4 mm'lik artışlarla alt yapı olarak güvenle uygulanabileceği sonucuna varmışlardır. ⁽⁹¹⁾

SFRC'nin dentine bağlanma dayanıklılığını diğer kompozit rezinlerle karşılaştıran çok az kanıt vardır. Tsujimoto ve ark. universal adeziv kullanan SFRC'nin mekanik özellikleri ile dentin bağlanma dayanıklılığı arasındaki ilişkinin, geleneksel PFC rezinlerine kıyasla gelişmeler gösterdiğini belirlediler. ⁽⁹²⁾ Adeziv tipi ve aşındırma modlarından bağımsız olarak, SFRC'nin makaslama yorulma dayanımı ve oranları, geleneksel PFC rezinlerden daha yüksekti. Tsujimoto ve ark. SFRC'nin üstün mekanik özelliklerinin, özellikle kırılma dayanımının, universal adezivlerle bonding dayanıklılığını artırabileceğini açıkladı.

Yazarlar kısa fiberlerin, adezivin oksijen inhibisyon tabakası üzerinde güçlendirici bir etkisi olabileceğini tartıştılar ve geliştirilmiş mekanik özellikler ve bağ dayanıklılığı ile SFRC'nin

yüksek stres taşıyan durumlarda daha iyi performans gösterebileceğini vurguladılar. Başka bir çalışmada, Tsujimoto ve ark. ayrıca, diğer PFC rezinlerine kıyasla farklı adezivler kullanan SFRC'nin makaslama bağlanma dayanımını ve yüzey serbest enerjisini araştırmışlardır. SFRC'nin bağlanma performansının test edilen PFC rezinleri ile aynı olduğunu bildirmişlerdir.⁽⁹³⁾ Bu bulgu literatürdeki diğer çalışmalarla uyumludur. ⁽⁹⁴⁻⁹⁶⁾

Bijelic-Donova ve ark. ⁽⁹⁷⁾ geleneksel PFC rezinlerine kıyasla SFRC'nin oksijen inhibisyon tabakasının kalınlığı ile ilişkisini araştırdılar ve test edilen tüm rezinler için hibrit tabakayı ve shear bağlanma dayanımını değerlendirdiler. Yüzey işlem türünden bağımsız olarak, SFRC örneklerinde oksijen inhibisyon tabakasının kalınlığının genel olarak en yüksek olduğunu buldular. Bu durumu, oksijen geçişini kolaylaştırarak oksijen inhibisyon derinliğini etkileyebilecek fiberlerin güçlendirilmesine ve oryantasyonlarına bağladılar.

Ümran ve ark. tabakalama kalınlığının dentin bağlanma gücü üzerindeki etkisini araştırmışlardır. SFRC, hem 2 hem de 4 mm kalınlığındaki katmanlarda en yüksek ortalama bağlanma dayanım değerlerini sergilemiştir. ⁽⁸⁶⁾ Bunun, SFRC'nin çıkıntılı kısa fiberlere sahip olması ve dentinin bağlanma dayanımı değerlerini etkileyebilecek mikromekanik kilitlenmenin oluşmasından kaynaklandığını belirtmişlerdir.

2.4.Restorasyon Tamiri

2.4.1.Tamirin Tanımı ve avantajları

Kompozit restorasyonların klinik başarısızlığı önemli bir endişe kaynağıdır. Başarısız restorasyonlar genellikle değiştirilir; ancak, değiştirme prosedürleri sağlam diş dokusunda madde kaybına, diş yapısının zayıflamasına ve bazen de pulpanın açığa çıkmasına neden olabilir.⁽⁹⁸⁾ Bu komplikasyonlardan kaçınmak için restorasyonları değiştirmek yerine onarmak tercih edilir.

Tamir, diş yapısının korunmasına ve restorasyonun ömrünün uzatılmasına yardımcı olan minimal invaziv bir yöntemdir. Resin kompozit restorasyonların onarımı, daha uygun maliyetli olduğundan ^(99, 100) ve hem dişin hem de restorasyonun ömrünü önemli ölçüde iyileştirdiğinden, genel olarak restorasyonun tamamen değiştirilmesi yerine tercih edilir.

Restorasyonu tamirinin yenilemeye oranla avantajları şu şekilde sıralanabilir:^(101, 102)

- 1) Tekrarlayan restorasyon döngüsünden kaçınılır.
- 2) Diş yapısı korunur.
- 3) Pulpa üzerine potansiyel olarak zararlı etkiler azaltılır.
- 4) Komşu dişlerde iyatrojenik hasar riski azaltılır.
- 5) Tedavi süresi daha kısadır.
- 6) İşlem maliyeti yenilemeye kıyasla daha düşüktür.
- 7) Hasta tarafından daha kabul edilebilir bir işlemdir.
- 8) Restorasyon ömrü uzamaktadır.
- 9) Onarımın kapsamlı olmaması koşuluyla lokal anesteziye gerek yoktur.

2.4.2. Başarısızlığa Uğramış Restorasyonlarda Tedavi Seçenekleri

Kusurlu restorasyonların tedavisi Dünya Diş hekimliği Federasyonu ⁽¹⁰³⁾ tarafından aşağıda açıklandığı üzere dört farklı şekilde yeniden tanımlanmıştır.⁽¹⁰⁴⁾

Tedavi yok (takip): Tedavi edilmediği takdirde hiçbir klinik dezavantaj yaratmayacak sadece küçük eksiklikler, renk uyumsuzluğu veya yetersiz sınırlar varsa takip endikedir.⁽³⁾

Polisaj: Eksikliklerin diş zarar vermeden giderilebildiği durumlarda belirtilen bu tedavi seçeneği, çıkıntıların uzaklaştırılması, yüzeyin yeniden şekillendirilmesi, renklenmenin giderilmesi, gözeneklerin ve küçük boşlukların kapatılması da dahil olmak üzere yüzeyin yeni restoratif materyal eklemeden (glaze veya bonding hariç) düzleştirilmesi veya parlatılması işlemlerini içerir. ⁽¹⁰⁵⁾

Tamir: Klinik olarak tatmin edici olmayan ve artık kabul edilemez olan lokalize eksiklikler durumunda endikedir. Tamir restorasyon ve/veya diş yapısında bir preparasyon ile veya preparasyon olmadan restoratif bir materyalin (sadece glaze veya adeziv değil) eklenmesini içeren minimal invaziv bir yaklaşımdır.^(103, 106)

Değiştirme: Ciddi sorunlar varlığında müdahale gerekliyse ve tamir makul veya uygulanabilir değilse, daha fazla diş yapısı kaybını içeren restorasyonun tamamen çıkarılması işlemidir. ⁽¹⁰⁷⁾

Kusurlu bir restorasyonu değiştirmek yerine tamir etmeye karar vermede birçok kriter rol oynar. Bunlar, hastanın çürük risk durumunu, restore edilen dişin klinik durumunu ve maliyet/fayda değerlendirmelerini içerir. Restorasyonun tamiri için kriterler hastaya ve dişe bağlı olanlar şeklinde 2 kategoriye ayrılabilir : ⁽¹⁰⁸⁾

Hastaya bağlı kriterler: Düzenli olarak diş hekimi kontrollerine giden, iyi bir ağız sağlığı standardını koruyan ve restorasyonları düzenli olarak izlenebilen dental motivasyonlu, iyi bilgilendirilmiş hastalar tamir prosedürleri için iyi adaylardır. Tamir prosedürleri için uygun adaylardan oluşan bir diğer grup, karmaşık tıbbi geçmişleri olan veya işbirliği yapma kapasitesi sınırlı olan hastalardan oluşur. Bu tür hastalarda müdahalenin doğası zaman ve karmaşıklık açısından sınırlı olmalıdır. Tamir prosedürleri genellikle lokal anesteziye gerek kalmadan gerçekleştirilebilir ve bu nedenle karmaşık tıbbi geçmişleri ve diş kaygısı olan hastalar için özellikle avantajlıdır. ⁽¹⁰⁸⁾

Hastaların tamir prosedürünün doğasını ve bunun replasmanından farklı olduğunu anlamaları önemlidir. Bir tamir prosedürü için bilgilendirilmiş onam alırken, restore edilmiş dişin prognozu üzerindeki etkisi açısından değiştirme stratejisinin dezavantajlarını özetlemek önemlidir. Benzer şekilde, diş yapısının korunması ve minimal girişimsel doğası açısından tamir stratejisinin avantajları ortaya çıkarılmalıdır. ⁽¹⁰⁸⁾

Dişe bağlı kriterler: Hasta merkezli kriterlerin karşılandığı tespit edildikten sonra dişe özgü kriterler dikkate alınmalıdır. Dişe özgü kriterleri değerlendirmek için, gerekli tüm bilgileri sağlamak için hiçbir tekniğin tek başına yeterli olmadığı göz önüne alındığında, uygun araştırma tekniklerinin seçilmesi önemlidir. Görsel inceleme ve radyografik görüntülerin yorumlanması için büyütme yardımcıları, klinik değerlendirmelerin duyarlılığını ve özgüllüğünü en üst düzeye çıkarmada paha biçilmez olarak kabul edilir. ⁽¹⁰⁸⁾

Kompozit tamirinin klinik endikasyonları;

Sekonder Çürük Varlığı: Bir restorasyonun kenarına bitişik sekonder çürükler, yeni bir primer lezyon olarak ele alınmalıdır. ⁽¹⁰⁹⁾ Yeni bir çürük lezyonu ile başvuran tüm hastalarda olduğu gibi, operatif müdahale lezyonun aktif olduğu ve dentin veya kaviteye yoluyla ilerlediği

durumlarla sınırlı olacak şekilde önleyici tedbirler başlatılmalıdır. Operatif müdahale minimal olmalı ve komşu restorasyonun çürükler tarafından zayıflatılan veya etkili çürük yönetimi için gereken erişimi engelleyen kısmı ile sınırlı olmalıdır. Restorasyonun klinik veya radyografik başarısızlık kanıtı sunmayan kısmı, total restorasyon replasmanına başvurmak için iyi bir klinik endikasyon olmadıkça yerinde bırakılmalıdır. ^(103, 108)

Marjinal Defektler ve Kenar Renklenmeleri: Marjinal kusurların varlığının her zaman sekonder çürüklerin varlığını göstermediğini anlamak önemlidir. Posterior restorasyonların hasta tarafından algılanamayan oklüzal yüzeylerindeki küçük marjinal defektler en iyi şekilde izlenir ve aktif çürüğün habercisi olabilecek plak birikimi, gıda sıkışması veya renk değişikliği kanıtı olana kadar müdahale ertelenir. Anterior kompozit restorasyonlardaki, marjinal defektler, estetik görünümü bozan eksojen leke tutma eğilimleri nedeniyle daha problemlidir. Ağır penetran boyanma mevcutsa, iyi bir estetik sonuç elde etmek için total restorasyon replasmanı gerekebilir. ^(108, 110)

Aşınma: Kompozit restorasyonun aşınmasına pasif sürme veya karşıt diş veya dişlerin eğilmesi eşlik etmiş olabileceğinden, durumun dikkatli bir şekilde değerlendirilmesi gerekir. Restorasyonun aşınması oklüzal yüzeyle sınırlıysa ve onarımı gerçekleştirmek için boşluk varsa, restorasyonun yeniden kaplanmasıyla durum çözülebilir. Aşınma proksimal bir yüzey içeriyorsa ve restorasyonun anatomik formunu eski haline getirmek için kavitasyon yoksa, tamir yaklaşımı değerlendirilmelidir. ^(104, 108)

Restorasyonda Meydana Gelen Kırıklar ve Kütlesel Kayıplar: Restorasyonun yerleştirilmesinden hemen sonra, hasta restorasyonda kütlesel kırık şikayeti ile başvurduğunda, kırığın nedenini (aşırı oklüzal yükleme veya prematür kontaklar) teşhis etmek ve ortadan kaldırmak önemlidir. Bu, tekrarlayan kütlesel kırığı önlemek için gereklidir. Uzun yıllardır klinik hizmette olan bir restorasyonun kütlesel olarak kırılması, muhtemelen restoratif materyal içindeki stres yorgunluğunun bir sonucu olabilir. Kırık restorasyonların yönetimi de dahil olmak üzere restorasyon tamirinin öğretimi üzerine yapılan kalitatif çalışmalardan elde edilen gözlemler, klinik akademisyenler arasında kütlesel kırık sınırlıysa (restorasyonun yarısından azı) tamirin endike olabileceği konusunda bir fikir birliği olduğunu göstermiştir; ancak restorasyonun kalan kısmının bütünlüğü dikkatle değerlendirilmelidir. ^(101, 111-113)

Restorasyona Komşu Diş Yapısında Kırık Oluşumu: Restorasyona bitişik diş dokusunun kırılması, parafonksiyonel aktivite veya travma dahil olmak üzere çeşitli nedenlerle veya restorasyonun yerleştirilmesi sırasında kompozitin polimerizasyon stresinin zarar verici etkilerinden kaynaklanıyor olabilir. Kırığın nedeni doğru bir şekilde teşhis edilmelidir. Bruksist hastanın tedavisinde ağız koruyucusu sağlanması gibi önleyici bir tedbir yoluyla, kırılma riski en aza indirilebilirse tamir endike olabilir.⁽¹⁰⁸⁾

Yüzey Renk Modifikasyonları: Bir kompozit restorasyonun yerleştirilmesinde yanlış bir renk tonu seçilmişse, bu, farklı bir kompozit materyalinin en uygun tonu kullanılarak yeniden yapılabilir. Mümkünse, kompozit substrat olarak aynı restoratif materyal kullanılmalıdır. Ancak restorasyon farklı bir pratisyen tarafından yerleştirilmişse, kullanılan materyalin detayları hastanın notlarına kaydedilmemişse veya daha önce yerleştirilmiş materyal ticari olarak temin edilemiyorsa bu mümkün olmayabilir.⁽¹⁰⁸⁾

Restorasyonların tamirinde klinik kontrendikasyonlar:

- Hastanın restorasyonun değiştirilmesine alternatif olarak tamiri kabul etmemesi
- Diş hekimine düzenli aralıklarla gitmeyen düşük motivasyonlu hastalar
- Çürük insidansı yüksek hastalar
- Mevcut restorasyonun büyük bir çoğunluğunu etkileyen çürük varlığı
- Restorasyonun tamamında kabul edilemeyecek düzeyde plak retansiyonuna neden olan alanların varlığı
- Restorasyonun büyük kısmının kaybı, büyük kusp kırıkları ve dişte meydana gelen kırıklar
- Ulaşılamayan alanlarda yer alan derin marjinal renklenmeler
- Daha önce yapılan tamir işleminin başarısız olması.⁽¹⁰⁸⁾

2.5. Kompozit Rezinlerin Tamirinde Kullanılan Yüzey Hazırlama Yöntemleri

Günümüzde, eski kompozit restorasyonların onarımındaki en büyük zorluk, yeni ve eski kompozit arasında güçlü bir bağ elde etmektir.⁽¹¹⁴⁾ Eski ve yeni kompozit arasındaki bağlanmanın prognozu, eski kompozitin yüzey özellikleri ve yüzey işleminin türü gibi çeşitli faktörlere bağlıdır.⁽¹¹⁵⁻¹¹⁸⁾

Eski kompozitin yeni kompozite bağlanmasını arttırmak için frezle yüzey pürüzlendirmesi, fosforik asitle aşındırma, alüminyum oksit partikülleri ile aşındırma, silan ve rezin bazlı adeziv sistemleri ve farklı astarların kullanımı gibi yüzey hazırlığı için çeşitli yöntemler mevcuttur. (118, 119) Son yıllarda diş hekimliğinde lazer kullanımında birçok ilerleme kaydedilmiştir. Lazerin etki mekanizması göz önüne alındığında, yüzey hazırlığı için önerilen yöntemlerden biri erbiyum lazerlerin kullanılmasıdır. Lazer uygulanmış yüzeylerin, rezin restoratif materyallerin retansiyonunu artıran yüzey porozitelerine sahip olduğu bildirilmiştir. (120)

Literatürdeki çeşitli çalışmalar bulunmasına rağmen (14, 121, 122), kompozit rezinlere uygulanabilen bir tamir yöntemi konusunda fikir birliğine varılamamıştır. Bu nedenle, kompozitlerin tamiri için farklı protokollerin etkinliğinin değerlendirilmesine ihtiyaç vardır. (123)

2.5.1. Asit ile yüzey pürüzlendirme

Klinikte günlük rutin uygulamalarda kompozit yüzeylerin pürüzlendirilmesinde sıklıkla kullanılan yöntem elmas frez ile kavitenin şekillendirilmesinin ardından fosforik asit ile pürüzlendirme yapılarak uygun adeziv sistemlerin kullanılmasıdır. (108) Yüzeylerin pürüzlendirilmesi için genellikle fosforik veya hidroflorik asit kullanılmaktadır. (3)

Fosforik asit, mine ve dentin yüzeyini pürüzlendirir ancak kompozit, seramik ve metallerin yüzey özelliklerinde bir değişiklik sergilemez. (3) Fosforik asitin restorasyon yüzeyleri üzerindeki temizleme etkisi sayesinde, kompozit tamirinde başarıyı olumlu yönde etkilediği belirtilmektedir. (15, 121) Fosforik asitin; diğer asitlerle (sitrik asit, hidroflorik asit ve hidroklorik asit) karşılaştırıldığında, dental materyallerin mineye olan adezyonunu artırmada en etkili asit olduğu gösterilmiştir. (124)

Hidroflorik asitin etki mekanizması fosforik asitten farklıdır. Hidroflorik asit açığa çıkan cam doldurucu partiküllerini çözer, böylece silanın bağlanması için mevcut düzensizlikleri azaltır ve rezin matrisini etkilemez. Hidroflorik asitin etki mekanizması büyük ölçüde materyaldeki doldurucuların bileşimine bağlıdır. Örneğin zirkonyum kümeleri veya kuvars doldurucuları içeren kompozit rezinler, hidroflorik asitle pürüzlendirme sonrası baryum cam doldurucularından oluşan kompozit rezinlere göre daha az reaksiyon gösterecektir. Ayrıca, hidroflorik asidin (% 9.6) bir silika fazını çözdüğü ve zirkonya doldurucu partiküllerini, nanofill kompozitin rezin matrisinden ayırdığı gözlenmiştir. Bu nedenle, hidroflorik asitle

pürüzlendirmenin kompozit onarımı için uygun olduğu düşünülmüştür. ⁽¹⁴⁾ Uygun tamir bağlanma dayanımı değerlerini elde etmek için yeterli konsantrasyonun % 4 ile % 10 arasında olduğu belirtilmiştir. ⁽¹²²⁾ Hidroflorik asitin ağız içi kullanımında cilt ve mukozayla direkt temasından kaçınmak gereklidir. Bu tehlikeler sebebiyle ağız içi kullanımı sınırlıdır. ⁽¹²⁵⁾

2.5.2. Air Abrasyon ile Yüzey Pürüzlendirme

Air abrazyon, çürük diş yapısını uzaklaştırmak için kinetik enerji kullanan, minimal invaziv, bir yüzey hazırlama tekniğidir. Alüminyum oksit parçacıkları güçlü ve dar bir tüpten diş yüzeyine çarpar ve ısı, titreşim veya gürültü oluşturmada onu aşındırır. Kesme hızını etkileyen değişkenler arasında hava basıncı, partikül boyutu, toz akışı, ucun boyutu, açısı ve dişe olan mesafesi yer alır. Air abrazyonun erken oklüzal yüzey lezyonlarını teşhis etmek ve büyütme altında minimal diş hazırlığı ile tedavi etmek için kullanılabileceği öne sürülmüştür. ⁽¹²⁶⁾

Air abrazyonun rapor edilen avantajları arasında azaltılmış gürültü, titreşim ve hassasiyet sayılabilir. Air abrazyonla yapılan kavite preparasyonları, düz frezlerle hazırlananlara göre daha yuvarlak iç konturlara sahiptir. Bu, kırık insidansını ve azalan iç streslerin bir sonucu olarak, yerleştirilen restorasyonların ömrünü uzatabilir. ⁽¹²⁶⁾

Bununla birlikte, air abrazyon alerjik astım, kronik obstrüktif akciğer hastalığı, yakın zamanda yapılmış diş çekimi veya ağızda bulunan açık yaralar, ileri periodontal hastalık gibi durumlarda kullanılamaz. Bu koşulların çoğu, oral yumuşak dokularda hava embolisi riskini artırır. Toz kontrolü zorlu bir iştir ve hem hasta hem de diş hekimi için rubber dam, koruyucu maskeler ve koruyucu gözlük kullanılmasını gerektirir. ⁽¹²⁶⁾

Abrazyon partikülleri, 30 ila 50 µm (mikrometre) arasında bir partikül büyüklüğüne sahip Al₂O₃ parçacıklarından veya "silicoating" veya "tribokimyasal yüzey hazırlama" olarak adlandırılan silikon-dioksit katmanı ile kaplanmış Al₂O₃ parçacıklarından oluşur. ⁽³⁾ Air abrazyon uygulaması ile 2-3 barlık hava basıncında 50 µm Al₂O₃ parçacıklarıyla restorasyon yüzeyleri temizlenir ve pürüzlendirilir, yüzey alanı genişler, bu da daha iyi bir ıslanabilirlik ve kimyasal etkileşim sağlar. ^(13, 127)

Yapılan çalışmalarda 50 µm alüminyum oksit ile kumlama işleminin tamir kompozitinin yüzey pürüzlülüğünü ve ıslanma potansiyelini artırarak, kimyasal işlemlere kıyasla kompozit tamiri için geliştirilmiş bağlanma dayanımı değerleri sergilediği bildirmiştir. ^(15, 16)

2.5.3.Lazer ile yüzey pürüzlendirme:

Lazer sistemlerinin gelişimi 1950'lerde başladı, kısa bir süre sonra tıpta ve öncelikle oftalmoloji ve dermatoloji alanında kullanıldı. Lazer terimi (light amplification by stimulated emission of radiation=uyarılmış radyasyon emisyonu ile ışık amplifikasyonu) aslında çalışma prensibini açıklayan bir kısaltmadır. Bir ışık yükselticisi görevi görür ve indüklenen emisyon nedeniyle fotonların katlanarak yeniden üretilmesini destekler. ⁽¹²⁸⁾

Her lazerin farklı dalga boylarına bağlı olarak çeşitli kullanım alanları vardır. Diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan lazerler 1064 nm'lik neodimyum:YAG lazer, 810–980 nm'lik diyet lazer, 2940 nm/2780 nm'lik erbium lazerler ve 10600 nm'lik CO₂ lazerdir. ⁽¹²⁹⁾

Restoratif diş hekimliğinde en sık kullanılan lazerler, Erbiyum (Er:YAG ve Er,Cr:YSGG) lazerlerdir. Er,Cr:YSGG lazer (dalga boyu 2,78 µm) su ve ayrıca hidroksiapatit kristali tarafından etkin bir şekilde emilebilir. Foton enerjisinin absorpsiyonu buharlaşmaya neden olur ve materyal yüzeyindeki mikro patlamalar yoluyla makroskopik ve mikroskopik düzensizliklere neden olur. Bir hava-su spreyi kullanan Er,Cr:YSGG darbeleri lazer, önemli termal yan etkiler olmaksızın mine, dentin, sement, kemik ve yumuşak dokuyu verimli bir şekilde kesebilir. Bu lazer, 6 W'a kadar güç ile 300 mJ'ye kadar enerji elde eden bir darbe modunda çalışır. ⁽¹³⁰⁾ Bazı araştırmalar, Er,Cr:YSGG tarafından 90°'lik bir açıyla ışınlanan diş yüzeylerinin debrissiz karakteristik pürüzlü ve temiz bir yüzey gösterdiğini bildirmiştir. ⁽¹³¹⁻¹³³⁾ Yumuşak ve sert doku ameliyatlarına ek olarak, rezin kompoziti çıkarmak için erbium lazer kullanılabilir.

2.5.4.Silan uygulaması

Diş hekimliğinde sıklıkla kullanılan silan ajanı, inorganik dolgu partikülleri ile reaksiyona girmek için bir silanol grubu ve rezin matrisindeki metakrilat ile reaksiyona girmek için bir organofonksiyonel grup içeren iki fonksiyonel gruba sahip 3-metakriloksipropiltrimetoksisilan (MPS)dır. ⁽¹⁶⁾ Silan, inorganik ve organik matrisin adezyonunu ve kontakt açısını azaltarak ıslanabilirliği sağlar. Silanlar, rezin kompozitleri arasında yakın temas sağlamak için optimize edilmiş ıslatmanın ön koşulu olan yüzey enerjisini arttırarak tamir bağlanma dayanıklılığını arttırır. Mikro boşluksuz ideal bir bağlanma için silanizasyon sonrası adeziv kullanımı önerilir. ⁽¹⁷⁾

Diş hekimliğinde kullanılan silanlar genellikle farklı çözeltiler içinde kullanılmaktadır. Bunlar %90-95'lik etanol ya da isopropanol çözeltileridir. Bununla birlikte daha seyreltik alkol çözeltilerinde de kullanılabilirler. Çözücü olarak aseton-etanol karışımının sulu çözeltileri de kullanılabilir.⁽¹³⁴⁾ Silan kaplama ajanları günümüzde hidrolize edilmiş veya hidrolize edilmemiş olarak mevcuttur. Hidrolize edilmiş silanlar kullanıma hazırdır ve adeziv rezinden önce bağlama prosedüründe ayrı bir basamak olarak uygulanmalıdır. Hidrolize edilmemiş silan ilk önce primer veya adeziv rezinde bulunan bir asit, genellikle asidik bir monomer (10-metakriloksidildihidrojen fosfat 10-MDP) ile aktive edilmelidir.⁽³⁾ İçeriğinde silan olmayan bağlayıcı ajanlar da mevcuttur. Oleik asit, n-oktadekan-9-enoik asit, 2-hidroksietil metakrilat, itakonik asit ve zirkonatlar rezinler ile orta düzeyde bağlanırlar ve ortodontik braketlerin bağlanmasında tercih edilirler.

10-metakriloksidil dihidrojen fosfat (MDP) gibi organofosfat ester primerleri zirkonyum restorasyonlarla kullanıldığında silan bağlayıcı ajanlar kadar, hatta daha iyi bağlanma sağlarlar.⁽¹³⁵⁾ Diğer bir organofosfat ester bağlayıcı ajan, dipentaeritritol penta-akrilat fosfatın (PENTA) adezyon dayanım performansı MDP'den yüksek olarak bildirilmiştir. PENTA, rezin-dentin bağlantısı için klinikte kullanılmakta olup zirkonyum ile de kullanılabileceği bildirilmiştir.⁽¹³⁶⁾

2.5.5.Adeziv uygulanması

Adeziv sistemler, tamir bağlanma dayanımını arttırmada önemli bir rol oynamaktadırlar.^(137, 138) Adeziv sistem, yüzey pürüzlendirilmesi sonrasında eski kompozit rezin yüzeyinde oluşan retantif alanlara penetre olmaktadır.⁽¹³⁷⁾ Polimerize olmamış monomerler ile kimyasal bağ oluşumunu sağlayarak eski ve yeni kompozit rezin yüzeyinin birbirine bağlanmasını sağlamaktadırlar. Ayrıca açığa çıkmış doldurucu partiküllerine bağlanmakta ve matris içerisinde yer alan mikro çatlaklara monomer penetrasyonu yoluyla mikromekanik kilitlenme sağlamaktadırlar.^(137, 138)

Adeziv sistemlerin klinik olarak yeterli adezyon sağlayabilmesi için gerekli tamir bağlanma dayanım değerleri adeziv sistemlerin mineye olan bağlanma dayanım değerleri ile benzerlik (15-30 MPa) göstermelidir. Bu nedenle, çoğu araştırmacıya göre tamir bağlanma dayanım değerleri 18 MPa'ın üzerinde olmalıdır.⁽¹³⁹⁾

2.6. Diş Hekimliğinde Adezyon

2.6.1.Adezyonun Tanımı

Adezyon terimi latince “adhaerere” kelimesinden köken alır. Farklı yüzeyler arasındaki bağlanma kuvveti veya farklı moleküller arası çekim kuvvetini tanımlamak için kullanılır. İki farklı yüzeyi birbirine bağlayan substrata adeziv, adezivin uygulandığı yüzeye ise aderent adı verilir. ⁽¹⁴⁰⁾

Kuvvetli bir adezyon sağlanabilmesi için adeziv ve aderent arasındaki mesafe mümkün olduğunca az olmalı ve kullanılan adeziv bağlandığı yüzeyi tamamen ıslatabilmelidir. Yüzeyin ıslanabilirliği değim açısı ile ölçülmektedir. Daha iyi bir adezyonun oluşması için adezivin değim açısının sıfır veya sıfıra yakın olması esastır.⁽¹⁴¹⁾ Ayrıca adezivin yüzey gerilim değerinin, aderentin kritik yüzey gerilim (KYG) değerine eşit veya düşük olması gerekmektedir. Adezivin yüzey gerilimi ne kadar düşük olursa değim açısı da o kadar azalmakta ve daha kuvvetli bir adezyon oluşmaktadır. ⁽¹⁴¹⁾

2.6.2.Adeziv sistemlerin sınıflandırılması

Dental adezivler temel olarak jenerasyonlarına göre veya klinik uygulama yöntemlerine göre sınıflandırılırlar.

1940'ların sonlarında, Oskar Hagger, Sevriton Cavity Seal ⁽¹⁴²⁾ adı verilen ilk dental adeziv ürününü geliştirdi. Bu bağlayıcı ajan gliserolfosforik asit dimetakrilat içeriyordu ve etkisi diş yapılarına kimyasal bağlanma yaklaşımına dayanıyordu.⁽¹⁴³⁾ 1952'de Kramer ve McLean tarafından yayınlanan bir çalışma, gliserolfosforik asit dimetakrilatın yüzey penetrasyonu yoluyla dentin adezyonunu iyileştirdiğini ileri sürdü.⁽¹⁴⁴⁾ Bu öncü ürün, o sırada mevcut olan metakrilat bazlı kompozitlerin neden olduğu yüksek arayüz gerilimi ve termal genleşme nedeniyle zayıf klinik sonuçlar sundu.⁽¹⁴⁵⁾

1955'te Buonocore, % 85 fosforik asit ile yüzey işleminden sonra akrilik rezin ve mine arasındaki bağda iyileşme olduğunu bildirdiği bir makale yayınladı.⁽²⁵⁾ 1956'da Brudevold ve ark. fosforik asit dimetakrilat içeren metil metakrilat bazlı bir rezinden oluşan birincil bir dentin adezivi geliştirdi.⁽¹⁴⁶⁾ Bu adezivin bifonksiyonel moleküller ve hidroksiapatitten (HAp) gelen kalsiyum iyonları arasındaki etkileşim yoluyla bağlanmayı desteklediğine inanılıyordu.⁽¹⁴⁷⁾ Bununla birlikte, bu bonding ajan ile elde edilen en yüksek bağlanma dayanımı değerleri, dentine uygulandığında yaklaşık 2.6 MPa ve uygulamadan önce % 7 hidroklorik asit kullanıldığında 5.4 MPa idi.

Ayrıca, suda bekletme ardından bağlanma dayanımı değerleri önemli ölçüde azalmıştı ⁽¹⁴⁶⁾. Yine 1950'lerde Bowen, daha sonra mevcut kompozitlerin temeli olacak olan Bis-GMA (bisfenol glisidil metakrilat) monomerini sentezledi. ⁽¹⁴⁸⁾

1965 yılında Bowen, N-fenilglisin (NPG) ve glisidil metakrilat (GMA) arasındaki reaksiyondan yüzey aktif bir komonomer geliştirdi. ⁽¹⁴⁹⁾ NPG-GMA olarak adlandırılan bu bileşik, potansiyel bir dentin bağlama maddesi olarak tanıtıldı. ⁽¹⁵⁰⁾ NPGGMA'nın diş sert dokuları ile reaksiyona girerek bir ucunda mine ve dentin HAp kristallerine iyonik ve şelasyon bağları yoluyla bağlanabilen ve diğer ucunda restoratif materyal ile kopolimerize olabilen yeni bir bileşiğin oluşumuna yol açtığına inanılıyordu. ^(151, 152) Ancak, NPG-GMA ve HAp arasındaki kimyasal bağı değerlendirmek ve göstermek için gerekli teknoloji o sırada mevcut olmadığı için bu teori hiçbir zaman gerçekten kanıtlanamadı.

Birinci Jenerasyon Adeziv Sistemler: NPG-GMA'nın kimyasal bağlanma mekanizmasının tanıtılması, ilk nesil dental adezivleri ortaya çıkardı. Bu neslin ana ticari ürünü, uygulanmadan önce NPG-GMA bazlı bir astar kullanan bir rezin kompoziti olan Cervident sistemiydi (SS White Burs Inc., Lakewood, NJ, ABD). Bu materyaller, laboratuvar çalışmalarında ⁽¹⁵⁰⁾ düşük bağlanma dayanımı (1.5 ila 4.5 MPa) ve zayıf klinik performans gösterdi. ⁽¹⁵³⁾

İkinci Jenerasyon Adeziv Sistemler: 1970'lerin sonlarında, birinci nesil adezivlerin performansını artırmak için yeni materyaller geliştirildi. İkinci nesil ürünlerin çoğu, doldurucu partikülleri olmaksızın halo fosfor esterlerle karıştırılmış bir hidroksietil metakrilat (HEMA) veya Bis-GMA bazlı rezin kompoziti içeriyordu. ⁽¹⁴⁷⁾ Bu adeziv sistemlerin, halo fosfor grupları ile HAp'tan gelen kalsiyum arasında iyonik bağlar oluşturduğuna ve karbon-karbon çift bağlarını kompozit matris ile kopolimerize ettiğine inanılıyordu. ⁽¹⁵⁴⁾ İkinci nesil ürünler, birinci nesile benzer şekilde, in vitro ^(155, 156), düşük bağ gücü değerleri ve klinik deneylerde çok yüksek retansiyon başarısızlık oranları ile sonuçlandı. ^(157, 158)

İlk jenerasyon dental adezivlerin geliştirilmesine eş zamanlı olarak, araştırmacılar kesici/aşındırıcı aletlerin dental substratların morfolojik özellikleri üzerindeki etkilerine ilgi göstermeye başladılar. ⁽¹⁵⁹⁾ 1961'de, elektronik mikroskopinin evrimi, kesilmiş mine ve dentin örneklerinin yüzeylerinin ayrıntılı gözlemini mümkün kıldı: minenin prizmatik yapısı kolayca tanımlanabilirken, dentin düzensizdi ve tübüler doğasına dair hiçbir kanıt gösterilemedi. ⁽¹⁶⁰⁾ Daha sonra Boyde ve ark. smear tabakası olarak adlandırdıkları aşınmış mine yüzeyinde apatit

partikülleri içeren organik bir tabakanın varlığını tanımlamışlardır. ⁽¹⁶¹⁾ Bu tabaka dentin yüzeyinde de tanımlanmıştır. ⁽¹⁶²⁾

Smear tabakası, kesici veya aşındırıcı döner aletlerin kullanımı nedeniyle diş yüzeylerinde kalan mine ve dentinden ⁽¹⁶³⁾ bozulmuş kollajen, bakteri ve inorganik artıklardan oluşan ince, amorf bir tabaka olarak tanımlanabilir. ⁽¹⁶⁴⁾ Birinci ve ikinci jenerasyon adezivler smear tabakası üzerine uygulandığı için dentine yeterince difüze olamamakta ve düşük bağlanma dayanımları ile sonuçlanmaktadır. ⁽¹⁶⁵⁾ Bu bağlanma ajanları, dentin substratı ile değil, performanslarını sınırlayan bir debris tabakası ile etkileşime girdi. ⁽¹⁶⁶⁾

Üçüncü Jenerasyon Adeziv Sistemler: 1980'lerin ortalarında piyasaya sürülen üçüncü nesil adezivlerin bağlanma mekanizması, geliştirilmiş yüzey ıslama bilirliliği ve adeziv rezinin difüzyonuna yol açan smear tabakasının modifikasyonu veya kısmen/tamamen uzaklaştırılmasına dayanıyordu. ⁽¹⁶⁷⁾

Bu süre boyunca, kavite hazırlığının bıraktığı smear tabakasını kaldırmak veya değiştirmek için birçok hafif asidik solüsyon, yani HEMA ve organik asitler içeren solüsyonlar kullanıldı. ⁽¹⁶⁸⁾

Bu adeziv sistemler, dentin yüzeyinin ıslama bilirliliğini geliştiren ve hidrofobik adeziv rezin ile substrat arasında bağlanmayı destekleyen hidrofilik monomerlerden oluşan bir dentin primerine sahipti. ⁽¹⁶⁹⁾ Böylece klinik prosedür iki veya üç adıma bölündü: (1) asitle aşındırma, (2) primer uygulaması (adeziv sisteme bağlı olarak, bu adım conditioner ile tek bir şişede birleştirilebilir) ve (3) doldurucu partikül içermeyen adeziv rezin uygulaması. ⁽¹⁴⁵⁾

Üçüncü nesil adeziv sistemlerinin geliştirilmesinin bir sonucu olarak, ortaya çıkan 4-META/MMA-TTB rezini, 4-META (4-metakriloiloksietil trimellitat anhidrit), MMA (metil metakrilat), ve PMMA (poli metil metakrilat) içermektedir. 1982'den beri yaygın olarak kullanılmaktadır ve klinik olarak başarılıdır.

Üçüncü nesil adeziv sistemlerin kullanıldığı zamanlar, 4 META/MMA-TTB rezinini yerleştirmeden önce, dentine, %10 sitrik asit içinde çözülmüş %3 ferrik klorür içeren 10-3 solüsyonu ile ön işlem uygulanması tavsiye ediliyordu. ⁽¹⁷⁰⁾

Dördüncü Jenerasyon Adeziv Sistemler: 1990'ların başında tanıtılan yeni nesil bonding ajanlarında, asit-etch veya total-etch tekniğinin kullanılmasına odaklanılmıştır. ⁽¹⁷¹⁾ İlk olarak

Fusayama ve ark. 1979'da in vitro ⁽¹⁷²⁾ ve daha sonra Kanca (1989) ⁽¹⁷³⁾ ve Fusayama (1992) ⁽¹⁷⁴⁾ tarafından klinik bir protokole uygulanan bu teknik, bağlayıcı ajan uygulamasından önce smear tabakasının tamamen uzaklaştırılması amacıyla 20 saniye boyunca mine ve dentine aynı anda fosforik asit uygulanmasını önermektedir. ⁽¹⁷³⁾

Smear tabakasının tamamen uzaklaştırılması, adeziv sistem ile yüzeysel olarak demineralize edilmiş dentin substratı arasında doğrudan etkileşime izin verir. ⁽¹⁷⁵⁾ Adeziv rezin, asitlenmiş intertübüler dentine difüze olur ve demineralize edilip fosforik asit ile uzaklaştırılan apatit kristallerinin yerini alarak rezin emdirilmiş bir dentin tabakası oluşturur. ⁽¹⁷⁴⁾

Dördüncü nesil adeziv sistemler, önceki nesilde benimsenen üç aşamalı yaklaşımı pekiştirdi: (1) asitle aşındırma; (2) astar (primer) uygulaması; ve (3) adeziv rezin uygulaması ⁽¹⁷⁶⁾. Organik bir çözücü ile hidrofilik monomerlerin bir karışımı olan primer, asitlenmiş dentinde su ile yer değiştirir, dentin nemini azaltır ve yüzey enerjisini artırır. ⁽¹⁷⁷⁾ Bu işlem, asitle aşındırma ile açığa çıkan kollajen fibrilleri arasına adeziv rezin monomerlerinin sızmasını kolaylaştırır. ⁽¹⁷⁸⁾ Adeziv rezin, düşük moleküler ağırlıklı seyreltici monomerlerle birleştirilmiş hidrofobik, yüksek moleküler ağırlıklı monomerler içerir ⁽¹⁷⁹⁾. Bu hidrofobik materyal primer ile kopolimerleşerek hibrit tabaka oluşturabilir ve adeziv işlemi sırasında dentine uygulanan son bileşendir. ⁽¹⁸⁰⁾

2014 yılında Logu ercio ve ark. ⁽¹⁷⁹⁾ etch-and-rinse, üç aşamalı adeziv sisteminin mekanik ve bağlanma özelliklerini değerlendirdi. Dördüncü nesil adeziv sistemlerinin ana temsilcisi olarak kabul edilen Optibond FL (Kerr Corporation, Orange, CA, ABD), diğer sistemlerle karşılaştırıldığında analiz edilen tüm özellikler için en iyi sonuçları verdi; daha yüksek mikrogerilme bağlanma dayanımı, daha düşük nanosızıntı, daha yüksek dönüşüm derecesi, daha yüksek nihai gerilme dayanımı, daha düşük su emme ve çözünürlük. ⁽¹⁷⁹⁾ Bu çalışma, Optibond FL'nin etch-and-rinse diş adezivleri için altın standart olduğu konusunda literatürdeki fikir birliğini doğrulamaktadır.

Beşinci Jenerasyon Adeziv Sistemler: Üç aşamalı adeziv sistemlerin çok karmaşık ve kullanımı zor olduğu algısı nedeniyle, üreticiler uygulama adımlarını birleştirerek ürünlerini basitleştirmeye çalıştılar. ⁽¹⁸¹⁾ Böylece, klinik kullanımı kolaylaştırmak için primer ve adeziv rezini aynı şişede birleştiren tek şişeli sistemler piyasaya sürüldü. ⁽¹⁸²⁾ Dentin bağlama sistemlerinin basitleştirilmesi, beşinci nesil adeziv ürünlerin kilit noktasıdır.

Primer ve adeziv rezini tek bir uygulama adımıyla birleştirmek, asitlenmiş dentinin kollajen ağına yayılma yeteneklerini geliştirmek için adeziv formülasyonlara daha yüksek konsantrasyonlarda hidrofilik bileşenlerin eklenmesini gerektirmiştir.⁽¹⁸³⁾ HEMA monomeri, hidrofilitesi onu dentin ıslanabilirliğini artırabilen ve bağlanma dayanımını önemli ölçüde iyileştirebilen mükemmel bir adezyon destekleyicisi yaptığından, basitleştirilmiş adeziv sistemlerin bileşiminde sıklıkla kullanılır.⁽¹⁸²⁾ Monomerleri çözmek amacıyla bu formülasyonlara su bazlı solventler, etanol ve/veya aseton da eklenir, bu da viskoziteyi azaltmaya yardımcı olur ve adeziv rezinin ıslanabilirliğini geliştirerek dentine difüzyonunu kolaylaştırır.⁽¹⁸⁴⁾

Altıncı Jenerasyon Adeziv Sistemler: Altıncı nesil adeziv sistemler, aynı anda asitleme ve dentine difüzyon yapabilen asidik monomerler içerdiklerinden, ayrı bir asitleme adımı gerektirmeyen ürünlerle karakterize edildi.⁽¹⁸²⁾ Bu self-etch adeziv sistemleri, daha az sayıda uygulama adımı gerektirir ve kullanımları, önceki bonding ajanlarına kıyasla çok daha basittir, hibridizasyon prosedürünü daha hızlı ve olası teknik hatalara karşı daha az hassas hale getirir.⁽¹⁸⁵⁾ Ayrıca, self-etch adezivlerin bileşimindeki bazı spesifik fonksiyonel monomerler, dental substrat ile kimyasal etkileşim yoluyla ek bağlanmayı destekler.^(186, 187) Sonuç olarak, güvenilir ve uzun ömürlü bağlar elde edilebilir.⁽¹⁸⁸⁾

Watanabe ve Nakabayashi'nin yaklaşımına dayalı olarak, altıncı neslin ilk adeziv sistemi 1990'ların başında Clearfil Liner Bond 2 (Kuraray Co., Osaka, Japonya) adı altında piyasaya sürüldü.⁽¹⁸⁹⁾ Bu bonding sistemi, her ikisi de ayrı şişelerde bulunan fenil-P bazlı asidik bir astar ve bir adeziv rezinden oluşuyordu. Fenil-P monomeri, bir protona (H⁺) ayrışabilen fonksiyonel bir monohidrojenfosfat grubu sunar ⁽¹⁸⁴⁾, HAP'tan kalsiyum ile iyonik bağlanma yoluyla kimyasal bir etkileşime izin verir. Bununla birlikte, kalsiyum-fenil-P bağı sulu ortamda kolayca bozulabilir, bu da PO₄³⁻ ve OH⁻'in aşırı doymuş durumuna yol açar ve kollajen fibrilleri etrafında HAP demineralizasyonuna (yaklaşık 1 mm derinlikte) neden olur.⁽¹⁹⁰⁾ Bu nedenle, fenil-P, demineralizasyon kabiliyeti nedeniyle kollajen fibrilleri arasında adeziv rezin difüzyonuna izin vermesine rağmen, diş yapısı ile kimyasal etkileşimi sınırlıdır ve hidrolitik olarak kararsızdır.

Yedinci Jenerasyon Adeziv Sistemler: Adeziv prosedürlerinde yer alan klinik adımların sayısını azaltmak, klinik uygulamada hız ve verimliliği optimize etmek için self-etch adeziv

sistemlerinin basitleştirilmiş versiyonları da piyasaya sunulmuştur.^(191, 192) Bu basitleştirilmiş adezivler, hem self-etch primeri hem de bonding rezini tek bir şişede (veya karıştırılması gereken iki ayrı bileşen), su veya organik solventlerle ⁽¹⁹¹⁾ birleştirir ve yedinci nesil dentin bonding ajanlarını temsil ederler. Asidik monomerlerin konsantrasyonu, all-in-one, self-etch bonding sistemlerinde dentin ve minenin aynı anda aşındırılmasına izin vermek için arttırılmıştır. ⁽¹⁹³⁾ Ayrıca, bu sistemleri daha asidik hale getirmek için önemli miktarda su gereklidir.^(191, 192) Polimerize edilmemiş asidik ve agresif monomerler bağlanmadan sonra dentini aşındırmaya devam edebildiğinden, adezivlerin hidrofilikliği ile bağlanma ara yüzünün stabilitesi arasında ters bir korelasyon daha önce gösterilmiştir.^(191, 193) Formülasyonları hidrolize ve kimyasal bozulmaya daha yatkındır.^(194, 195) Ayrıca fazla su, adeziv rezin polimerizasyonunu etkileyebilir ⁽¹⁹⁶⁾ ve ek bir hidrofobik rezin tabakası olmadan, bu bağlama maddeleri polimerizasyondan sonra geçirgen membranlar gibi davranabilir. ^(165, 197) Sonuç olarak, hepsi bir arada sistemlerin klinik başarısı ve ömrü tartışma konusudur.^(191, 193)

HEMA'nın tek şişeli self-etch adezivlere eklenmesi, bileşenlerinin faz ayrılmasını önler; bununla birlikte, adezivlerinin mekanik dayanımını da olumsuz etkileyebilir. ⁽¹⁹⁸⁾

Adeziv formülasyonlarda HEMA kullanımı ile ilgili bazı endişeler, daha düşük çapraz bağlanma, daha yüksek hidrofiliklik, düşük polimerizasyon derecesi, polimerin plastikleşmesi riski, alerjik reaksiyonlar, oksidatif stres indüksiyonu ve kalan dentin kalınlığına bağlı olarak pulpa hücrelerinde sitotoksisite olasılığıydı.^(199, 200)

Bu nedenle, bazı üreticiler tek şişeli self-etch adezivlerden HEMA'yı çıkardı, bu da bileşenlerin faz ayrılmasına yol açarak adeziv rezin içinde damlacıkların oluşmasına neden oldu. Bununla birlikte, bağlanma sırasında suyun daha etkili bir şekilde çıkarılmasına yardımcı olabilecek güçlü hava kurutması gerektireceğinden, faz ayrımının HEMA içermeyen tek adımlı self-etch adezivlerde olumlu bir etkiye sahip olduğu da öne sürülmüştür. Çünkü bu tip bağlayıcı ajan, optimum iyonizasyon için daha yüksek miktarlarda su gerektirir. ⁽¹⁹⁹⁾ Klinik olarak, çürük olmayan servikal lezyonlarda hem HEMA içermeyen hem de HEMA içeren adezivler için benzer performans elde edilmiştir. ⁽²⁰¹⁾

Sekizinci Jenerasyon Adeziv Sistemler: Bonding prosedürlerini basitleştirme yönündeki süregelen trendin ardından, birkaç yıl önce çok modlu universal adeziv ajanlar tanıtıldı. Sekizinci nesil adeziv sistemler olarak da adlandırılan bu sistemler, belirli klinik duruma ve

operatörün kişisel tercihlerine bağlı olarak hem etch&rinse hem de self-etch teknikleriyle kullanılmak üzere tasarlanmıştır.^(202, 203) Minenin seçici olarak aşındırılması (Selective etching) sıklıkla tavsiye edilir ve universal adezivler kuru veya ıslak dentine uygulanabilir.^(204, 205) Bazı üreticiler ayrıca universal adezivlerin zirkonya, alaşımlar, seramikler ve kompozitler için yapıştırıcı astarlar olarak indirekt restorasyonlar için kullanılabileceğini iddia etmektedir.^(203, 206) Kuraray firmasının 10-MDP patentinin süresinin dolması, universal adezivlerin geliştirilmesinin önünü açmış bu monomeri içeren ürünler yaygınlaşmıştır.⁽²⁰³⁾ Universal adezivler aynı şişede silan içerebilir, bu da onların silika bazlı seramiklere bağlanmalarında bir avantaj sağlar.⁽²⁰⁶⁾

Silika bazlı olmayan substratlara, yani metal veya zirkonyaya bağlanma, 10-MDP'nin hidrofilik fosfat ucu ile restoratif materyallerin iç yüzeyindeki oksitler arasındaki kimyasal etkileşim ile elde edilir.^(206, 207) Öte yandan, silan ve 10-MDP arasındaki reaksiyon, feldspatik, lösit bazlı veya lityum disilikat cam seramikler gibi silika bazlı materyallere bağlanmanın temelini oluşturur. Bu mekanizma, silika bazlı restorasyonlardan elde edilen hidroksil grupları ile serbest silanol gruplarının hidrojen bağlarının oluşumu ile daha da açıklanabilir.⁽²⁰⁶⁾ Dipentaeritritol penta-akrilat fosfat (PENTA) ve GPMD gibi diğer fosfat ester monomerleri de universal adezivlerde bulunurlar.^(203, 204)

Adeziv Sistemlerin Klinik Uygulama Yöntemlerine Göre Sınıflandırılması

Total Etch (Etch & Rinse) Sistemler: Asitle ve durula adeziv sistemleri, rezin bağlama sistemlerinin çok nesilli evriminin en eskisidir. Üç aşamalı total-etch adeziv sistemleri, asitle pürüzlendirme, primer uygulanması ve ayrı bir adeziv uygulanması basamakları ile 1990'ların başında tanıtıldı.⁽²⁰⁸⁾ Üç adımın her biri, bağlı arayüzün nispeten hidrofobik bir adeziv tabaka ile yalıtılmasıyla sonuçlanan çoklu görevleri gerçekleştirebilir. Sonuç olarak, hibrit katman adı verilen bir difüzyon katmanı oluşur. Etch & Rinse adezivleri, ilk asitleme adımı ve ardından smear tabakasının ve smear tıkaçlarının tamamen uzaklaştırılmasından sorumlu olan zorunlu bir durulama prosedürü ile karakterize edilir. Mine üzerinde asitle aşındırma, mine prizmalarını seçici olarak çözer ve sıradan hidrofobik bağlama ajanları tarafından bile kılcal çekim yoluyla kolayca nüfuz eden makro ve mikro gözenekler oluşturur.⁽²⁰⁹⁾ Polimerizasyon sonucunda, asitle aşındırılmış mine yüzeyindeki küçük rezin tagların mikromekanik olarak birbirine kenetlenmesi, dental substrata elde edilebilecek en iyi bağı sağlar.⁽²¹⁰⁾ Dentin adezyonu,

dentinin yapısı nedeniyle mine adezyonundan daha zordur ve asitle ve durula stratejisini oldukça hassas bir teknik haline getirir. ⁽²¹¹⁾ Aynı zamanda, asitle aşındırma, 3-5 µm derinlikte dentin demineralizasyonunu teşvik eder, böylece neredeyse tamamen hidroksiapatitten yoksun bir kolajen fibrilleri iskelesini açığa çıkarır. ⁽²¹²⁾ Sonraki adım, aseton, etanol veya su gibi organik çözücüler içinde çözülmüş 2-Hidroksi etilmetakrilat (HEMA) gibi hidrofilik özelliklere sahip spesifik monomerleri içeren bir primerin uygulanmasından oluşur. HEMA ıslanabilirliği geliştirmekten ve kollajen ağının yeniden genişlemesini desteklemekten sorumluyken, solventler suyu dentin yüzeyinden uzaklaştırabilir, böylece kollajen ağı sonraki adeziv rezin infiltrasyonu için hazırlanmış olur. ⁽²¹³⁾

Bağlama adımında, hazırlanan yüzeye solventsiz bir adeziv rezin uygulanarak hidrofobik monomerlerin sadece kollajen ağının interfibriler boşluklarına değil aynı zamanda dentin tübüllerine de nüfuz etmesi sağlanır. İnfiltrasyondan sonra, bu monomerler polimerize edilir ve dentin tübülleri içindeki rezin tagların varlığı ile kombinasyon halinde kompozit restorasyona mikromekanik retansiyon sağlayan hibrit bir tabaka oluşumu ile sonuçlanır. ⁽²¹⁴⁾ Geleneksel üç aşamalı Etch & Rinse adezivlerin ardından primer ve adeziv rezini tek bir şişede birleştiren basitleştirilmiş iki aşamalı bağlayıcı ajanlar geliştirilmiştir. Bu basitleştirilmiş adezivler, demineralize dentin substratına penetre olmada daha başarısızdırlar, böylece üç aşamalı muadillerine kıyasla optimal altı hibridizasyon oluştururlar. ⁽²¹⁵⁾ Ayrıca, bu tür adezivlerin hidrofilik doğası, onları su emmeye daha yatkın hale getirir ve sonuç olarak hidrolitik bozunmanın etkilerine daha duyarlı hale getirir. Bu tür adezivlerde bulunan solventin buharlaşması da daha zordur, polimerizasyondan sonra sıklıkla adeziv tabaka içinde tutulur. ⁽²¹⁶⁾ Etch & Rinse tekniği teknik hassasiyet gerektiren bir yöntemdir, çünkü aşırı kurutulmuş dentin, demineralize kollajen liflerinin çökmesine ve lifler arasında düşük monomer difüzyonuna neden olarak, işlevsel olarak uygun bir hibrit tabakanın (HL) oluşumunu engeller. Problem çoğunlukla etching aşamasının kendisiyle ve bağlama protokolündeki suyun görünüşte antagonistik rolüyle ilgilidir. 'Aşırı nemli' koşullar adezivin hidrofobik ve hidrofilik bileşenleri arasında faz ayrımına neden olarak, resin dentin ara yüzeyinde kabarcık ve globül benzeri boşlukların oluşmasına neden olabilir. ⁽²¹⁷⁾

Ek olarak, aşırı nemin varlığı, hibrit tabakasındaki eksik monomer polimerizasyonu ve su adsorpsiyonu ile sonuçlanabilir. Bu etkiler, oluşan HL'nın mekanik kalitesini düşürerek erken bozulmasına neden olabilir. ⁽²¹⁸⁾ Bununla birlikte, aşırı kuruluk ve aşırı nemlilik koşulları büyük

bir endişe kaynağı olmaya devam etmektedir ve standardize edilmesi güçtür; Bir adeziv prosedürü klinik olarak gerçekleştirildiğinde, yalnızca dış kaynaklı değil, aynı zamanda içsel nem kaynakları da düşünülmelidir. Bu nedenle, aşınmış mine beyaz buzlu görünümünü verene ve dentin parlaklığını kaybedip matlaşana kadar yüzey nazikçe kurutulmalıdır. ⁽²¹⁹⁾ Etch & Rinse adezivleri, diş adezyonu için hala altın standart olarak kabul edilmelerine, pazarlanan adezivlerin en eskisi olmasına rağmen ve tatmin edici uzun vadeli klinik performanslarına ⁽²¹¹⁾ rağmen nanosızıntıyı önleyememektedir. ⁽²²⁰⁾ Ara yüzey boşluklarının yokluğunda bile meydana gelen, nanosızıntı, özellikle dayanıklılık açısından bağlanmada olumsuz bir rol oynuyor gibi görünmektedir. ⁽²²¹⁾ Bu nedenle, adeziv materyallerde mevcut eğilim, basitleştirilmiş self-etch materyalleri geliştirme yönündedir. ⁽²²²⁾

Self Etch Sistemler: Self-etch yaklaşımı kavramı yaklaşık 20 yıl önce oluşturuldu, birinci ve ikinci nesil bonding ajanları, asitle etch&rinse veya koşullandırma aşaması kullanılmadığından self-etch materyaller olarak kabul edilebilir. Bu erken nesil dentin adezivleri, pürüzlendirilmemiş dentine uygulanan gliserofosforik asit dimetakrilat, halo fosforlu ester bazlı Bis-GMA veya HEMA primerlerini kullandı. ^(23, 146) İlk ticari sistem, ana asidik monomer olarak 2-(metakriloiloksietil)fenil hidrojenfosfat (Fenil-P) içeriyordu. Bu fonksiyonel monomerin monohidrojenfosfat grubu, hidroksiapatite kimyasal bağlanma için mine ve dentinin hazırlanmasından sorumluydu. ^(223, 224)

Self-etch primerlerin ve self-etch adeziv sistemlerinin temel bileşimi, pH'ı fosforik asit aşındırıcılarındakinden nispeten daha yüksek olan, asidik fonksiyonel monomerlerin sulu bir çözeltisidir. Suyun rolü, bu asidik rezin monomerlerinin iyonlaşması ve etkisi için ortamı sağlamaktır. Self-etch adeziv sistemler ayrıca HEMA monomeri içerir çünkü asidik monomerlerin çoğu suda düşük çözünürlüğe sahiptir ve dentin yüzeyinin ıslanabilirliğini artırır. Monomerik matristen ⁽¹⁸⁴⁾ oluşan çapraz bağlanmaya kuvvet sağlamak için yapıya bi-veya çok fonksiyonlu monomerler de eklenir.

Self-etch adeziv sistemleri ayrı bir asit koşullandırma adımı ve durulama sonrası nemli kontrol gerektirmediğinden, basitleştirilmiş adeziv materyaller olarak kabul edilirler. Geleneksel aşındırma ve durulama sistemlerine göre postoperatif duyarlılığın azalması ve daha az teknik hassasiyet gibi bazı avantajlar sunarlar. Diğer bir avantajı, bazı tartışmalı durumlar olmasına

rağmen, adeziv rezinin infiltrasyonunun self-etch prosesi ile aynı anda meydana gelme eğiliminde olmasıdır. (185, 225-227)

Bonding prosedürünü tek adımda basitleştirmek için, artırılan asidik monomer konsantrasyonu nedeniyle adeziv çözelti daha hidrofilik yapıdadır. Ancak self-etch adeziv sistemlerde asidik monomer konsantrasyonundaki artış, yarı geçirgen bir hibridizasyon oluştuğundan rezin-dentin bağına tehlikeye atmıştır. Daha fazla su geçiren bir HL, aynı zamanda, rezin-dentin bağlarının ve dolayısıyla restorasyonun erken bozulmasına neden olan dentin sızdırmazlığını da tehlikeye atar. (165, 197, 228-230)

Mevcut self-etch adeziv sistemleri, klinik uygulama adımlarının sayısına göre sınıflandırılır: tek basamaklı veya iki basamaklı adezivler. (185) İki aşamalı self-etch adeziv sistemlerinde, diş substratını eş zamanlı olarak aşındıran ve astarlayan asidik monomerleri birleştiren hidrofilik etching primerler kullanılır (223, 224) ve solvent buharlaşmasından sonra, bir hidrofobik ve bonding ajan tabakası dentin yüzeyini örter. (165) Tek adımlı self-etch adeziv sistemleri, asitli fonksiyonel monomerler, hidrofilik ve hidrofobik monomerler, su ve organik solventleri tek bir solüsyonda içeren asitleme, astarlama ve bonding işlemlerini (231) birleştiren hepsi bir arada adezivlerdir. (232) Ayrıca "universal veya multi-mode adhesives" adı verilen ve asitli veya asitsiz mine ve dentine uygulanabilen tek adımlı self-etch adeziv sistemleri de hekimlerin kullanımına sunulmuştur. (233)

Universal (Multimode) Sistemler: Temelde tek basamaklı self-etch adezivler olan universal adezivler, mine ve dentinin asitlenmesinin ardından da kullanılabildikleri için universal veya multimode sistemler olarak da adlandırılırlar. (234) Klinisyenler bu adezivleri, sadece minenin fosforik asitle pürüzlendirildiği “*selective etch*” tekniği ile de kullanabilirler.

Adezivler arasındaki benzerliklere rağmen, universal adeziv bileşimi, dental substratlara kimyasal ve mikromekanik bağ adezyonu üretebilen monomerlerin dahil edilmesiyle mevcut SE sistemlerinden farklıdır. (233, 235) Universal adezivler ile geleneksel tek basamaklı SE adezivler arasındaki en büyük fark, universal adezivlerde fonksiyonel fosfat ve/veya karboksilat monomerlerinin bulunmasıdır. Bu fonksiyonel monomerlerden bazıları, hidroksiapatitte kalsiyuma kimyasal bağlanmayı tetikleyebilir. (236, 237) Örneğin, Metakriloiloksidesil Dihidrojen fosfat (MDP), bazı yeni adezivlerde bulunan fonksiyonel , hafif aşındırma özelliklerine sahip hidrofilik bir monomerdir. MDP, universal bir adezivin herhangi

bir etching tekniği ile kullanılmasına imkan sağlar . Bu reaksiyon sırasında kararlı MDP-kalsiyum tuzları oluşur ve adeziv sisteme bağlı olarak değişen derecelerde ve kalitede kendiliğinden oluşan nano tabakalar meydana gelir. ^(238, 239) Aynı zamanda, çözünmeyen Ca^{2+} tuzlarının oluşumu yoluyla diş yüzeyinde güçlü adezyonu desteklemeye yardımcı olur. Ayrıca, bifenil dimetakrilat (BPDM), dipentaeritritol pentaakrilat fosforik asit esteri (PEN-TA) ⁽²²⁸⁾ içeren sistemler ve polialkenoik asit kopolimeri ile diş yapılarına adezyonu artırabilir. Bu, dayanıklılık açısından önemli olabilir, çünkü zamanla adeziv ara yüzünün su emmesi ve hidrolitik bozulması, bağ bozulmasının başlıca nedenlerinden biri olarak gösterilmiştir. ^(240, 241)

Ek olarak, bu adezivlerin universal matrisi, hidrofilik (hidroksietil metakrilat /HEMA) hidrofobik (dekandiol dimetakrilat /D₃MA) ve ara (bis-GMA) yapıya sahip monomerlerin bir kombinasyonundan oluşmaktadır. Bu özelliklerin kombinasyonu, universal adezivlerin çeşitli yüzey koşulları altında hidrofilik diş substratı ile hidrofobik rezin restoratif arasındaki boşluk üzerinde bir köprü oluşturmasını sağlar. Ayrıca, bazı universal adezivler formülasyonlarında silan içerebilir, bu da örneğin cam seramiklere veya rezin kompozitlerine bağlanırken potansiyel olarak silanizasyon adımını ortadan kaldırır. Bununla birlikte, basitleştirilmiş adeziv materyallerin daha düşük in vitro bağlanma dayanımı sonuçları ve restorasyonların daha kötü in vivo uzun ömürlülüğü ile ilişkili olduğu bilinmektedir. ^(242, 243) Bu bulgular muhtemelen basitleştirilmiş adezivlerin karmaşık formülasyonunun ve bunların yüksek solvent içeriğinin bir sonucudur, bu da tam solvent buharlaşmasını bozabilir ve sonuç olarak daha zayıf adeziv polimerizasyonuna yol açabilir. ⁽²⁴⁴⁾

Bu çoklu yaklaşım yeteneği, klinisyenin, mine üzerinde asitleme ve durulama tekniğinin avantajlarını, diş yüzeyinde ek kimyasal bağlama ile dentin üzerinde basitleştirilmiş self-etch yaklaşımıyla birleştiren, selektif mine asitleme tekniği olarak adlandırılan yöntemle adezivi uygulamasını sağlar. Bu nedenle universal adezivler, 7. nesil sistemlerden çok daha geniş uygulamalara sahiptir. ⁽²⁴⁵⁾

Ek olarak, üreticiler tipik olarak universal adezivlerin hem direkt hem de indirekt restorasyonların yerleştirilmesi için kullanılabileceğini ve kendi kendine sertleşen, ışıkla sertleşen ve dual-cure rezin bazlı simanlar ve metallere, zirkonyum, porselen ve kompozitlere bağlanmada uyumlu olduğunu belirtmektedir. Bununla birlikte, bazı universal adeziv

üreticileri, porselen ve zirkonyum gibi alt tabakalara bağlanma dayanımını optimize etmek için ayrı "aktivatör" ve özel primerlerin kullanılmasını hala tavsiye etmektedir.⁽²⁴⁵⁾

Üniversal adezivlerin en büyük avantajı diş hekiminin nihai sonucu optimize etmek için prosedürünü klinik duruma göre seçmesine izin vermesidir. Örneğin, restorasyonun mineye güçlü bir şekilde bağlanması gerektiğinde veya sklerotik dentin durumunda, önceden aşındırma yapılması tavsiye edilebilir. Asitleme aşaması, durulamadan önce fosforik asit jelinin uygulandığı sürenin uzunluğuna göre modüle edilebilir. Öte yandan, çok genç hastalarda zor erişim, sınırlı zaman veya zayıf hasta uyumu ile karşılaşan vakalarla uğraşırken doğrudan self-etch sistemlerden yararlanmak tercih edilebilir.⁽²⁴⁵⁾

2.6.3.Adeziv sistemlerde yapılan çeşitli modifikasyonlar

Adeziv sistemlerin uzun dönem başarısını artırmak için birçok farklı kimyasal ajan adeziv sistemlerin yapısına ilave edilmiştir. MDPB (methacryloyloxydodecylpyridinium bromide) ilavesi bu modifikasyonlara güzel bir örnektir. MDPB ilk olarak kompozit materyallere antibakteriyel aktivite sağlamak için geliştirilmiş ve dahil edilmiştir.^(246, 247) MDPB, antibakteriyel bir ajanın bir metakriloil grubu ile birleştirilmesiyle sentezlenen kuaterner amonyumun türevidir ve diğer monomerlerle kopolimerize olabilir. Bu sayede polimer zincirindeki antibakteriyel grup hareketsiz kalır ve bu da rezin materyale uzun vadeli antibakteriyel aktivite sağlayabilir.^(248, 249)

Primer solüsyonunda MDPB ve adeziv rezinde florür içeren Clearfil SE Protect (Kuraray Noritake Dental Inc., Tokyo, Japonya), ticarileştirilen ilk antibakteriyel adeziv sistemdir. MDPB'nin primer solüsyona dahil edilmesi, dentin bağlanma gücünü veya adeziv sertleşme performansını olumsuz etkilememiştir.^(250, 251)

Florür ve MDPB'nin yanı sıra, antibakteriyel, remineralize edici veya kollajen çapraz bağlama ajanları (MMP inhibitörleri) gibi restoratif materyallere terapötik ajanların eklenmesi, restorasyonların başarısının artması açısından faydalar sağlayabilir.^(252, 253) Antibakteriyel ajanlar, özellikle dişin interproksimal ve servikal bölgeleri gibi alanlarda biyofilm birikimini azaltarak uzun dönem bağlantı başarısını artırabilir. ^(251, 253) Clearfil SE Protect'in yanı sıra, Gluma 2Bond (Kulzer GmbH, Hanau, DE-HE, Almanya) ve Peak Universal Bond (Ultradent Products, Inc., South Jordan, UT, ABD) gibi antibakteriyel maddeler içeren diğer dental adezivler ticari olarak mevcuttur.

Gümüş nanopartiküller, geniş bir antimikrobiyal spektrum sergileyen ve dentin adezivleri de dahil olmak üzere farklı dental materyallere ⁽²⁵⁴⁾ eklenebilen bu antibakteriyel ajanların en ünlüsü ve yaygın olarak araştırılanıdır. ⁽²⁵⁵⁻²⁵⁷⁾

MMP inhibitörleri içeren dentin adezivlerin kullanımı da restoratif prosedürlerin ömrünü uzatmak için bir yaklaşım olarak kabul edilir. ^(258, 259) Konaktan türetilen MMP'lerin hibrit katman bozulmasına dahil olduğu bildirilmiştir. ⁽²⁶⁰⁾ Aktive edilmiş MMP'ler, adeziv rezin tarafından tam olarak örtülmemiş kollajen fibrillerini aşamalı olarak bozabilir ve sonuç olarak, hibrit tabaka içindeki su içeriğini artırarak dentin restorasyon bağının bozulmasına yol açabilir. ⁽²⁶¹⁾

Bir başka umut verici terapötik etki, biyoaktif camlar içeren dental adezivlerle remineralizasyon kabiliyeti ile ilgilidir. ^(252, 262, 263) Resin bazlı materyallerdeki biyoaktif camların, daha sonra hidroksiapatite kristalleşecek olan kalsiyum veya fosfat iyonlarını salma kabiliyeti, resin-dentin ara yüzünün remineralizasyonunu ve korunmasını indükler. ^(252, 263)

Açıklanan umut verici tüm bu bulgulara rağmen, daha karmaşık bir ortama maruz kaldığında bu modifiye edilmiş dental adezivlerin klinik etkinliğini ve ticari olarak mevcut materyallerin, deneysel monomerlerin veya terapötik katkıların uzun vadeli etkisini doğrulamak için klinik çalışmalarla desteklenmeleri gereklidir.

2.7 Yaşlandırma Yöntemleri

Restoratif materyaller hastadan hastaya değişebilen zorlu bir ortama dayanmalıdır. Çiğneme kuvvetleri, oklüzal alışkanlıklar, beslenme faktörleri, nem ve sıcaklık dalgalanmalarının tümü, materyallerin ömrünü etkileyebilecek kontrol edilemeyen faktörlere katkıda bulunur. ⁽²⁶⁴⁾

In-vitro simülasyonlar, klinik yaşlanma sırasında mekanik ve yapısal bozulma özelliklerini değerlendirerek dental materyallerin ömrünü tahmin etmek için faydalı olabilir. Laboratuvar değerlendirmeleri ve *in-vitro* çalışmalar, klinik ortam, nem ve dişlere ve restorasyonlara uygulanan stresler gibi ağız boşluğundaki koşulları tam olarak simüle edemese de, dişlerin ve/veya restorasyonların yaşlanma prosedürleri yoluyla ağız boşluğu ortamını bir dereceye kadar simüle edebilirler. Sonuç olarak, deneysel çalışmaların, ağız boşluğunda karmaşık faktörlerin de etkili olduğu klinik sonuçlara oldukça benzer olduğu görülmektedir. ⁽²⁶⁵⁾

Tüm bu çalışmalara rağmen, hedeflenen amaç için en iyi *in vitro* yaşlandırma yönteminin hangisi olduğu konusu tartışmalı bir konudur.

2.7.1. Suda Bekletme ile Yaşlandırma

Literatürde en sık kullanılan yaşlandırma yöntemi, distile suda oda sıcaklığında veya 37°C'de örneklerin depolanmasıdır. Bu yöntem genellikle bir adeziv ara yüzünün stabil kalacağı süreyi tahmin etmenin bir yolu olarak kabul edilmektedir.^(231, 266, 267) Suda depolama ile yapılan çalışmalar, hidrofilik rezin bileşenlerinin hidrolizi ve kollajenolitik aktiviteye sahip konakçıdan türetilmiş proteazlar tarafından bozunmanın hızlandırıldığını göstermektedir.⁽²⁶⁸⁾

Rezin kompozitlerin suya daldırılması, rezin matrisinin polimer zincirindeki ester bağlantılarının hidrolitik bozunmasının bir sonucu olarak su emilimine ve çözünürlüğe yol açar.⁽²⁶⁹⁾ Suyun rezin matrisine alınması ve reaksiyona girmemiş monomerlerin elüsyonu, rezin kompozitlerinin ışık iletim özelliklerini ve kırılma indeksini de etkileyebilir. Genel olarak, rezin kompozitlerde doldurucu yükü ne kadar düşükse, su emilimi o kadar yüksektir.⁽²⁷⁰⁾

Polimer ağlarına su alımının kapsamı ve hızının, ağırlıklı olarak iki ana faktör tarafından kontrol edildiği varsayılmıştır: su ile hidrojen bağları oluşturmak için mevcut polimer polar bölgelerinin konsantrasyonu tarafından belirlenen rezin polaritesi ^(271, 272); ve polimer ağının birleşik enerji yoğunluğu ile ilgili ağ topolojisi.^(271, 273) Bu nedenle su, polar bölgelerle herhangi bir karşılıklı ilişki olmaksızın "bağısız" su olarak polimerlerin nano gözeneklilikleri boyunca serbestçe yayılabilir veya hidrojen bağı yoluyla polar alanlara sıkıca bağlı olarak yayılabilir.

"Serbest hacim teorisine" göre, bağlanmamış su, serbest hacmi doldurur ve polimerin boyutsal değişikliklerine neden olması beklenmez. ⁽²⁷⁴⁾ "Etkileşim teorisi", "bağlı" su difüzyonunun zincirler arası hidrojen bağını bozma eğiliminde olduğunu, şişmeye neden olduğunu ve böylece zincir bölümlerinin hareketliliğini değiştirerek polimerin mekanik özelliklerinin azalmasına neden olduğunu savunur.⁽²⁷⁵⁾ Gerçekten de, dental adezivlerde her iki tip difüzyonun da meydana geldiği düşünülmektedir. ^(276, 277) Zamana bağlı bir oranda, bazı su molekülleri rezinin serbest hacmine difüze olurken, diğerleri zincirler arası hidrojen bağlarını bozar.

Dental rezinlerin su emme/çözünürlük özellikleri, suda kısa ve orta süreli bir depolamanın ardından mekanik davranışlarıyla ilişkilendirilmiştir.^(276, 278) Rezin matrisini oluşturan farklı monomerlerin hidrofilik doğası dışında, rezin bazlı materyallerin su etkilerine duyarlılığı da polimer çapraz bağlanma derecesine bağlıdır.⁽²⁷⁹⁾ Camsı polimetilmetakrilatların mekanik özellikleri, polimer ağının koheziv enerji yoğunluğundan büyük ölçüde etkilenir.⁽²⁸⁰⁾ Polimer kohezyonu, polimer zincirleri arasındaki çapraz bağların yoğunluğunun bir ölçümüdür. Homojen bir paketleme yoğunluğuna (yani sınırlı serbest hacim) sahip polimer ağlar, hem daha yüksek mekanik özellikler hem de suyu emmeye karşı direnç gösterme eğilimindedir.⁽²⁸¹⁾

2.7.2. Ultraviyole (UV) Işık ile Yaşlandırma

Yapay ultraviyole ışık ışıması, genellikle su yoğunlaşması ile ilişkili olan ve bir yaşlandırma makinesinde hızlandırılmış bir yapay yaşlandırma yöntemi olarak yaygın olarak kullanılır. ^(282, 283) Bu yöntem genellikle renk değişikliği çalışmalarında kullanılır. Yaşlanma sürecin ilk 300 saatinde meydana gelir ⁽²⁸²⁾ ve bu 1 yıllık klinik hizmet süresine eşittir. ⁽²⁸³⁾

2.7.3. Oklüzal Yükleme ile Yaşlandırma

Normal fonksiyon ve parafonksiyon sırasında dişler ağır oklüzal streslere maruz kalır. Oklüzal yüklerin dişin esnemesine neden olduğu öne sürülmüştür. Diş esnedikçe, dişin servikal bölgesinde gerilim ve makaslama stresleri oluşur. Servikal bölgede oluşan bu stres, mikrosızıntıyı artırabilir veya restorasyonların kenar uyumunu bozabilir. ⁽²⁸⁴⁾

Restorasyonların kalitesini değerlendirmek için en etkili yöntem bir klinik denemedir. Ancak, uzun vadeli klinik verilerin elde edilmesi çok uzun sürer ve ürünler genellikle bu süre içinde değiştirilir. ⁽²⁸⁵⁾ Oklüzal yükleme veya mekanik döngü restoratif materyallerin ağızda maruz kaldığı “yaşlanma” etkilerini simüle etmek için in vitro çalışmalarda kullanılır ve çiğnemeyi taklit eder. ^(286, 287)

2.7.4. pH Döngüsü ile Yaşlandırma

Ağız ortamındaki pH; dentin sıvısındaki asidik bileşenlere, bakteri metabolizmasına, tükürüğe ve yeme-içme alışkanlıklarına bağlı olarak değişmektedir. Asit-baz uygulamaları, ağız içinde oluşan bu pH değişikliklerini taklit etmek ve bu değişikliklerin adeziv-dentin arayüzüne olan etkisini değerlendirmek için uygulanan bir yaşlandırma yöntemidir. ⁽²⁸⁸⁾

2.7.5. Sodyum Hipoklorit (NaOCl) Solüsyonu ile Yaşlandırma

Bağ dayanıklılığını değerlendirmek için yakın zamanda tanıtılan bir yöntem, adeziv arayüzünü sulu bir sodyum hipoklorit çözeltisine (NaOCl) maruz bırakmaktır.

Bu yöntemin arkasındaki mantık, kusurlu rezin infiltrasyonu durumunda rezin tarafından korunmayan kollajen fibrillerin, in vivo bozunmuş rezin-dentin bağlarının deproteinize olmalarıdır. ⁽²⁸⁹⁾ Bu nedenle, bu bozunmayı in vitro olarak simüle etmek için hızlı bir yöntem, rezin-dentin arayüzünü bir protein giderici ajana maruz bırakmaktır. ⁽²⁹⁰⁾

Sudaki NaOCl çözeltisi, böyle bir spesifik olmayan protein giderici ajandır. Bu metodolojiyi kullanan ilk çalışmalarda, %10 NaOCl'ye daldırılan rezin-dentin bağlarının bağlanma güçlerinin önemli ölçüde azaldığı gösterilmiştir. ^(290, 291)

2.7.6. Termal Döngü ile Yaşlandırma

Termal döngü, restoratif materyallerin ve dişlerin yiyecek ve içecek tüketerek maruz kalacağı termal stresi simüle ederek örneklerin kısa sürede yaşlanmasını sağlamayı amaçlar. ⁽²⁹²⁾ Ne yazık ki, dental restoratif materyallerin yapay yaşlanması için standart bir protokol mevcut değildir. ⁽²⁹³⁾

Literatürde termal döngü rejimlerindeki varyasyonlar büyüktür ve bu nedenle sonuçların karşılaştırılması genellikle zordur. ⁽²⁹⁴⁾ Birkaç araştırmacı, sıcak ve soğuk yiyecekler yerken ağızdaki sıcaklık dalgalanmalarını ölçmüştür. ^(295, 296) Literatür gözden geçirildiğinde, 5°C ile 55°C arasındaki termal döngü numunelerinin ağızdaki oral sıcaklık dalgalanmalarını kapsamak için uygun olduğu araştırmacılar arasında genel bir yaklaşım gibi görünmektedir. ⁽²⁹⁷⁾

2.8. Bağlanma Dayanımı Testleri

İdeal bir bağlanma dayanımı testi doğru, klinik olarak güvenilir ve tekniğe daha az duyarlı olmalıdır. Nispeten karmaşık olmayan ve ucuz test protokollerinin kullanımını içermelidir. ⁽²¹⁾

Bağlanma dayanımı, laboratuvar yöntemleri ve klinik performans ile değerlendirilebilir. Temel olarak bağ alanının boyutuna bağlı olarak makro veya mikro test düzeneği kullanılarak statik olarak ölçülebilir. ⁽²¹⁾ Nominal bağ kuvveti, uygulanan maksimum kuvvetin yapıştırılan kesit alanına bölünmesiyle hesaplanır. ⁽²⁹⁸⁾

Uluslararası Standartlar Organizasyonu'nun (ISO) 11405 No.lu Teknik Spesifikasyonu, restoratif materyaller ve diş yapısı arasındaki adeziv bağın kalite testi için farklı test yöntemlerinin temel özelliklerinin yanı sıra substrat seçimi, depolanması ve işlenmesi hakkında rehberlik sağlar. Ayrıca, bağ gücü ölçümleri için bazı özel test yöntemleri sunar. ⁽²⁹⁹⁾

2.8.1. Makro Test Yöntemleri

Makro Makaslama (shear) Bağlanma Dayanıklılık Testi : Makro makaslama bağlanma dayanıklılık testinde, iki materyal bir adeziv madde ile birleştirilir ve kırılma meydana gelene kadar makaslama ile yüklenir. Bonding prosedüründen sonra daha fazla numune işleme gerekmediği için en yaygın kullanılan testlerden bir tanesidir. ⁽³⁰⁰⁾

Bağlanma dayanımı testinde yer alan faktörlerin bir meta-analizi, dentin substratı, kompozit ve bağlanma alanı ⁽³⁰¹⁾, bağ gruplarının saklama koşulları ve test tasarımı gibi çeşitli parametrelerin önemli etkisini ortaya çıkardı. ⁽³⁰²⁾ Diğer bir değişkenlik kaynağı, tel halkalar, noktalar ve bıçak kenarları dahil olmak üzere kesme kuvvetini uygulamak için kullanılan farklı

konfigürasyonlardır.⁽³⁰³⁾ ISO/TS 11405 spesifikasyonunu (2003) takip eden test protokolünde en sık göz ardı edilen nokta, “bağlama alanının sınırlandırılmasının önemli olduğu” idi.⁽²⁹⁹⁾

Makro-gerilim (tensil) Bağlanma Dayanıklılık Testi: Makro-gerilim (tensil) bağlanma dayanıklılık testinde, test numunesinin her iki tarafına da yük uygulanır. Numune, aktif veya pasif kavrama yöntemleri ile tutulabilir. Aktif kavrama yöntemi, numunenin tutkal veya kısaç gibi kavrama cihazına mekanik olarak bağlanmasını içerirken, pasif kavrama yönteminde numune, yapıştırıcı veya mekanik kavrama yardımı olmadan bir test cihazına yerleştirilir.⁽¹⁹⁾ Çekme testinde, gerilmeler ara yüzey boyunca kesmeye göre çok daha homojendir ve bu nedenle maksimum gerilme değerleri nominal dayanıma çok daha yakındır.^(304, 305) Bu yöntem simanların seramik ve metal alaşımları gibi sert materyallere bağlanma gücünü ölçmek için kullanılabilir.⁽²¹⁾

2.8.2 Mikro Test Yöntemleri

Dental adeziv teknolojisindeki hızlı ilerleme, modern restoratif diş hekimliğini kapsamlı bir şekilde etkilemiştir. Son 50 yılda adeziv teknolojisinde kaydedilen büyük ilerlemelere rağmen, adeziv ara yüzeyin kendisi adeziv restorasyonun en zayıf noktası olmaya devam etmektedir.⁽²³¹⁾ Daha küçük test numuneleri, kritik boyutlu kusurların bulunma olasılığının daha düşük olması nedeniyle, daha büyük olanlardan daha "güçlüdür".⁽³⁰⁶⁾ Böylece mikro bağlanma dayanımı testleri (bağ alanı 3 mm²'den az) geliştirilmiş ve arayüzde daha fazla başarısızlık ile daha yüksek görünen 'kuvvet' ölçülebilmektedir.⁽³⁰⁷⁾

Mikro Makaslama (shear) Bağlanma Dayanıklılık Testi: 3 mm² veya daha az birleştirilmiş enine kesit alanları ile kesme bağlanma dayanımı (SBS) testi 'mikro' SBS olarak adlandırılır.^(308, 309) Adeziv sistemlerin verimli bir şekilde taranmasına, çeşitli substratların bölgesel ve derinlik profilinin çıkarılmasına ve dişlerin korunmasına izin verir. Mikro-gerilim (µGBD) yöntemlerine göre önemli bir avantaj, µSBS numunesinin testten önce yalnızca kalıp çıkarılarak ön gerilime tabi tutulmasıdır. Bununla birlikte, kompozit yerleştirme için kalıbın kullanılması, kesme yüklemesi üzerine kusurların ve farklı stres konsantrasyonlarının ortaya çıkmasına neden olabilir.⁽³¹⁰⁾

Sonlu Elemanlar Analizi'nin (FEA) bulguları, mikro makaslama sırasında çekme gerilimlerini de içeren eşit olmayan gerilim dağılımları meydana geldiğini göstermektedir.^(303, 311) Üç boyutlu bir FEA⁽³¹²⁾, numune boyutlarını ve yük uygulama konumunu optimize ederek yükleme sırasında minimum çekme kuvvetlerini ortaya koymuştur. Mikro-makaslama testi sonuçları, aslında geleneksel makro-SBS testinden daha kötü makaslama bağ kuvvetini temsil

edebilir.⁽³¹¹⁾ Alan sınırlama tekniği, μ SBS testini daha az sorgulanabilir kılar ve yöntemin uygulanması sırasında önemli bir adım olarak düşünölmelidir. ⁽³¹³⁾

Mikro-makaslama testleri, cam iyonomerler veya mine gibi numune hazırlama etkilerine ve μ GBD testinin test koşullarına karşı duyarlı özelliklere sahip substratlar için son derece yararlı bir test olmaya devam etmektedir.⁽¹⁹⁾

Mikro-gerilim (μ GBD) Bağlanma Dayanıklılık Testi: Mikro gerilim testleri, yaklaşık 1 mm² kesit alanına sahip kırış veya kum saati şeklindeki numuneleri kullanır. Bu yöntem, diğer yöntemlere kıyasla (%20'den az) çok daha düşük bir mix ve koheziv başarısızlık insidansı sağlar. Numune hazırlama, makro testlerden daha zorlu ve hassastır çünkü elmas diskler kullanılarak birleştirilmiş arayüzden ince dilimlerin üretilmesini gerektirir. Dilimler, kum saati örnekleri oluşturmak için trimlenir veya kırışlar oluşturmak için daha fazla kesitlendirilir.

Testin hazırlık aşamasında çok sayıda numune hatası meydana gelebilir. Araştırmacılar, bu ön test başarısızlıklarının deney veri setinde nasıl ele alınması gerektiği hususunda fikir birliğine varamamışlardır. ⁽³¹⁴⁾

Mikro gerilim testi için çeşitli test aparatları mevcuttur. Numune, siyanoakrilat yapıştırıcı kullanılarak yapıştırılabilir veya test aparatına aktif veya pasif olarak mengenelerle tutturulabilir. Kavrama yöntemi, numunedeki stres dağılımına müdahale eder. Mikrogerilim yöntemi ile dentin bağ gücü değerleri 30 ile 50 MPa arasında değişmektedir. Değerler, makro-çekme testlerinde bulunanlardan çok daha yüksektir, çünkü bir mikro-arayüzde kusurlar için kritik boyut daha küçüktür. Kırılma mekaniği teorisi, kritik kusurun boyutunun, çatlak yayılmasını başlatmak için gereken stresin yoğunluğu ile ters orantılı olduğunu gösterir. ⁽³¹⁴⁾

Mikro-gerilim testinde, bağlama prosedüründen sonra daha fazla numune işleme veya mikro numunelerin fiili olarak hazırlanması gerekir. ⁽³¹⁵⁾ Avantajları, dişlerin daha ekonomik kullanımını sağlaması (bir dişten kaynaklanan birden fazla mikro numune ile), bölgesel farklılıkların daha iyi kontrol edilmesi (örneğin periferik ve merkezi dentin), gerçek arayüzde daha iyi stres dağılımı oluşması, ⁽³⁰⁷⁾ ve test yeteneği düzensiz yüzeyler ve çok küçük alanlar nedeniyle başarısız bağların mikroskobik incelemelerini kolaylaştırmasıdır.

Dezavantajları, emek yoğunluğu, teknik zorluklar, daha küçük numunelerin dehidrasyon potansiyeli, 5MPa'dan daha düşük bağlanma dayanımının ölçölmesindeki zorluk, tutarlı geometriye sahip numunelerin üretilmesindeki zorluk, numunelerin kolayca hasar görmesi ve kırılma sonrası numunelerin kaybı veya kırılmasıdır. ^(315, 316) Mikro-gerilim bağlanma dayanımı testi (μ GBD), 'makro' testlerin sağlamadığı ek araştırma tasarımlarına imkan vermektedir. ⁽³¹⁷⁾

2.9.Adeziv Diş Hekimliğinde Dimetilsülfoksit Kullanımı

Rezin restorasyonlarının dayanıklılığını arttırmaya yönelik stratejiler, esas olarak, adeziv monomerlerin demineralize dentin matrislerine infiltrasyonunu ve satürasyonunu geliştirmek ve ayrıca hibrid tabakanın kollajen içeriğinin bozulmasına neden olan endojen enzimatik aktivitenin inhibisyonunu sağlamak için farklı formülasyonlara veya stratejilere odaklanır. ^(318, 319)

Dental adeziv sistemlere dahil edilen solventler, sert dokulara bağlantıda önemli bir rol oynar. Solventler monomer karışımlarını çözer ve onları ekspozite kolajen ağına adeziv monomerlerin uygun infiltrasyonunu kolaylaştırmak için diş yapısının derinliklerine doğru taşırlar. ^(10, 11)

Bununla birlikte, yıllar boyunca geliştirilmiş formülasyonlara rağmen, kolajen ağının sarılıp, korunması her zaman mümkün olmaz ve adeziv ara yüzünde boşluklar kalabilir. ⁽³¹⁸⁾ Kollajen ağı adeziv ile uygun bir şekilde sarılıp örtülenmediğinde, konakçı kaynaklı enzimatik aktivite nedeniyle uzun dönem dayanıklılığı tehlikeye sokacak şekilde yıkıma uğramaya eğilimlidir.

Dimetil sülfoksit (DMSO), polar ve non-polar bileşiklerin çözünmesini sağlayan bir polar aprotik (ayrışabilir hidrojen atomlarına sahip olmayan) çözücüdür. DMSO, organik moleküller, karbonhidratlar, polimerler, peptidler ve inorganik tuzlar ve gazlar dahil olmak üzere en büyük substrat çeşitlerini çözme yeteneğinden dolayı en güçlü organik çözücülerden biri olarak kabul edilir. ⁽¹²⁾ Ek olarak, DMSO, biyolojik yüzeylere nüfuz etme yeteneğinden dolayı tıbbi amaçlar için en iyi penetrasyon arttırıcılarından biri olarak kabul edilir. ⁽¹²⁾ Monomer sitotoksikite çalışmalarında, DMSO çeşitli dental monomer ve komponentleri çözmek için kullanılmıştır ^(320, 321) ve % 5 veya daha yüksek konsantrasyonlarda endojen dentin enzimleri üzerinde inhibitör etkiye sahiptir. ⁽³²²⁾

DMSO, dentin içindeki su moleküllerinin kendiliğinden birleşme kabiliyetini bozma yeteneğine sahiptir. Kollajen fibrillerinin hidrojen bağlama potansiyelini baskılar ve yüksek çapraz bağlanmış kollajenin seyrek bir fibriller ağına ayrışmasını sağlar. ⁽³²²⁻³²⁴⁾ Kollajen ağındaki artan boşluklar, ekspozite kolajen fibrillerinin adeziv rezinle daha kalıcı enkapsülasyonunu ve hibrit tabakanın ⁽³²³⁾ tabanında ekspozite kolajenin azaltılmasını kolaylaştırabilir.

Ek olarak, yakın zamandaki çalışmalar, DMSO ön tedavisinin oldukça düşük (% 0,004) veya çok yüksek konsantrasyonda (% 50) hem erken hem de uzun süreli dentin bağlanma gücünü artırabileceğini göstermiştir. ^(323, 325) Bununla birlikte, iki farklı çalışmada kullanılan DMSO ön-tedavi konsantrasyonları çok farklıdır ve literatürde, etkinin konsantrasyona bağlı olup

olmadığını ve klinik uygulamalar için optimum konsantrasyonun ne kadar olduğunu sistematik olarak inceleyen çalışma yoktur.

2.10.Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

Taramalı elektron mikroskobu, geniş bir alan derinliği ve büyütme aralığı sağladığı için biyolojik materyallerin incelenmesi için ideal bir araçtır. SEM, numunenin en üst 1 µm'sinin yüzey topografyası, kristal yapısı, kimyasal bileşimi ve elektriksel davranışı hakkında bilgi sağlayabilir. Optik mikroskopiye göre SEM'in diğer avantajları şunlardır:⁽³²⁶⁾

- SEM, geniş bir alan derinliğinden yararlanır, böylece yüzey pürüzlülüğü ne olursa olsun numune yüzeyinin çoğu aynı anda odaktadır. Yüksek büyütmede çalışan optik mikroskoplar çok küçük bir alan derinliğine sahiptir, bu nedenle görüntü kalitesi yüzeyin pürüzsüz olmasına çok bağlıdır.
- 1 nm nihai çözünürlükle çok daha yüksek büyütme (1.000.000x'e kadar) elde edilebilir. Bir optik mikroskopta maksimum faydalı büyütme 1000x civarındadır.
- Sadece yüzey topografyasından kristal yapı, kimyasal bileşim ve elektriksel özellikler ile ilgili daha fazla bilgi alma imkanı sağlar. Farklı görüntüleme teknikleri arasında geçiş yapmak, bilgilerin güvenle çapraz ilişkilendirilmesini sağlar.⁽³²⁶⁾

Dental restoratif materyallerin yüzey özelliklerinin incelenmesinde SEM sıkça kullanılan bir yöntemdir.^(327, 328)

Çalışmamızın test edilen sıfır hipotezleri şunlardır:

- H01: Fiber ile güçlendirilmiş dentin kompozitinin tamirinde farklı yüzey işlemlerinin mikrotensile bağlanma dayanım kuvveti üzerinde herhangi bir etkisi yoktur.
- H02: Fiber ile güçlendirilmiş dentin kompozitinin tamirinde su bazlı %50 (v/v) dimetilsülfoksit uygulamasının mikrotensile bağlanma dayanım kuvveti üzerinde herhangi bir etkisi yoktur.

3.GEREÇ VE YÖNTEMLER

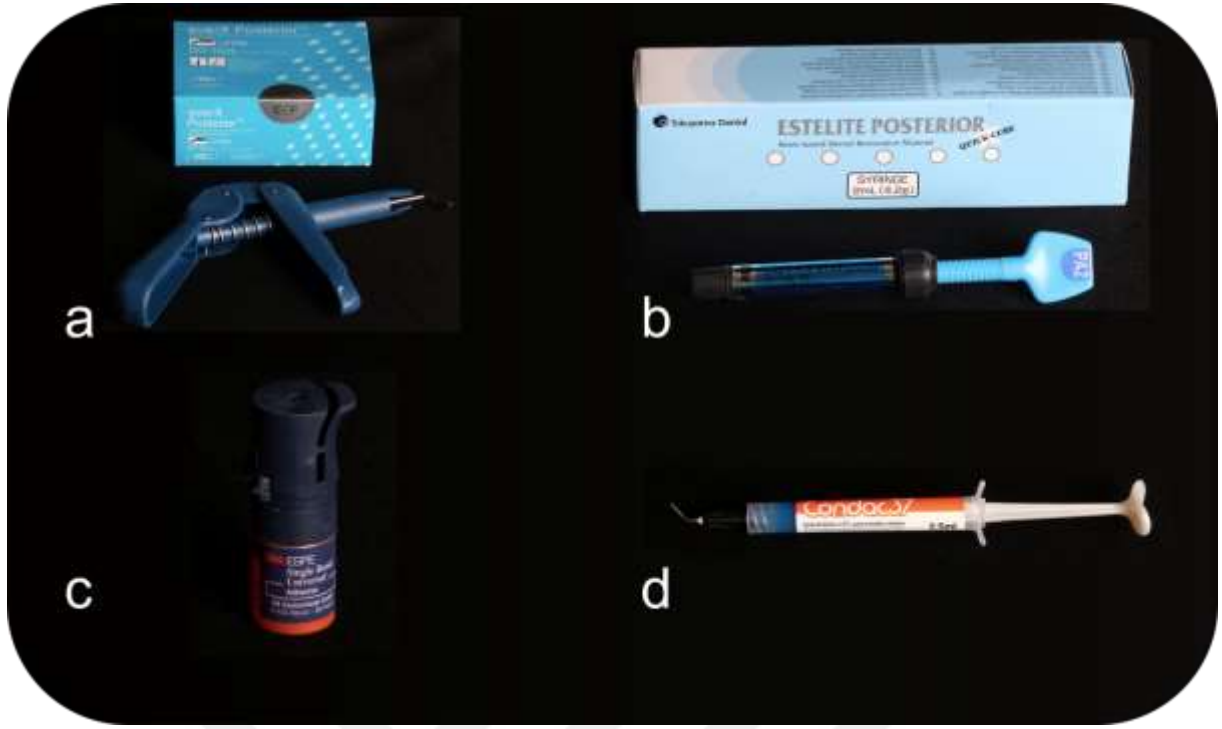
Bu *in vitro* çalışmada, kompozit tamirinde farklı yüzey işlemlerinin ve DMSO'nun μ GBD'ına etkisi karşılaştırıldı. Hazırlanan yüzeyler taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile değerlendirildi. Çalışmamız Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Geliştirme Laboratuvarı ve Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Elektron Mikroskop Görüntü Analiz Ünitesi'nde yapılmıştır.

3.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller

Çalışmada kullanılan materyaller Tablo 3.1 ve Şekil 3.1 de gösterilmiştir.

Tablo 3. 1: Çalışmada kullanılan materyaller

Materyalin Adı	Komponentler	Üretici Firma	Lot No
EverX Posterior	Resin matriks:Bis-GMA,PMMA,TEGDMA İnorganik doldurucular:Ağırlıkça %74.2 hacimce %53.6 kısa e-cam fiber doldurucu(ortalama partikül boyut aralığı:1-2, ortalama partikül çapı 17 μ m arasında) baryum camı	GC Europa N.V Leuven, Belçika	1903011
Estelite Sigma Quick Posterior	Monomer matris:Bis-GMA, Trietilen Glikol dimetakrilat (TEGDMA) ve Bizfenol A politoksi metakrilat (Bis-MPEPP) İnorganik doldurucular:Ağırlıkça % 84 oranında silis zircon doldurucu partiküller (ortalama partikül boyutu: 2 μ m, partikül boyut aralığı: 0.1 ile 10 μ m arasında)	Tokuyama, Tokyo,Japonya	004E39
Condac %37	%37 fosforik asit, koyulaştırıcı, pigment ve deiyonize su	FGM,Joinville,SC,Brezilya	080221
Single Bond Universal Adeziv	MDP fosfat monomeri, dimetakrilat rezinleri, HEMA, polialkenoik asit kopolimeri, doldurucular, etanol, su, başlatıcılar, silan	3M ESPE,Neuss,Almanya	7513590

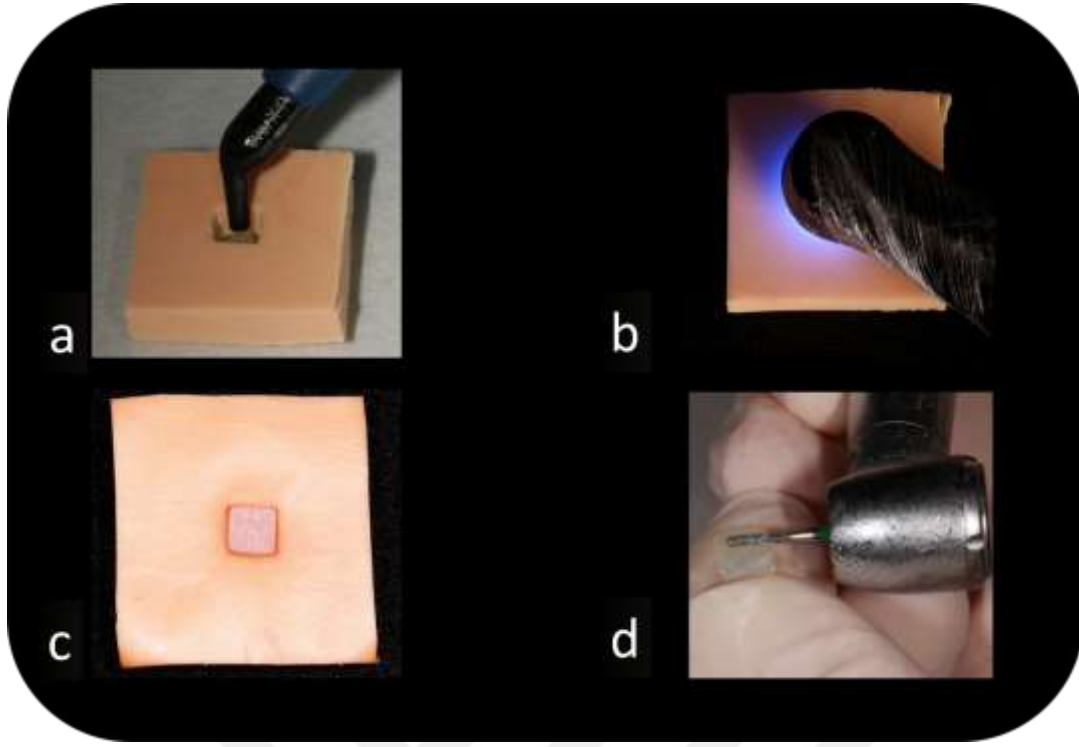


Şekil 3. 1: Çalışmada kullanılan materyaller

- a) Kısa fiber destekli dentin kompoziti b) Tamir materyali olarak kullanılan posterior kompozit
c) Universal adeziv sistem d) %37 fosforik asit

3.2. Örneklerin Hazırlanması

Çalışmamızda silikon kalıplar yardımıyla, fiber ile güçlendirilmiş dentin kompoziti (everX posterior, GC Europa) kullanılarak, her grupta (n=5) olmak üzere 8 grup için 4 x 4 x 4 mm boyutunda toplam 40 adet kompozit blok, üretici firma önerilerine göre 4 mm'lik tek tabaka halinde yerleştirilerek elde edildi. 20 sn süreyle ışık yoğunluğu 1000 mW/cm² olan bir LED (Light-Emitting-Diode) ışık cihazı (Valo, Ultradent, South Jordan, UT, ABD) kullanılarak polimerize edildi. Işık cihazının gücü düzenli aralıklarla kontrol edildi. Örneklerin yüzeyi yüzey hazırlama işlemlerinden önce 107 µm-grit elmas frezle sabit su spreyi ile dönen yüksek hızlı başlıkla, 0,5 mm derinliğinde yüzeye dik süpürme hareketi ile aşındırıldı. Daha sonra tamir işlemi yapılmadan önce, kısa fiber destekli kompozit numuneler Eliasson ve ark. da uyguladığı şekilde 2 hafta suda bekletildi. ⁽³⁸¹⁾



Şekil 3. 2: Fiber ile güçlendirilmiş dentin kompozit örneklerinin hazırlanması

- a) Örneklerin yapımında kullanılan silikon kalıba kısa fiber destekli kompozit rezinin yerleştirilmesi b) Kompozit rezinin polimerizasyonu c)Polimerize olmuş kompozit numune d)Numune yüzeyinin elmas frezle aşındırılması

3.2.1 Çalışma Gruplarının Belirlenmesi ve Yüzey İşlemlerinin Uygulanması

Tablo 3. 2: Farklı yüzey işlemi uygulanan grupların sınıflandırılması

Gruplar (n=5)	%37 Fosforik asit uygulaması	Air abrazyon uygulaması	DMSO uygulaması	Adeziv uygulaması
1. Grup	-	-	-	-
2. Grup	-	-	-	+
3. Grup	-	-	+	-
4. Grup	-	-	+	+
5. Grup	+	-	-	+
6. Grup	-	+	-	+
7. Grup	+	-	+	+
8. Grup	-	+	+	+

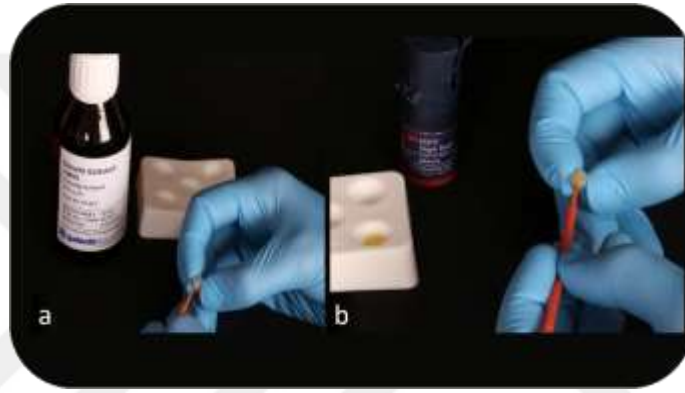
1) Negatif kontrol grubu (G1): Negatif kontrol grubuna herhangi bir yüzey hazırlama uygulaması, adeziv uygulaması veya dimetilsülfoksit uygulaması yapılmadan yalnızca tamir uygulaması yapıldı.

2) Adeziv Grubu (G2): Adeziv grubuna herhangi bir yüzey hazırlama uygulaması yapılmadan yalnızca adeziv ajan (Single Bond Universal, 3M ESPE, Neuss, Almanya) uygulanması aşamasına geçildi.

3) % 50 Dimetilsülfoksit Uygulaması Grubu (G3): Su bazlı % 50'lik (v/v) dimetil sülfoksit (Galenik Ecza, Menderes, İzmir, Türkiye) (pH 8.2) hafif basınçlı dairesel ovma hareketleriyle tek kullanımlık bir kavite fırçasıyla 60 sn boyunca uygulandı. Fazlalığı gidermek için pamuk

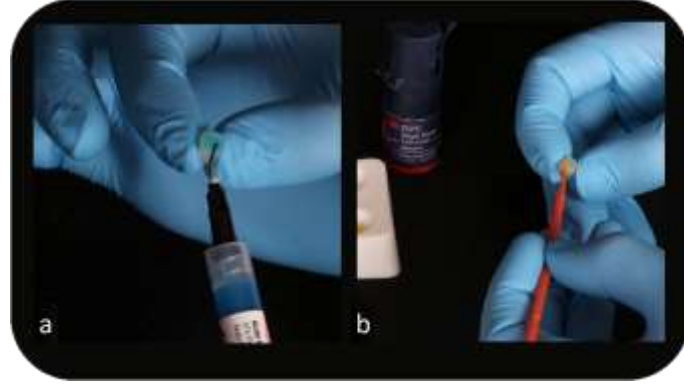
pelet ile kurutmadan sonra, fazla DMSO'yu uzaklaştırmak için 10 sn boyunca yavaşça hava sıkıldı. Bu gruba adeziv uygulanmadı.

4) %50 Dimetilsülfoksit + Adeziv uygulaması Grubu (G4): Bu gruptaki örneklerin yüzeylerine su bazlı % 50'lik (v/v) dimetil sülfoksit (Galenik Ecza , Menderes, İzmir, Türkiye) (pH 8.2) hafif basınçlı dairesel ovma hareketleriyle tek kullanımlık bir kavite fırçasıyla 60 sn boyunca uygulandı. Fazlalığı gidermek için pamuk pelet ile kurutmadan sonra, fazla DMSO'yu uzaklaştırmak için 10 sn boyunca yavaşça hava sıkıldı. Ardından adeziv ajan (Single Bond Universal, 3M ESPE, Neuss, Almanya) uygulanması aşamasına geçildi.



Şekil 3. 3: Örnek yüzeylerine sırasıyla dimetilsülfoksit ve adeziv ajan uygulanması.

5) % 37 Fosforik Asit etch + Adeziv uygulaması Grubu (G5): Bu gruptaki örneklerin yüzeylerine 20 sn boyunca %37 fosforik asit (Condac, FGM, Joinville, SC, Brezilya) uygulandı. Ardından 10 sn su spreyi ile durulandı ve 5 sn hava spreyi ile kurutuldu. Ardından adeziv ajan (Single Bond Universal, 3M ESPE, Neuss, Almanya) uygulanması aşamasına geçildi.



Şekil 3. 4: Örnek yüzeylerine sırasıyla fosforik asit ve adeziv ajan uygulanması.

6) Air Abrazyon+ Adeziv Uygulaması Grubu (G6): Bu gruptaki örneklerin yüzeylerine, bir air abrazyon tabancası (Microblaster, Mestra, Talleres, Bilbao,İspanya) ile 30 µm büyüklüğündeki Al₂O₃ partikülleri 10 sn boyunca, uç yüzeye yaklaşık 45° eğimli ve 7 mm mesafede 2,5 bar basınç altında püskürtüldü ve ardından adeziv ajan (Single Bond Universal,3M ESPE,Neuss, Almanya) uygulanması aşamasına geçildi.



Şekil 3. 5: Örnek yüzeylerine air abrazyon uygulanması

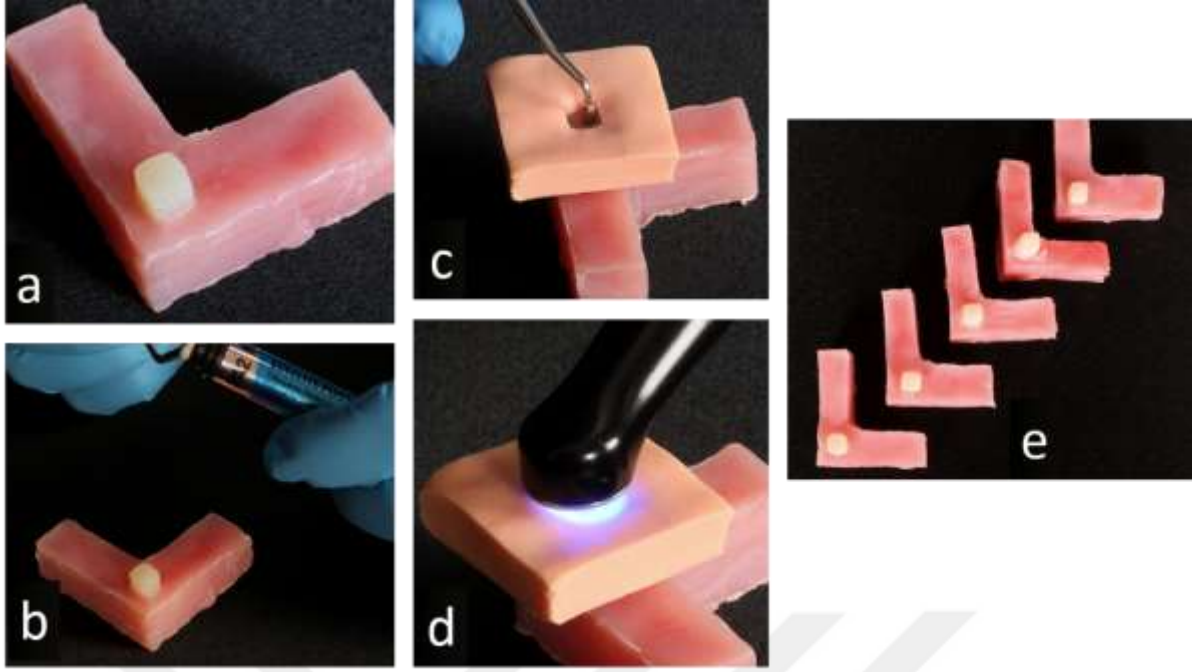
7) %37 Fosforik Asit etch + %50 Dimetilsülfoksit uygulaması + Adeziv Uygulaması Grubu (G7): Bu gruptaki örneklerin yüzeylerine 20 sn boyunca %37 fosforik asit (Condac, FGM, Joinville, SC, Brezilya) uygulandı.Ardından 10 sn su spreyi ile durulandı ve 5 sn hava spreyi

ile kurutuldu.Ardından su bazlı % 50'lik (v/v) dimetil sülfoksit (Galenik Ecza ,Menderes,İzmir,Türkiye) (pH 8.2) hafif basınçlı dairesel ovma hareketleriyle tek kullanımlık bir kavite fırçasıyla 60 sn boyunca uygulandı.Fazlalığı gidermek için pamuk pelet ile kurutmadan sonra, fazla DMSO'yu uzaklaştırmak için 10 sn boyunca yavaşça hava sıkıldı. Ardından adeziv ajan (Single Bond Universal,3M ESPE,Neuss,Almanya) uygulanması aşamasına geçildi.

8) Air Abrasyon + %50 Dimetilsülfoksit uygulaması + Adeziv Uygulaması Grubu (G8): Bu gruptaki örneklerin yüzeylerine, bir air abrazyon tabancası (Microblaster, Mestra, Talleres, Bilbao,İspanya) ile 30 µm büyüklüğündeki Al₂O₃ partikülleri 10 sn boyunca, uç yüzeye yaklaşık 45° eğimli ve 7 mm mesafede 2,5 bar basınç altında püskürtüldü . Ardından su bazlı % 50'lik (v/v) dimetil sülfoksit (Galenik Ecza , Menderes, İzmir, Türkiye) (pH 8.2) hafif basınçlı dairesel ovma hareketleriyle tek kullanımlık bir kavite fırçasıyla 60 sn boyunca uygulandı. Fazlalığı gidermek için pamuk pelet ile kurutmadan sonra, fazla DMSO'yu uzaklaştırmak için 10 sn boyunca yavaşça hava sıkıldı.Ardından adeziv ajan (Single Bond Universal,3M ESPE, Neuss,Almanya) uygulanması aşamasına geçildi.

3.2.2. Test Örneklerine Tamir İşleminin Uygulanması

Farklı yüzey hazırlama işlemi uygulanan kompozit örnekler pembe akril içerisine gömüldü. Sonrasında, adeziv ajan uygulanacak olan yüzeylere (Single Bond Universal, 3M ESPE,Neuss,Almanya), üretici firma önerilerine göre uygulandı. Bonding ajan, 20 sn süreyle ovalayarak uygulandı, 5 sn hava ile kurutuldu, sonrasında 10 sn süreyle LED ışık cihazı ile polimerize edildi. Adeziv uygulanan yüzeylere, silikon rehberler kullanılarak 4 x 4 x 4 mm boyutlarında olacak şekilde,bir posterior kompozit (Estelite Posterior, Tokuyama, Japonya) ile iki tabaka halinde tamir işlemi yapıldı. Tüm örnekler, µGBD testi için kompozit çubukların elde edilmesi sürecinde distile suda bekletildi.



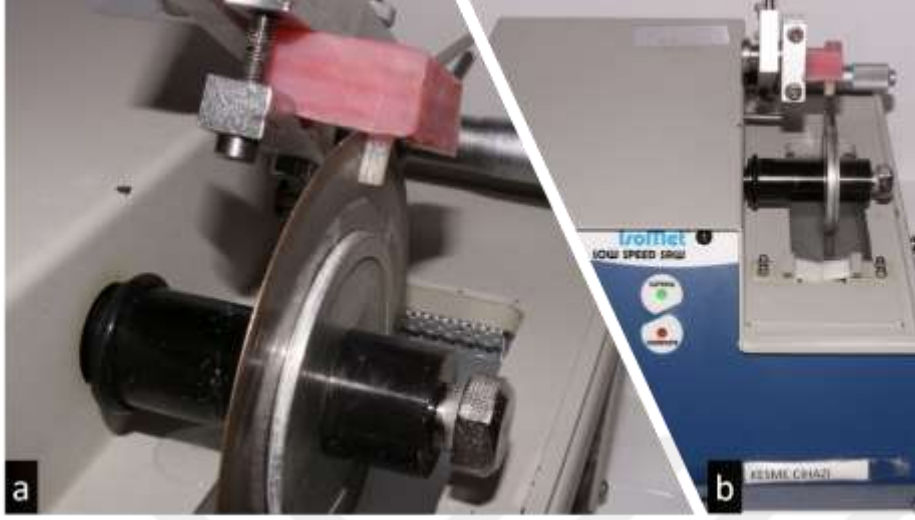
Şekil 3. 6: Farklı yüzey hazırlama işlemi uygulanan kompozit örneklerin posterior kompozit ile tamir edilmesi

a) Yüzey hazırlama işlemi uygulanan kompozit örneğin akrile gömülmüş hali b) Tamir materyali olan posterior kompozitin ağız spatülüyle alınması c) Tamir kompozitinin silikon kalıp yardımıyla yüzeye 2mm'lik tabakalar halinde yerleştirilmesi d) Kompozit rezinin ışıqla polimerizasyonu e) Tamir kompoziti uygulanmış örnekler

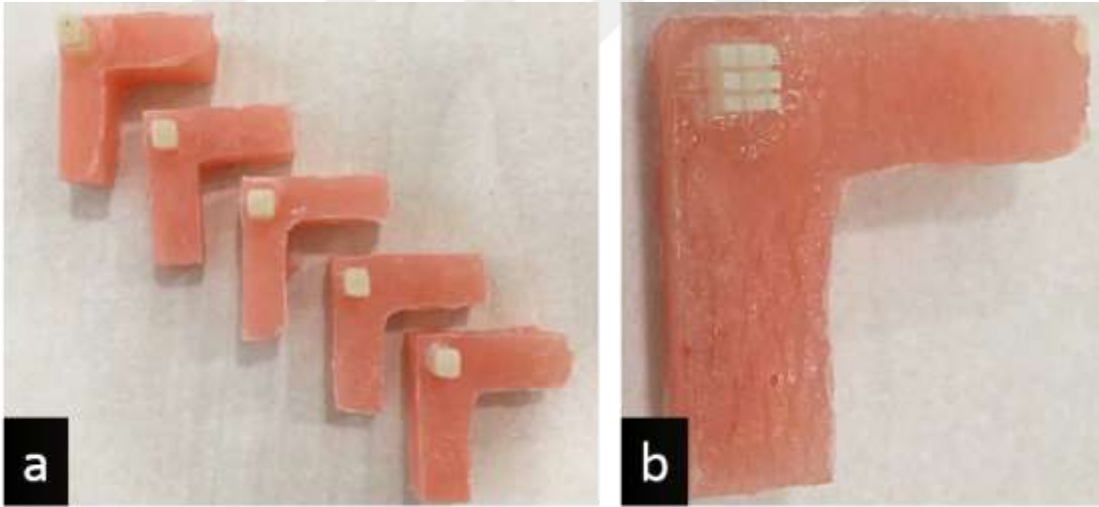
3.3.Mikro Gerilim Bağlanma Dayanıklılık Testi

3.3.1.Kompozit çubukların elde edilmesi

Örnekler, akrilden oluşturulan çıkıntılar ile bir kesim cihazına (Isomet testere,Buehler,Almanya) sabitlendi. Milimetre ayarı yapılabilen kesim cihazında, su soğutması altında elmas testere (Isomet Elmas Disk 15 HC, 4IN, 102MM) ile, bağlanma arayüzüne dik olarak, düşük hızda (300 RPM), 1 mm arayla 3 vertikal kesim yapıldıktan sonra, kalıbın pozisyonu 90 derece çevrilerek, aynı şekilde 3 kesim daha yapıldı ve 1 x 1 x 8 mm boyutlarında kompozit çubuklar elde edildi. Bu şekilde yapılan kesimlerle her bir örnekten 16 kompozit çubuk temin edildi. Her gruptan 16 x 5= 80 çubuktan µGBD testi için toplam 20 kompozit çubuk rastgele seçildi.



Şekil 3. 7: Kesit alma işlemi ve çalışmada kullanılan hassas kesme cihazı.



Şekil 3. 8: Hassas kesme cihazına tutturmak için akriliklere gömülmüş numuneler ve kesit alınmış numune

3.3.2. Mikrogerilim Bağlanma Dayanımı Testinin uygulanması

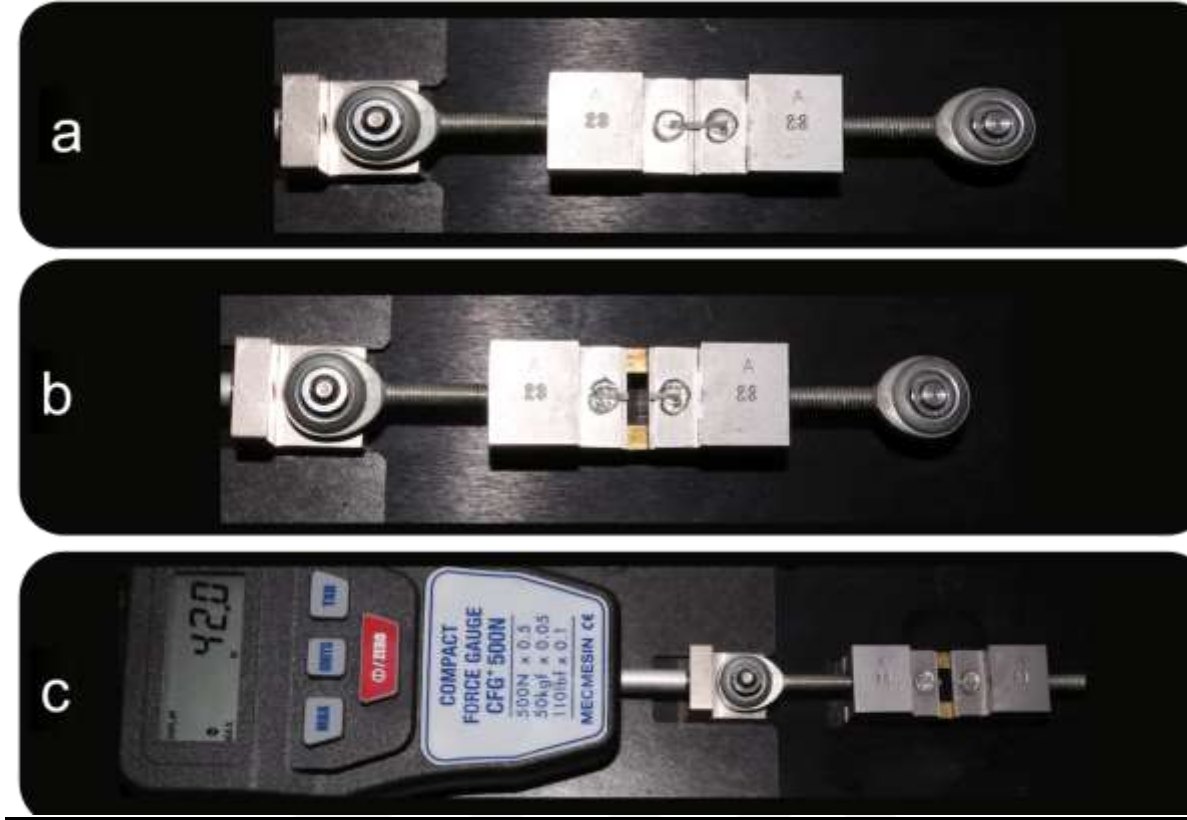
μ GBD testi öncesi, her kompozit çubuğun adeziv arayüzey alanı bir dijital kumpas (Piranha, Çin) kullanılarak ölçüldü. Örnekler, siyanoakrilat yapıştırıcı (Pattex 2K Aktivatörlü Hızlı Yapıştırıcı, Henkel, Türkiye) ile mikro gerilim test cihazının (Micro Tensile Tester, Bisco, ABD) test aparatına yapıştırıldı. 160 kompozit çubuğa, kopma gerçekleşene kadar, 50 Kilogram (kgf) yük altında, 1,0mm/dk kafa hızında μ GBD testi uygulandı. Örneklerin kırılması için gerekli olan kuvvet Newton cinsinden kaydedilip ve Mega Paskala(MPa)çevrildi.



Şekil 3. 9: Çalışmada kullanılan dijital kumpas



Şekil 3. 10: Çalışmada kullanılan Mikro gerilim bağlanma dayanıklılık test cihazı



Şekil 3. 11: Örneklerin test aparatına yerleştirilmesi kopma gerçekleşene kadar kuvvet uygulanması ve kopmuş numune

3.3.3. Başarısızlık Tiplerinin Analizi

Mikrotensile testi sonrası örneklerin kopma yüzeyleri; kırılma tipini belirlemek için bir stereomikroskopta (Zeiss,Jena,Almanya) (x25) incelendi.(Şekil 3.12) Başarısızlık tipleri aşağıdaki gibi sınıflandırıldı.

- a) Adeziv: Adeziv tabakada görülen başarısızlık,
- b) Koheziv I başarısızlık: Fiber esaslı dentin kompozitinde görülen başarısızlık,
- c) Koheziv II başarısızlık: Tamir materyali olarak uygulanan posterior kompozit rezinde görülen koheziv başarısızlık,
- d) Karma: Adeziv rezinde ve substratlarda görülen karma (mix) başarısızlık.



Şekil 3. 12: Çalışmada kullanılan stereomikroskop cihazı

3.4.Tarama Elektron Mikroskobu (SEM) İncelemeleri

Farklı yüzey işlemleri uygulanan kontrol (yalnızca frez uygulanan grup), %37 fosforik asit, air abrazyon ,dimetilsülfoksit , fosforik asit+DMSO ,air abrazyon+DMSO uygulanan altı adet kısa fiber destekli kompozit numune ve ayrıca suda yaşlandırılmamış ve hiçbir yüzey işlemi yapılmamış bir adet kısa fiber destekli kompozit numunelerin yüzey topoğrafyası Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) analizi ile incelenmiştir.SEM ile yüzey analizi ölçümleri, x100 x1000 ve x5000 büyütmelerde, Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Elektronmikroskop Görüntü Analiz Ünitesi'nde bulunan SEM (ZEISS LEO-1430 VP SEM ,Almanya) cihazı kullanılarak yapıldı. Numunelerin iletkenliğini sağlamak için görüntülemeye önce numunelerin yüzeyi Polaron Range püskürtme kaplayıcı (sputter coater)(Polaron Ltd., ABD) ile altın paladyum (Au-Pd) tabakası ile kaplandı (Şekil 3.13 ve Şekil 3.14)



Şekil 3. 13:Örneklerin yüzeyini kaplamak için kullanılan Polaron Range püskürtme kaplayıcı ve SEM içine yerleştirilmiş yüzeyi altın paladyumla kaplanmış örnekler.



Şekil 3. 14: Çalışmada kullanılan ZEISS LEO-1430 VP SEM cihazı

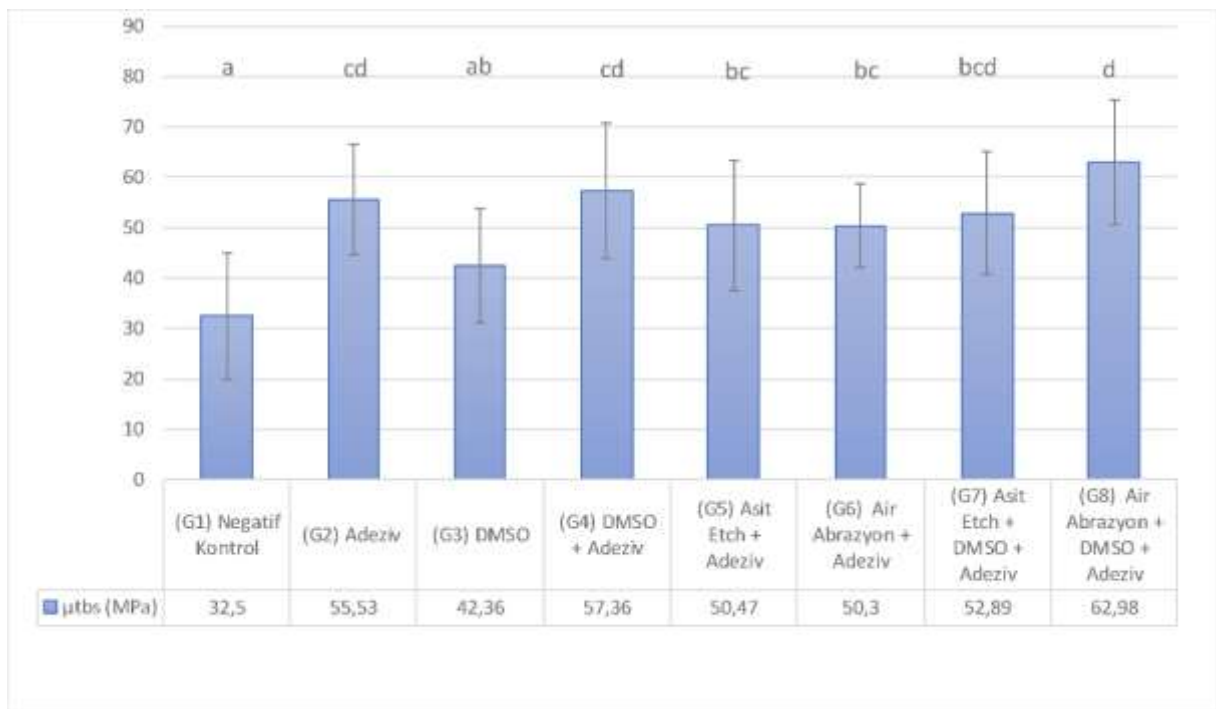
3.5. İstatistiksel Analiz

Çalışmamızda Shapiro- Wilk testi mikrotensile bağlanma testi sonucunda elde edilen verilerinin normal bir dağılım gösterdiğini ortaya koydu. Levene testi ise varyansların homojen dağıldığını gösterdi. Anova testi grupların ortalama mikrotensile bağlanma değerleri arasında bir fark olduğunu gösterdi. Gruplar arası farklılıklar ise Tukey HSD testi (honestly significant difference) ile belirlendi. Tüm istatistiksel analizler IBM SPSS Statistics 22.0 (IBM Corp. Released 2013. IBM SPSS Statistics for Windows, Version 22.0. Armonk, ABD) programı ile yapıldı. İstatistiksel analizler için anlamlılık önem düzeyi $p \leq 0,05$ olarak belirlendi.

4.BULGULAR

4.1.Mikro Gerilim Bağlanma Dayanım Testi Bulguları

Çalışmamızda fiber ile güçlendirilmiş dentin kompozitinden hazırlanan örneklerin farklı yüzey işlemleri uygulandıktan sonra bir posterior kompozitle tamir edilmesinden sonra mikro gerilim bağlanma dayanımı testi sonuçları istatistiksel olarak değerlendirildi ve gruplar arasında anlamlı farklılıklar bulundu ($p \leq 0,05$). Çalışmamızın tüm gruplarına ait ortalama bağlanma dayanımı (MPa) değerleri Şekil 4.1’de yer almaktadır.



Şekil 4 1: Farklı yüzey hazırlama yöntemlerine göre ortalama µGBD değerleri

Yüzey hazırlama yöntemleri göz önüne alınarak değerlendirme yapıldığında en yüksek ortalama bağlanma dayanım değeri (77.1MPa) sekizinci grupta (air abrazyon + DMSO + adeziv ajan), en düşük ortalama bağlanma değeri (26.3MPa) ise frezle pürüzlendirme dışında hiçbir işlem yapılmayan negatif kontrol grubunda saptandı.

Adeziv uygulama basamağı bulunan tüm gruplar negatif kontrol grubuna göre anlamlı derecede yüksek ortalama bağlanma dayanımı değerleri sergiledi ($p < 0.05$). Ayrıca adeziv uygulanan tüm gruplar, üçüncü gruba (freze pürüzlendirme sonrası DMSO uygulaması) kıyasla istatistiksel

olarak anlamlı düzeyde yüksek ortalama bağlanma dayanımı değerleri gösterdiler ($p<0.05$). Yalnızca DMSO uygulanan grup ve DMSO + adeziv uygulanan grup karşılaştırıldığında; DMSO + adeziv grubunun ortalama bağlanma dayanımı değerleri anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p<0.05$). Yalnızca adeziv uygulanan grup ile DMSO+adeziv uygulanan grup karşılaştırıldığında bağlanma dayanımı değerleri arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p>0.05$). Bu da DMSO uygulamasının yüzey işlemi yapılmadığında bağlanma dayanımı değerlerini anlamlı ölçüde artırmadığını göstermektedir.

Negatif kontrol ve DMSO grubu karşılaştırıldığında; DMSO grubunun ortalama μ GBD değerleri daha yüksek çıkmış olsa da istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p<0.05$).

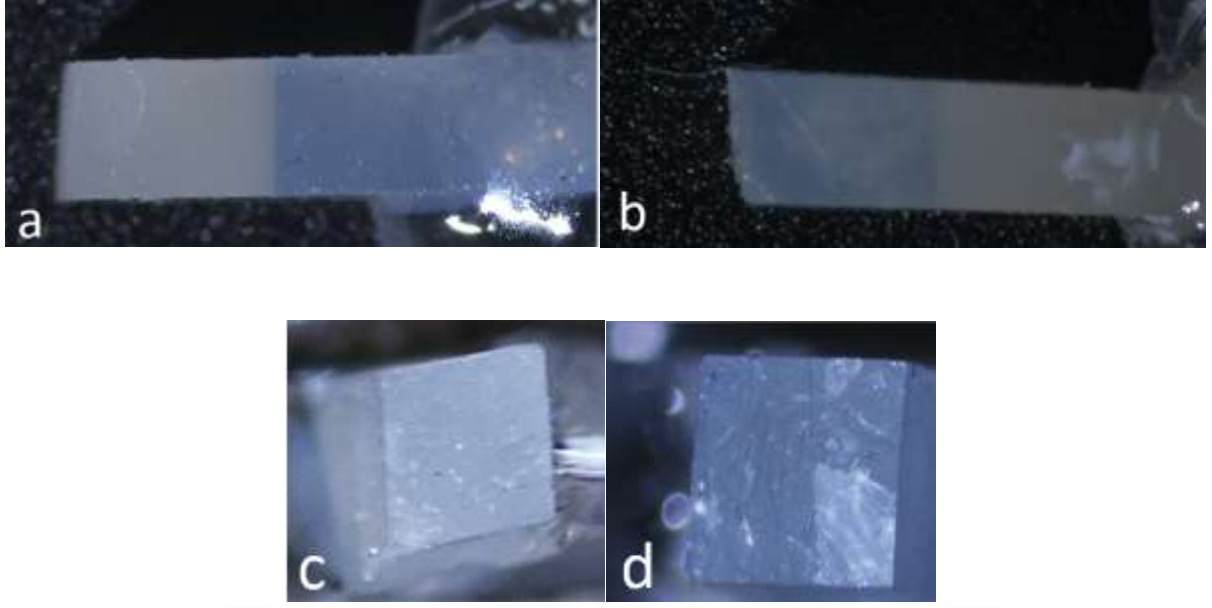
Asit etch+adeziv ile asit etch+DMSO+adeziv grubu kıyaslandığında ortalama μ GBD değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı olmayan ($p>0.05$) hafif bir artış görülmektedir. Air abrazyon+adeziv grubu ile air abrazyon+DMSO+adeziv grupları kıyaslandığında ortalama μ GBD değerlerinde anlamlı farklılık görülmüştür ($p>0.05$).

Asit etch+adeziv ile air abrazyon+adeziv grupları karşılaştırıldığında bağlanma dayanımı değerleri arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p>0.05$).

4.2. Kırılma Tipi Bulguları

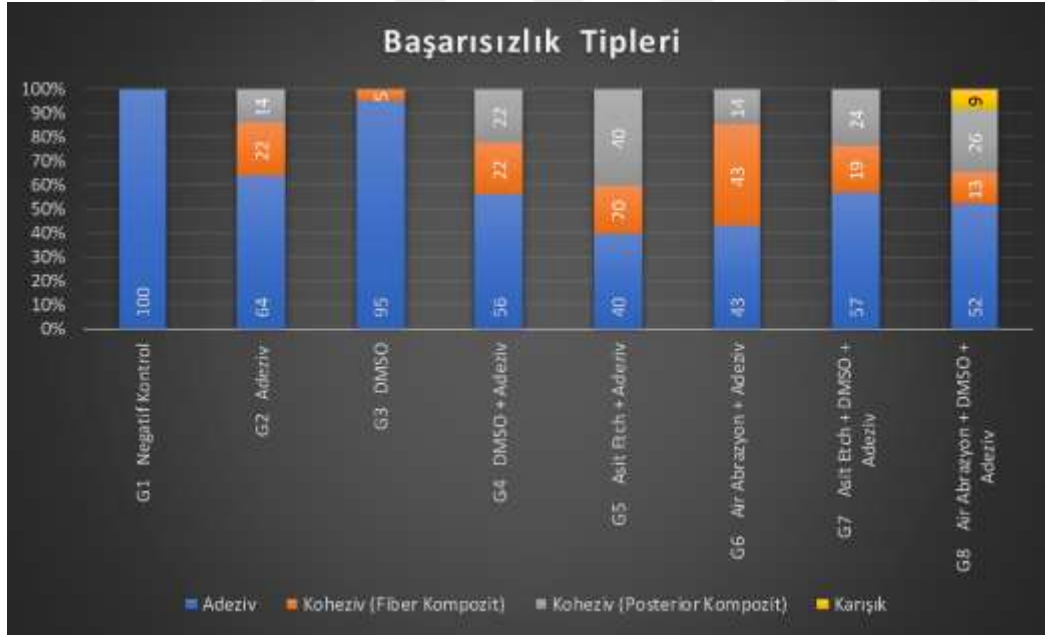
Mikrogerilim testi sonrası örnekler stereomikroskopta incelenerek kırılma tipi analizleri yapıldı. Kopma yüzeyleri : adeziv, koheziv ve miks olmak üzere ayrı ayrı kaydedildi.(Şekil 4.2)

Negatif kontrol grubunda tüm kırılmaların adeziv tipte olduğu tespit edildi. Benzer şekilde DMSO uygulanan grupta da %95 oranında adeziv başarısızlık görüldü. Adeziv ajan uygulanan tüm gruplarda adeziv ajan uygulanmayan negatif kontrol ve DMSO grubuna göre adeziv başarısızlık görülme yüzdesi azaldı. Miks başarısızlık yalnızca air abrazyon+DMSO+adeziv grubunda görüldü. (Şekil 4.3)



Şekil 4 2: Örnek başarısızlık tipleri

a) Örnek koheziv I başarısızlık: Tamir materyali olarak uygulanan posterior kompozit rezinde görülen koheziv başarısızlık, b) Koheziv II başarısızlık: Fiber esaslı dentin kompozitinde görülen başarısızlık, c) Adeziv başarısızlık : Adeziv tabakada görülen başarısızlık, d) Karma: Adeziv rezinde ve substratlarda görülen karma (mix) başarısızlık.

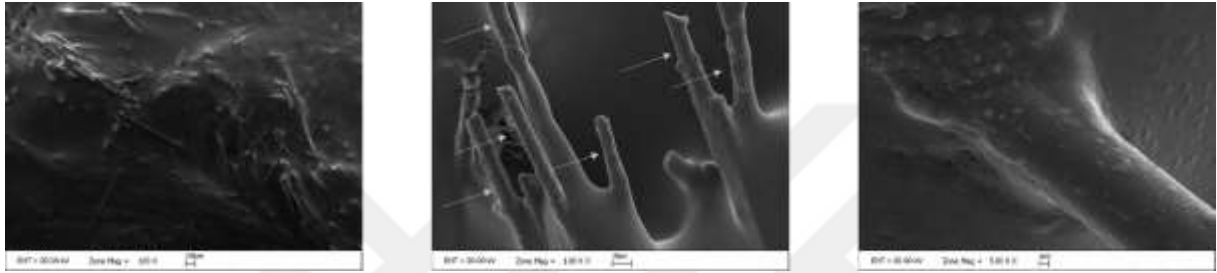


Şekil 4 3: Başarısızlık tiplerinin gruplara dağılımı

4.3.Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Bulguları

SEM analizi ile farklı yüzey işlemleri uygulanan kontrol (yalnızca frez uygulanan grup), %37 fosforik asit, air abrazyon, dimetilsülfoksit , fosforik asit+DMSO ,air abrazyon+DMSO yüzey işlemi uygulanan altı adet kısa fiber destekli kompozit numune ve ayrıca suda yaşlandırılmamış ve hiçbir yüzey işlemi yapılmamış bir adet kısa fiber destekli kompozitin yüzey topoğrafyaları incelenmiştir.

4.3.1 Herhangi Bir İşlem Yapılmamış EverX Posterior Kompozit Örnek Yüzeyinin Sem İncelemesi



Şekil 4 4: Yaşlandırılmamış ve herhangi bir yüzey işlemi uygulanmamış örneğin x100 x1000 ve x5000 büyütmelerdeki SEM görüntüleri.

Şekil 4.4 de yaşlandırılmamış ve hiçbir yüzey işlemi uygulanmamış olan fiber ile güçlendirilmiş EverX posterior örneği yüzeyinde randomize olarak dağılmış fiber lifleri görülmektedir. Lifler ve kompozit rezin yapısının boşluksuz, homojen yapısı dikkat çekmektedir. X1000 büyütmede fiber liflerinin demetler halinde olduğu gözlenmektedir.

4.3.2 Frez ile Pürüzlendirilmiş EverX Posterior Kompozit Örnek Yüzeyinin Sem İncelemesi



Şekil 4 5: Frezle pürüzlendirme dışında ilave işlem yapılmamış kontrol grubu örneğinin x100 x1000 ve x5000 büyütmede SEM görüntüleri

Beyaz oklar frez ile pürüzlendirme sonucu materyal yüzeyinde oluşan aşındırılmış alanları göstermektedir. x1000 ve x5000 büyütmelerde yüzeyde oluşan debris kalıntıları belirgindir.

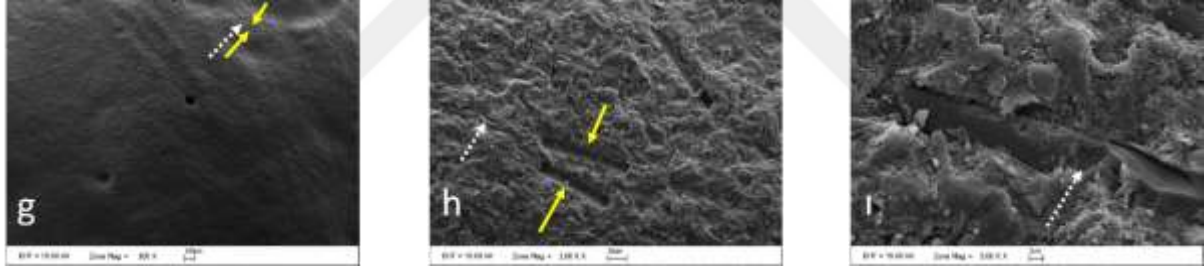
4.3.3 Frez ile Pürüzlendirilip %37 Fosforik Asit Uygulanan EverX Posterior Kompozit Örnek Yüzeyinin Sem İncelemesi



Şekil 4 6: Frez ile Pürüzlendirmenin ardından %37 fosforik asit uygulanan örneğin x100 x1000 x5000 büyütmede SEM görüntüleri

Beyaz oklar frez ile pürüzlendirme sonucu materyal yüzeyinde oluşan aşındırılmış alanları göstermektedir. x1000 ve x5000 büyütmelerde açığa çıkmış olan fiber lifleri gri oklar ile gösterilmiştir. Materyal yüzeyinde belirgin debris kalıntıları gözlenmemektedir.(Şekil 4.6 e ve f)

4.3.4 Frez ile Pürüzlendirilip Air Abrasyon Uygulanan EverX Posterior Kompozit Örnek Yüzeyinin Sem İncelemesi



Şekil 4 7: Air abrazyon uygulanan örneğin x100 x1000 ve x5000 büyütmede SEM görüntüleri.

Sarı oklar fiber liflerinin materyal yüzeyinden ayrılması sonucunda meydana gelen boşlukları göstermektedir. Çizgili oklar ise frezle pürüzlendirme veya air abrazyon uygulaması sonucunda fiber lifleri üzerinde meydana gelen küçük kopmaları (chipping) göstermektedir.x100 büyütmede materyal yüzeyinde belirgin bir frez izi tespit edilememektedir. x1000 ve x5000 büyütmelerde ise kompozit yüzeyinde meydana gelen krater benzeri çöküntüler dikkat çekicidir. Ayrıca materyal yüzeyinde mikrometreden daha küçük boyutta toz şeklinde partiküller bulunduğu gözlenmektedir. (Şekil 4.7 h ve i)

4.3.5 Frez ile Pürüzlendirilip %50 DMSO Uygulanan EverX Posterior Kompozit Örnek Yüzeyinin Sem İncelemesi



Şekil 4 8: %50 DMSO uygulanan örneğin x100 x1000 ve x5000 büyütmede SEM görüntüleri

Beyaz oklar frez ile pürüzlendirme sonucu materyal yüzeyinde oluşan aşındırılmış alanları göstermektedir. Sarı oklar fiber liflerinin materyal yüzeyinden ayrılması sonucunda meydana gelen boşlukları göstermektedir. Çizgili oklar ise frezle pürüzlendirme ve DMSO uygulaması sonucunda fiber lifleri üzerinde meydana gelen küçük kopmaları (chipping) göstermektedir. Materyal yüzeyinde belirgin debris kalıntıları gözlenmemektedir.(Şekil 4.8 k ve l)

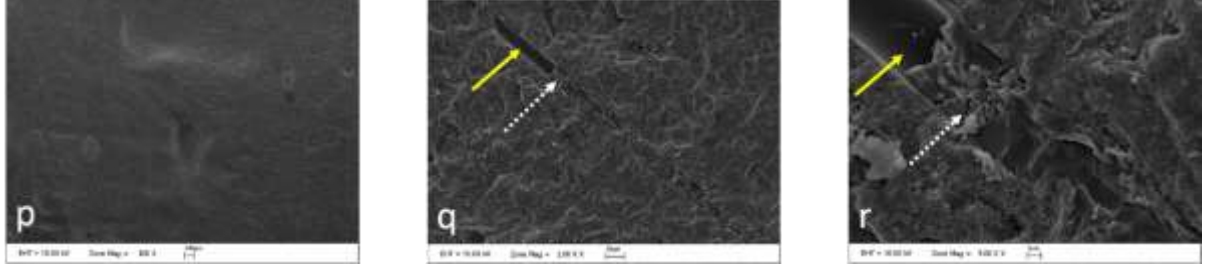
4.3.6 Frez ile Pürüzlendirilip %37 Fosforik Asit ve Ardından %50 DMSO Uygulanan EverX Posterior Kompozit Örnek Yüzeyinin Sem İncelemesi



Şekil 4 9: %37 Fosforik asit + DMSO uygulanan örneğin x100 x1000 ve x5000 büyütmede SEM görüntüleri

Sarı oklar fiber liflerinin materyal yüzeyinden ayrılması sonucunda meydana gelen boşlukları göstermektedir. Çizgili oklar ise frezle pürüzlendirme , %37 fosforik asit+DMSO uygulaması sonucunda fiber lifleri üzerinde meydana gelen küçük kopmaları (chipping) göstermektedir. Materyal yüzeyinde belirgin debris kalıntıları gözlenmemektedir.(Şekil 4.9 n ve o)

4.3.6 Frez ile Pürüzlendirilip Air Abrazyon ve Ardından %50 DMSO Uygulanan EverX Posterior Kompozit Örnek Yüzeyinin Sem İncelemesi



Şekil 4 10: Air abrazyon +% 50 DMSO uygulanan örneğin x100 x1000 ve x5000 büyütmede SEM görüntüleri

Şekil 4.10 da x100 büyütmede materyal yüzeyinde belirgin bir frez izi tespit edilememektedir. Sarı oklar fiber liflerinin materyal yüzeyinden ayrılması sonucunda meydana gelen boşlukları göstermektedir. Çizgili oklar ise frezle pürüzlendirme, air abrazyon +DMSO uygulanması sonucunda fiber lifleri üzerinde meydana gelen küçük kopmaları (chipping) göstermektedir. x1000 ve x5000 büyütmelerde kompozit yüzeyinde meydana gelen krater benzeri çöküntüler dikkat çekicidir. Bu grupta materyal yüzeyinde belirgin toz şeklinde partiküller gözlenmemektedir. x1000 ve x5000 büyütmelerde ise kompozit yüzeyinde meydana gelen krater benzeri çöküntüler yine dikkat çekicidir.

5. TARTIŞMA

Bu tez çalışmasında fiber ile güçlendirilmiş dentin kompozit rezinin tamirinde farklı yüzey hazırlama yöntemleri ve DMSO nun μ GBD üzerindeki etkisi araştırılmıştır. Elde ettiğimiz sonuçlar neticesinde farklı yüzey işlemlerinin μ GBD üzerinde etkili olduğu tespit edilmiştir. Bu nedenle HO1 hipotezimiz reddedilmiştir.

Dental adeziv teknolojisindeki gelişmeler, modern restoratif diş hekimliğini kapsamlı bir şekilde etkilemiştir. Günümüzde, 1917'de GV Black tarafından önerilen 'önleme için genişletme' yaklaşımı artık yerini daha konservatif alternatifler sunan 'minimal invaziv diş hekimliği' kavramına bırakmıştır. ⁽³²⁹⁾ Bu modern yaklaşım, daha konservatif bir kavitenin hazırlanmasına odaklanmaktadır. Tasarım, temelde çürük dokunun tamamen uzaklaştırılması için yeterli erişim sağlar. Sonraki restoratif prosedür, ek mekanik retansiyon için sağlam diş yapısının uzaklaştırılmasını gerektirmeyen rezin kompozitler gibi adeziv materyallerin bağlanma etkinliğine dayanır. Bu restorasyonlar daha konservatif ve estetik bir tedavinin temel gereksinimlerini karşılama eğiliminde olsalar da esas olarak zamanla adeziv arayüzün bozulması nedeniyle klinik ömürlerinin süresi hala güncel bir tartışma konusudur. ⁽²³¹⁾

Direkt restorasyonlar, diğer tüm restorasyon formlarında olduğu gibi, “aşınma ve yıpranma” sonucunda bozulmaya uğrar. Restorasyon kenarlarında oluşan sekonder çürükler, genel diş hekimliği pratiğinde en sık görülen klinik gözlemlerdendir. Restorasyonların değiştirilmesi, diş hekimleri tarafından gerçekleştirilen tedavilerin yaklaşık yarısını oluşturur. ^(109, 330) Ancak, restorasyon replasmanı çoğunlukla defektli bölgeden uzak yerlerde sağlıklı diş dokusunun gereksiz yere çıkarılması yoluyla kalan diş yapısının zayıflaması ile “restorasyon ölüm sarmalının” ⁽³³¹⁾ hızlanmasına neden olur. Restorasyon replasmanı ile ilişkili ek bir risk, pulpa için gereksiz ve potansiyel olarak ölümcül bir hasardır. Sonuç olarak, özellikle kusurlu restorasyonları onarmak için prosedürlerin değerini ve önemini doğrulayan artan kanıtlar göz önüne alındığında, “kusurlu” restorasyonların ideal şekilde onarımı, etkili restoratif tedavi planlamasının merkezinde yer almaktadır. ⁽¹⁰⁸⁾ Gordan ve ark, kompozit restorasyonların iki yıllık klinik değerlendirmesini yaptıkları çalışmalarında yetersiz marjinal adaptasyon ve marjinal renklenme görülen rezin bazlı kompozit restorasyonların onarımının, en konservatif tedavi seçeneği olduğunu belirtmişlerdir. ⁽³³²⁾ Kanzow ve ark. kompozit veya amalgam restorasyonları değiştirmeye karşı tamir etmenin maliyet etkinliğini araştırdıkları çalışmalarında, sekonder çürükler nedeniyle başarısız olan büyük kompozit restorasyonlarda

tamirin en uygun tedavi seçeneği olduğunu buna karşılık kırık kompozit veya amalgam restorasyonların tamirinin, tam değiştirme ile karşılaştırıldığında uygun maliyetli görünmediğini belirtmişlerdir.⁽³³³⁾

Yaşlanmış veya kontamine rezin kompozite bağlanma ile gözlemlenen öngörülemeyen sonuçlar göz önüne alındığında, son yirmi yılda onarım sürecini anlamak ve iyileştirmek için büyük çabalar sarf edilmiştir⁽³³⁴⁾ ancak rezin kompozit onarımı için henüz geniş çapta kabul görmüş standart bir yüzey hazırlama protokolü oluşturulmamıştır. Eski ve yeni rezin kompoziti arasındaki bağlantının üç olası mekanizma ile meydana geldiği açıklanmıştır: (I) yeni monomerlerin işlenmiş yüzeyin düzensizliklerine nüfuz etmesiyle mikromekanik tutunma; bu monomerlerin kimyasal bonding yoluyla; (II) matrise; ve/veya (III) ekspozite doldurucu partiküllerine bağlanması.⁽³³⁵⁾ Yüzey hazırlama yöntemleri, eski materyalle tamir kompozitinin mekanik olarak birbirine bağlanmasını hedefler^(336, 337) ve bunun için de gerçekleştirilen yüzey hazırlama uygulamalarının amacı, yüzey enerjisini ve/veya yüzey pürüzlülüğünü arttırmaktır.⁽³³⁸⁾

Eski restorasyonların tamirinde kimyasal reaksiyon üretme kapasitesinin azalması nedeniyle, makro ve mikro tutunma alanları oluşturmak ve rezin matrisi ve inorganik doldurucuların ekspozunu artırmak için mekanik bir yüzey işlemi yapılması tavsiye edilmektedir.⁽³³⁹⁾ Kompozit rezin restorasyonların tamirinde klinik olarak en sık kullanılan teknik; elmas frezle yapılan yüzey hazırlama yöntemidir.⁽¹³⁾ Bonstein ve ark. yaptıkları bir çalışmada elmas frezle yüzey hazırlama işleminin diğer yüzey işlemlerine kıyasla daha yüksek makaslama bağlanma dayanımı ile sonuçlandığını bulmuştur.⁽¹¹⁹⁾ Bir başka çalışmada Valenta ve ark. taze veya yaşlandırılmış kompozit rezinlerin elmas kaplı frezlerle yüzeylerinin pürüzlendirilmesinin, tamir materyalinin daha iyi tutunmasını sağladığı sonucunu bulmuşlardır.⁽³⁴⁰⁾

Çalışmamızda farklı yüzey hazırlama yöntemlerinin kompozit rezin yüzeyinde oluşturduğu değişiklikleri değerlendirmek için kompozit numunelerin yüzeyleri SEM ile incelenmiştir. Elde ettiğimiz SEM görüntülerinde yaşlandırılmamış ve hiçbir yüzey işlemi uygulanmamış fiber ile güçlendirilmiş dentin kompozit yüzeyinde rastgele yönelen sağlam fiber lifleri görülmüştür. Fiber demetlerinin devamlılığı ve bütünlüğü net bir şekilde izlenmiştir.

Restorasyon tamiri yapılırken olmazsa olmaz işlemlerden birisi arda kalan restorasyon yüzeyinin bir frez yardımı ile düzeltilmesidir. Klinik uygulamada rutin olarak kullanılan bir uygulama olması, kolay erişilebilirliği, teknik basitliği ve tamir prosedürü araştırmalarında kanıtlanmış etkinliği sebebiyle^(13, 341) çalışmamızda tüm numunelerin yüzeyi 107 µm-

grit elmas frezle sabit su spreji ile dönen yüksek hızlı başlıkla, yaklaşık 0,5 mm derinliğinde yüzeye dik süpürme hareketi ile aşındırılmıştır. Bu aşındırma işlemi çalışmamızda tüm numunelerin yüzeyine standart yüzey işlemi olarak uygulanmıştır. SEM incelemelerimizde frezle pürüzlendirme yapılan negatif kontrol grubunda frez izleri gözlenmektedir.(Şekil 4.5.a) Bu grupta başka bir yüzey işlemi uygulanmadığından materyal yüzeyinde debris kalıntıları görülmektedir. (Şekil 4.5 b ve c) Bu debris kalıntısından dolayı fiber lifleri izlenememiştir. Bu da bağlanma dayanımının en düşük bu grupta gözlenmesinin sebebi olabilir.

Kompozit restorasyonların tamirinde, yapılan yüzey hazırlığı işlemlerinden sonra adeziv ajanların uygulanması sıkça uygulanan bir yöntemdir.⁽³⁴²⁻³⁴⁴⁾ Adeziv sistemler uygulama aşamalarına göre tek, iki ve üç adımlı sistemlere ayrılmaktadır.⁽²³¹⁾ Son yıllarda, bonding prosedüründe basamak sayısının azaltılması, uygulama süresinin kısaltılması ve teknik hassasiyetin giderilmesi amacıyla ‘universal’ veya ‘multi-mod’ olarak adlandırılan tek adımlı, self-etch adeziv sistemi geliştirilmiştir.⁽²²⁶⁾ Bu sistemler hem self-etch hem de etch-rinse teknikleri ile uygulanabilir.⁽²³³⁾ Bu yeni sistem, klinisyenlerin en uygun aşındırma tekniğini kullanmalarını sağlar. Üniuersal adeziv sistemleri 10-metakriloiloksidesil dihidrojen fosfat (MDP) monomer içeriği sayesinde üç farklı asitleme tekniği ile uygulanabilmektedir.⁽³⁴⁵⁾ Çalışmamızda kullandığımız Single Bond Universal,10-MDP ve silan içeren güncel bir adeziv sistemdir. 10-MDP monomeri restoratif materyal yüzeylerine kimyasal olarak bağlanabilir. Ayrıca yapısındaki silan silika bazlı materyallere bağlanmayı artırır. ^(206, 207)

Altıncı ve ark. üniuersal bir adeziv ile nanohibrit kompozit rezinlerin tamir bağlanma dayanımının araştırdıkları bir çalışmada, çalışmamıza benzer şekilde üniuersal adeziv uygulamasının, kompozit onarımı için güvenilir bir yöntem olduğunu belirtmişlerdir.⁽³⁴³⁾ Şişmanoğlu’nun üniuersal bir adeziv kullanarak kompozit tamirinde self-adeziv akışkan rezin kompozit ve farklı yüzey işlemlerinin etkinliğini araştırdığı bir çalışmada üniuersal adeziv uygulamasının, CoJet uygulaması hariç tüm yüzey işlemlerinin tamir μ GBD değerlerini önemli ölçüde artırdığını belirtmiştir.⁽³⁴⁴⁾

Silva ve ark, direkt kompozit tamirinde silan içeren üniuersal adeziv kullanımının ekstra bir silan uygulaması basamağıyla kıyasladıkları çalışmada üniuersal silan içeren adeziv kullanımının, iki aşamalı etch-rinse adezive kıyasla kompozit rezinin tamir bağlanma dayanımını geliştirdiğini bulmuşlardır. Bununla birlikte, en iyi direkt kompozit rezin tamir sonuçları için yine de bir silan ajanının önceden uygulanması gerektiğini belirtmişlerdir.⁽³⁴⁶⁾

Klinikte farklı uygulama basamakları olan, içeriğinde farklı monomerler olan çok fazla sayıda adeziv ajan vardır. Çalışmamız kısa fiber destekli dentin kompozitinin tamirinde bir universal adeziv sistemle ve farklı yüzey hazırlama yöntemlerinin bağlanma dayanımı üzerindeki etkisi hakkında yol gösterici olsa da sonuçların daha fazla klinik duruma cevap verebilmesi için bu konuda diğer kompozit rezin ve adeziv sistemlerin test edildiği daha fazla in vitro araştırmalara ve elde edilen sonuçların in vivo çalışmalarla desteklenmesine ihtiyaç vardır.

Günlük rutin uygulamalarda kompozit yüzeylerin pürüzlendirilmesinde sıklıkla kullanılan bir diğer yöntem de fosforik asit ile pürüzlendirmedir.⁽¹⁰⁸⁾ Fosforik asidin aşındırma prosedürü ile yüzey topografisini değiştirme yeteneği, artan temas açısı ile sonuçlanır ve bağlanacak yüzeyler arasındaki etkileşimi iyileştirir.⁽³⁴⁷⁾ Tamir prosedürlerinde fosforik asit uygulaması önemlidir, çünkü organik kontaminasyonu ve mekanik işlemde kalan atıkları giderir, silan ve inorganik partiküller arasındaki reaksiyonu kolaylaştırır.⁽³⁴⁸⁾ Ahmadizenouz ve ark. yaptıkları çalışmada elmas frez uygulaması ve ardından fosforik asitle aşındırmanın, en yüksek tamir bağlanma dayanımını verdiğini buldular.⁽³⁴⁸⁾ Çalışmamızda iki gruptaki örneklerin yüzeylerine 20 sn boyunca %37 fosforik asit uygulanmış ardından 10 saniye su spreyi ile durulanıp ve 5 saniye hava spreyi ile kurutulmuştur.

%37 fosforik asit uygulanan örneğin SEM görüntülerinde asit uygulamasıyla debris kalıntılarının yüzeyden temizlendiği (Şekil 4.6 e) ve böylelikle fiberlerin açığa çıktığı gözlenmiştir. (Şekil 4.6 f)

Çalışmamızın bağlanma dayanımı bulgularını değerlendirdiğimizde asit etch + adeziv uygulanan grupta yalnızca adeziv uygulanan grup arasında ortalama μ GBD değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır. Bu da ayrıca bir asitleme basamağı olmaksızın tek başına adeziv uygulamanın bile yeterli olabileceği şeklinde yorumlanabilir.

Alüminyum oksit (Al_2O_3) parçacıkları ile eski restorasyon yüzeyin kumlanması sıkça uygulanan bir diğer mekanik yüzey işlemidir ve yeni materyalin mekanik olarak kilitlenmesini sağlayan mikro tutucu bir yüzey oluşturulur.^(115, 119, 349) Ek olarak, ağız ortamına uzun süre maruz kalma ile kimyasal olarak değişen yüzeysel tabakanın çıkarılması, eski rezin kompozitinin yüzey enerjisini artırır.^(350, 351) Saf Al_2O_3 yerine silika kaplı partiküller ile kumlamanın, özellikle bir adeziv sistem uygulamasından önce bir silan birleştirme ajanı kullanılıyorsa, yüzeydeki silika içeriğini artırarak ilave bir kimyasal bağlanma^(116, 352) sağladığı gösterilmiştir.^(116, 350, 353) Çalışmamızda kullandığımız Al_2O_3 tozunun yüzeyinde bir silan kaplaması bulunmamaktaydı.

Air abrazyon uygulamasının ardından, düşük viskoziteli bir bağlayıcı ajan kullanımının, eskitilmiş rezin kompozit yüzeyindeki dönüştürülmemiş C=C çift bağları ile doğrudan kimyasal etkileşime girerek ⁽³⁵¹⁾yüzey işlemi tarafından oluşturulan mikro tutunmalara daha derin sızarak tamir bağlanma dayanımını arttırdığı kanıtlanmıştır.^(354, 355)Yeni materyalin bu reaksiyona girmemiş gruplarla kopolimerizasyon hızının, tamir bağlanma gücü için belirleyici olduğu iddia edilmiştir. ⁽³⁵⁶⁾

Air abrazyon uygulanan kompozit yüzeylerde, alüminyum oksit parçacıklarının kinetik enerjisi, kompozit yüzeyindeki dolduruculara çarptığında ısıya dönüşür ve bu, doldurucuların organik matrsten ayrışmasına neden olan matris-doldurucu bağının bozulmasına yol açar.⁽³⁵⁷⁾ Bu aynı zamanda adezyona uygun pürüzlü bir yüzey oluşturur.⁽³⁵⁸⁾Papacchini ve ark. air abrazyon ve bir bonding ajan uygulamasının, kompozit onarımı için tatmin edici bağlanma dayanımı sunduğunu belirtmişlerdir. ⁽³⁵⁹⁾ Covalcanti ve ark. air abrazyon ile direkt kompozitin yüzey işleminin elmas frezlere kıyasla daha yüksek tamir bağlanma dayanımı değerlerine yol açtığını bildirmiştir.⁽³⁶⁰⁾ Bouschlicher ve ark. air abrazyon veya elmas frez kullanımında tamir bağlanma dayanımı değerleri arasında önemli farklılıklar bulamamışlardır. ⁽¹¹⁸⁾

Çalışmamızda air abrazyon uygulanan grubun SEM görüntüleri incelendiğinde örneğin yüzeyindeki frez izlerinin air abrazyon uygulamasıyla silikleştiği tespit edilmiştir.(Şekil 4.7. g) Air abrazyon uygulamasıyla yüzeyden kopan fiberlerden geriye kalan boşluklar (Şekil 4.7.h) ve fiberlerde meydana getirdiği küçük kopmalar gözlenmiştir. Ayrıca materyal yüzeyinde mikrometreden daha küçük boyutta toz şeklinde partiküller bulunduğu gözlenmektedir (Şekil 4.7. ı).

Araştırmamızda air abrazyon+adeziv grubu ile asit etch+adeziv grubu kıyaslandığında ortalama μ GBD değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p>0.05$). Bu da bir yüzey işlemi uygulanacaksa air abrazyonun uygulama dezavantajları da göz önüne alındığında asitle pürüzlendirmenin tercih edilebileceği şeklinde yorumlanabilir. Air abrazyonun toz kontrolünün zorluğu hem hasta hem de diş hekimi için koruyucu maskeler ve koruyucu gözlük kullanımı gereksinimi önemli bir klinik sınırlama oluşturmaktadır.

Dimetil sülfoksit (DMSO), tıpta biyolojik yüzeylere penetrasyonu artıran amfifilik ve dipolar aprotik bir çözücü olarak bilinir. DMSO molekülü oldukça polar bir S=O grubuna ve iki hidrofobik CH₃ grubuna sahiptir. DMSO, adeziv sistemlerde bulunan çoğu rezin monomeri de dahil olmak üzere tüm solventlerde tamamen karışabilir.⁽¹²⁾ DMSO, kollajen ağı ayırma⁽³⁶¹⁾ ve dentin matrisindeki interfibriller boşluklarını değiştirme yeteneğine sahiptir. ⁽³²²⁾ Bu, kollajen

matrisindeki interpeptid hidrojen bağı baskılamasından kaynaklanabilir.⁽³²²⁾ Son zamanlarda, DMSO'nun uzun vadeli koronal dentin-adeziv bağlanma dayanımı gücünü geliştirmede ve korumada yararlı olduğu bulundu. Bu olumlu etki, kolajenin adeziv tarafından daha iyi ıslanmasına bağlandı.⁽³²²⁾

Bir hidrojen bağı alıcısı olarak DMSO, su molekülleri ile iki hidrojen bağı oluşturabilir. Bu bağlar, su molekülleri arasındaki bağdan daha güçlüdür.⁽³⁶²⁾ Sonuç olarak, suyun kendi kendine birleşme eğilimi⁽³⁶³⁾, polimerik rezin zincirleri arasında tutulan artık suyun azalmasına yol açabilir.⁽³²²⁾ Bu, daha iyi rezin penetrasyonunu takiben kollajenlerin daha iyi sarılması ile homojen ve iyi polimerize bir hibrit tabaka üretir. Mehtälä ve ark.⁽³⁶⁴⁾ DMSO'nun in vitro dentin bağlanması sırasında dentin sıvısının hibrit tabakaya geçişini önemli ölçüde azaltabileceğini bildirmiştir. Guo ve ark. yaptıkları çalışmada, %50 DMSO ön muamelesinin, asitlenmiş dentin yüzeyinin ıslanabilirliğini arttırmada, adeziv monomerin penetrasyonunu arttırmada ve adeziv-dentin arayüzünde dentin kollajeninin stabilitesini arttırmada etkili olduğunu belirtmişlerdir⁽³⁶⁵⁾. Stape ve ark. DMSO ön işlemlerinin, aşınmış dentinin hibridizasyondan önce hava ile kurutulmasına izin vererek artık suyun uzaklaştırılmasını kolaylaştırdığını ve böylece bağlanma etkinliğini arttırdığını bildirmişlerdir.⁽³⁶⁶⁾

Yapılan bu çalışmalarda DMSO uygulamasının dentine adezyonda etkili bir yöntem olabileceği vurgulanmış olsa da kompozit tamirinde DMSO uygulamasının etkinliği henüz çalışılmamış özgün bir konudur. Çalışmamızda DMSO nun kompozit yüzeyinde temizleyici ve çözücü etkisinden faydalanarak ortaya çıkacak sonuçların klinik kullanımla ne düzeyde entegre edilebileceği sorularına cevap bulmak amacıyla yüzey işlemlerinden sonra belirli gruplardaki örneklerin yüzeyine DMSO uygulanmıştır. SEM görüntülerinde %50 DMSO uygulanan örnekte asit uygulanan örnekteki gibi yüzeyin debristen arındığı görülmüştür. (Şekil 4.8.j) Ayrıca x1000 ve x5000 büyütmelerde air abrazyon uygulamasında görülen toz partiküllerinin DMSO uygulamasıyla yüzeyden uzaklaştığı görülmektedir. (Şekil 4.8. k ve l) Bu da DMSO'nun temizleyici ve çözücü özelliğine atfedilebilir.

Yalnızca DMSO uygulanan grup ve DMSO+adeziv uygulanan grup karşılaştırıldığında; DMSO+adeziv grubunun bağlanma dayanımı değerleri anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p<0.05$). Yalnızca adeziv uygulanan grupla DMSO+adeziv uygulanan grup karşılaştırıldığında ise bağlanma dayanımı değerleri arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p>0.05$).

Negatif kontrol ve DMSO grubu karşılaştırıldığında; DMSO grubunun ortalama μ GBD değerleri daha yüksek çıkmış olsa da istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p>0.05$). Bu sonuç DMSO nun yüzey temizleyici özelliğinden kaynaklanmış olabilir.

Asit etch+adeziv ile asit etch+DMSO+adeziv grubu kıyaslandığında istatistiksel olarak anlamlı olmasa da ortalama μ GBD değerlerinde hafif bir artış görülmektedir. SEM görüntüleri incelendiğinde %37 fosforik asit+DMSO uygulanan örneğin yüzeyinde frez izleri ve frezin uygulama yönünde kopan fiber lifleri gözlenmektedir. (Şekil 4.9.m ve n) Ayrıca debristen arındırılmış temiz bir yüzey göze çarpmaktadır. Bu grupta air abrazyon grubunda görülen toz partikülleri ve yüzeydeki krater benzeri oluşumlara rastlanmamıştır. (Şekil 4.9.o)

Air abrazyon + adeziv grubu ile air abrazyon+DMSO+adeziv grupları kıyaslandığında ortalama μ GBD değerlerinde anlamlı farklılık görülmüştür ($p<0.05$) SEM görüntülerinde air abrazyon +DMSO uygulanan örneğin yüzeyinde frez izlerinin silindiği (Şekil 4.10.p),debris kalıntılarının ve toz partiküllerinin uzaklaştığı görülmektedir.(Şekil 4.10.q ve r) Temiz bir yüzey ve air abrazyon uygulamasıyla yüzeyde oluşan krater benzeri çöküntülerle yüzey alanının artması ve adezivin daha iyi penetre olmasıyla, en yüksek tamir bağlanma dayanımının bu grupta çıkması açıklanabilir.

Tüm bu sonuçlar göz önüne alındığında tek başına DMSO uygulamasının ortalama tamir μ GBD değerlerini artırmada yeterli olmadığını ancak yüzey işlemlerinden sonra ekstra bir basamak olarak uygulandığında çözücü ve temizleyici özelliklerinden dolayı bağlanma dayanımı değerlerini kısmen artırdığını belirtebiliriz.

Fiber ile güçlendirilmiş dentin kompozitinin tamirinde su bazlı %50(v/v) DMSO uygulamasının mikrotensile bağlanma dayanım kuvveti üzerinde herhangi bir etkisi olmadığı şeklindeki ikinci hipotezimiz kabul edilmiştir.

Farklı özellikteki materyallerin birbiri ile bağlanma etkinliği, *in vitro* ve *in vivo* testlerle belirlenebilmektedir. *In vitro* testler klinik uygulamalar öncesi araştırmacılara kıymetli bilgiler sağlar.^(231, 367) Standardizasyonun sağlanabilmesi, aynı zamanda birçok değişkenin etkisinin değerlendirilebilmesi nedeniyle, çalışmamızda *in vitro* test yöntemleri kullanılmıştır.

Rezin bazlı materyallerin bağlanma dayanımı değerlendirmesi için makaslama ve tensil testleri gibi çeşitli test metodolojileri kullanılmaktadır. Bu test yöntemleri, başarısızlık oluşana kadar

adeziv bağlantılarda stres oluşturan bir yük uygulanmasına dayanır. Bu nedenle, testin adeziv tabakası ve bir alt tabaka arasındaki bağ gücü değerlerini doğru bir şekilde ortaya koyabilmesi için, kullanılan test metodolojisinden bağımsız olarak, bağlanma ara yüzünün en stresli bölge olması çok önemlidir.^(303, 368) Gerilme dağılımı analizlerini kullanan birçok çalışma, bazı bağlanma dayanımı testlerinin arayüzey bölgesini uygun şekilde test edemediğini bildirmiştir.^(298, 303, 368) Örneğin, makaslama testleri, adeziv arayüzünde homojen olmayan stres dağılımlarının gelişmesi nedeniyle eleştirilmiştir, bu da sonuçların eksik tahmin edilmesine veya yanlış yorumlanmasına neden olmuştur, çünkü başarısızlık genellikle adeziv bölgede değil, alt tabakalardan birinde başlar.^(298, 303, 368)

Çalışmamızda kısa fiber destekli dentin kompozit numunelerinin, universal bir adeziv sistemle tamirinde farklı yüzey hazırlama yöntemlerinin bağlanma dayanımı üzerindeki etkisini değerlendirmek için ‘mikrogerilim bağlanma dayanıklılık testi kullanılmıştır. Mikrogerilim bağlanma dayanımı (μ GBD) testi ilk olarak 1994 yılında Sano ve ark tarafından tanıtıldı.⁽³⁰⁷⁾ μ GBD testi o zamandan beri, birçok bağlanma dayanımı test laboratuvarında kullanıldı, geliştirildi ve günümüzde standart olarak kullanılan, çok yönlü bağlanma dayanımı testlerinden biri haline geldi. ⁽²²⁾ Statik ve dayanım temelli bir yöntem olmasına rağmen morfolojik ve spektroskopik incelemelerle birlikte dentin adeziv sistemlerinin ilerlemesinde büyük katkı sağlamaktadır. μ TBS testi, geleneksel makro-kayma bağ testinden daha iyi bir analiz potansiyeline sahiptir. ^(19, 315) Mikro gerilim testleri, daha hassas bir karşılaştırma veya bağlanma dayanımı değerlendirilmesine ek olarak, numunelerin daha iyi hizalanmasına ve daha homojen bir stres dağılımına da olanak verir.^(369, 370)

Griffith'in kusur teorisine ⁽³⁷¹⁾ göre, bir materyalin gerilme dayanımı, uniform materyalleri test ederken numune boyutunun artmasıyla azalır. Bu sonuç, materyaldeki kusurların dağılımından kaynaklanıyor olabilir, çünkü daha büyük bir numune muhtemelen daha küçük numunelere kıyasla daha fazla kusur içerir. Griffith'in teorisi uniform kırılma materyaller için geliştirilmiş olsa da, μ TBS ölçümünde gözlemlenen yüzey alanı bağımlılığı nedeniyle gerilim bağı testi için de geçerli olabilir. ⁽³⁰⁷⁾

μ TBS testi için kullanılan ilk numune şekli, Akimoto ⁽³⁷²⁾ tarafından üretilen numune şeklini kopyalayan kum saati(hourglass shape-trimming teknik) şekliydi ve çalışma için mineralize ve demineralize dentinin gerilme mukavemetini test etmek için kullanıldı. Akimoto'nun çalışması aynı zamanda bir düzlem materyalin, yani mineralize veya demineralize dentinin gerilme mukavemetini ölçmeye odaklanıyordu. Bu nedenle, rezin/dentin arayüzü numunenin en dar

kısımında yer almasına rağmen, benzer şekilli numunelerle μ TBS testi başlatıldı ve adeziv arayüzdeki stres konsantrasyonunu arttırmayı hedefleyerek katastrofik bağlanma kopmasına neden oldu.⁽³⁷³⁾

Phrukkanon ve ark.⁽³⁷⁴⁾ silindirik kesit numuneleri ve kırpma(trimming) tekniği ile üretilmiş numuneleri kullanarak kesit şeklinin ve yüzey alanının μ TBS üzerindeki etkisini karşılaştırdıkları çalışmalarında, enine kesit şeklinin bağlanma dayanımı üzerinde çok az etkisi olduğunu belirtmişlerdir. Trimlemesiz (non-trimming)teknikle elde edilen bağlanma dayanımı, trimleme tekniği ile hazırlanan numunelerinkilere benzerdi. [74] Bunlar arasında, trimlemesiz teknikte yapılan numuneler en kolay ve en az tekniğe duyarlı olabilir. Bu, μ TBS testinin mevcut araştırmalarının çoğunun trimlemesiz (non-trimming) tekniği kullanmasının ana nedeni olmalıdır.

Günümüzde, modifiye edilmiş test yönteminde 1 mm x 1 mm kesit alanına sahip çubuk şekilli numuneler kullanımı önerilmektedir (kırpma olmayan teknik).⁽³⁷⁵⁾ Çalışmamızda mikrogerilim testi için adeziv arayüzey kesiti kare ve kesit alanı $1,0 \pm 0,1 \text{ mm}^2$ olan çubuk şeklinde kompozit rezin numuneleri hazırladık.

“International Organization for Standardization” (ISO) standartlarına göre, bağlanma dayanıklılık testlerinde kullanılan üniversal test cihazlarının kafa hızı, 0,45–1,05 mm/dk arasında olmalıdır.⁽³⁷⁶⁾ Maksimum yükleme ile kopmayı sağlayan stres arasındaki farkın, düşük hızda daha büyük olacağı bildirilmiş; standart bir stres-zaman dağılımı göstermesi nedeniyle, μ GBD testlerinde 1 mm/dk kafa hızının kullanımı önerilmiştir. Bu nedenle, çalışmamızda yapılan μ GBD testi için, üniversal test cihazının kafa hızı 1 mm/dk olarak ayarlanmıştır.

Ağız ortamını taklit etmek adına literatürde dental materyallerin mekanik ve fiziksel özelliklerini değerlendirmek için bir dizi yaşlandırma yöntemi kullanılmaktadır.^(377, 378) Suda ve/veya yapay suda yaşlanan kompozit materyallerin ana bozunma mekanizması, muhtemelen dolgu-matris ara yüzünün hidrolitik bozunmasından kaynaklanmaktadır. Çalışmalar, su ve yapay tükürüğün, döngüsel yorgunluktan sonra rezin kompozitlerinin mekanik özellikleri üzerinde benzer etkiye sahip olduğunu göstermiştir.^(379, 380) Lin ve ark. suda ve yapay tükürükte bekletilen kompozitlerin, kırılma dayanımı arasında anlamlı farklılık olmadığını belirtmişlerdir.⁽³⁷⁹⁾ Ilie ve ark. 4 hafta boyunca su veya tükürükte sakladıkları kompozitlerin mekanik özelliklerinin karşılaştırılabilir düzeyde olduğunu belirtmişlerdir.⁽³⁸⁰⁾ Çalışmamızda , tamir işlemi yapılmadan önce, Eliasson ve ark. da uyguladığı şekilde kısa fiber destekli

kompozit numuneler 2 hafta suda bekletildi. ⁽³⁸¹⁾ Bu iki haftalık süre, klinik senaryoda fiber destekli restorasyonu kırılmış bir hastanın diş hekimine başvuracağı ortalama süre düşünülerek seçilmiştir.

Günümüzde hem hastalardan hem de klinisyenlerden gelen doğal estetiğe yönelik talepler artmakta ve bu durum, fonksiyon gördüğü süre boyunca önemli mekanik kuvvetlere maruz kalan posterior dişlerde de kompozit esaslı restoratif materyallerin sıkça tercih edilmesine neden olmaktadır. ^(382, 383) Yüksek gerilim kuvvetlerine dayanmak için, materyallerin doldurucu içerikleri ve morfolojileri sürekli geliştirilmektedir. ⁽³⁸⁴⁾ Alvanforoush ve meslektaşlarına göre, uzun vadeli klinik çalışmalar (15 ila 22 yıl) arasında bildirilen yıllık kompozit restorasyon başarısızlık oranları aralığı, son on yılda (2006 ila 2016) %1,50'tan %2,20'ye yükselmiştir. ⁽³⁸⁵⁾ Bununla birlikte, başarısızlığın nedenleri, sekonder çürük ve aşınmadan ziyade restorasyon kırıkları, diş kırıkları ve endodontik tedavi sonucu görülen kırıklara doğru kaymıştır. ⁽³⁸⁵⁾ Bu durum, hekimlerin kompozit esaslı restoratif materyallerin mekanik kullanım sınırlarını aşmalarından kaynaklanıyor olabilir.

Restorasyonlarda çatlak gelişimi yüksek mekanik kuvvetler altında kalan dişlerde sıkça karşılaşılan bir durumdur. ^(386, 387) Çatlak yayılma direnci, oklüzal yük altında deformasyon ve materyallerin marjinal bozunması gibi kırılma ile ilgili özellikleri, genellikle kırılma ve eğilme dayanımı gibi temel materyal parametrelerinin belirlenmesi ile değerlendirilmiştir. Kırılma dayanımı, kırılma materyalin uygulanan yük altında kusurların katastrofik şekilde yayılmasına karşı direncini tanımlayan mekanik bir özelliktir ve bu nedenle materyalin hasar toleransını tanımlar. ⁽³⁸⁶⁾ Kırılma dayanımı değerleri, restoratif materyalin fiziksel özelliklerine ve kimyasal bileşimine bağlıdır. Yüksek kırılma dayanımına sahip bir materyal, çatlak başlangıcına ve ilerlemesine daha iyi direnme kabiliyetine sahiptir ve bu dental materyalin uzun ömürlülüğünde önemli bir kriterdir. ^(80, 386, 387)

Geleneksel partikül dolduruculu kompozitlerin (PFC'ler) kırılma dayanımı hala dentininkinden önemli ölçüde daha düşüktür. ⁽³⁸⁸⁾ Ayrıca, PFC'nin mikro yapısı dentininkine benzemez. Konvansiyonel PFC, bir rezin matrisine gömülü daha büyük partiküllerden oluşurken, dentin, bir hidroksi apatit matrisine gömülü kolajen fiberlerden oluşur. Bu nedenle dentin daha çok doğal liflerle güçlendirilmiş bir kompozit olarak görülmelidir. ⁽⁷⁴⁾

Kompoziti güçlendirme gereksinimi, güçlendirme teknikleri konusunda giderek artan bir araştırma çabasına yol açmıştır. Birkaç eski yaklaşım, seramik parçacıkların (rastgele yönelim), *whisker*ların (tek veya çok katmanlı) veya fiberlerin (çeşitli yönlerde sürekli veya süreksiz lifler) dahil edilmesiyle ilgiliydi. (6, 389, 390) Literatürdeki birçok yeni çalışmada, kalan diş yapısını desteklemek ve final kompozit restorasyonların dayanıklılığını arttırmak amacıyla dentin yerine geçen materyal (bulk taban) veya mine yerine geçen materyalin (PFC) yüzey tabakası altında post-core olarak SFRC kullanılmıştır. (74, 91) Bu SFRC'ler yapısal olarak dentinin damarlı yapısını taklit etmiş ve vital veya non-vital arka dişlerin büyük kavitelerinde bulk taban veya core materyalleri olarak kullanılmaları tavsiye edilmiştir. (70-73, 79, 91)

Bir fiberin polimerler için etkili bir destek görevi görmesi için, polimer matrisinden fiberlere stres transferi esastır. (75) En-boy oranı, kritik fiber uzunluğu, fiber yüklemesi ve fiber oryantasyonu fiber takviyeli kompozitlerin mekanik özelliklerini iyileştirebilecek veya bozabilecek ana faktörlerdir. (76) En-boy oranı, fiber uzunluğunun çapa oranıdır (l/d). Bu, fiber destekli kompozitin gerilme dayanımını ve detekleyici etkisini belirler. (75) Fiber yapılar için 30/94 değer aralığındaki en boy oranı ideale yakın bir oran olarak kabul edilir. (75)

Fiber ve matris arasındaki yeterli adezyon, iki bileşen arasında iyi bir yük aktarımı sağlar, bu da yükün daha güçlü fibere aktarılmasına imkân verir. Bununla birlikte, adezyon güçlü değilse ve fiber ile polimer matris arasında herhangi bir boşluk varsa, bu boşluklar matriste ilk kırılma bölgeleri olarak hareket edebilir ve materyalin parçalanmasını kolaylaştırabilir. Van Dijken tarafından bildirilen bir klinik çalışma, mikrometre ölçekli fiberlere sahip bir restoratif kompozit rezinin aşırı aşınmaya maruz kaldığını ve kırılmaya eğilimli olduğunu göstermiştir (77), bu sonuca neden olan faktörlerden birisinin de materyaldeki fiber uzunluğunun kritik fiber uzunluğundan oldukça kısa olması olduğu belirtilmiştir. Bis-GMA polimer matrisli e-cam fiberin kritik lif uzunluğunun 0,5 ile 1,6 mm arasında değiştiği bir fiber parçalanma testi kullanılarak ölçülmüştür. (391) EverX Posterior, 0,3 ile 1,5 mm arasında fiber (Ø17 µm) uzunluk dağılımına sahiptir; bu, rapor edilen kritik fiber uzunluğu ve istenen en boy oranı aralığındadır. (79, 81) Bu nedenle, rezin matrisli kısa fiber dolgu maddelerinin kırılma dayanımında iyileştirmeler göstermesi şaşırtıcı değildir.

Çalışmamızda sticklerdeki başarısızlık yüzdeleri incelendiğinde örneklerin fiber destekli kompozit yüzeylerinde de bir çok koheziv kırık tespit edilmiştir. Bu durum suda yaşlandırma

işleminin bir sonucu olarak fiber yapılarının etkilenmesi nedeni ile gerçekleşmiş olabilir. Literatürde SFRC'lerin geleneksel PFC'lere kıyasla 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. ⁽⁸⁸⁾ Garoushi ve ark yaptıkları bir başka in vivo çalışmada kısa fiber takviyeli kompozit ve hibrit kompozit rezinin kombine uygulandığı 6 premolar ve 31 molar toplam 37 sınıf I ve II restorasyonun 12 aylık klinik performansını değerlendirmişlerdir. ⁽³⁹²⁾ Yazarlar 12 ayın sonunda restorasyonlarda sekonder çürük veya kütleli kırık tespit etmemişlerdir. Bunun sonucunda fiber takviyeli kompozit rezin alt yapısının, yüksek yük taşıyan alanlarda umut verici performans sergilediğini belirtmişlerdir. ⁽³⁹²⁾ Bijelic-Donova ve ark, yaptıkları bir çalışmada everX Posteriorun geleneksel kompozitlere kıyasla mekanik özelliklerinin genel olarak üstün olduğunu belirtmişlerdir. ⁽⁸¹⁾

Çalışmamızda kullanılan Estelite sigma Quick , yüksek doldurucu oranı ve küre şeklinde supra-nano zirkonya ve silika doldurucu içeriği ile fiziksel özellikleri iyileştirilmiş aynı zamanda yüksek estetik özelliklere sahip bir kompozittir. Literatürde yüksek doldurucu içeriği ile restore edilmiş dişin retansiyon ve direnç özelliklerini de artırdığı bildirilmiştir. ⁽³⁹³⁻³⁹⁶⁾ Estelite sigma quick'de radikal amplifiye fotopolimerizasyon başlatıcısı teknolojisi (RAP teknolojisi) kullanılır. Başlatıcı, rezini kürlemek için gereken yüksek polimerizasyon aktivitesini kısa ekspoz süreleriyle (geleneksel kompozitlerin gerektirdiğinin üçte biri) dengeler ve 10 saniye veya daha az ekspoz gerektirir. Yüksek estetik kaliteler elde etmek için 0,2 µm mono-dispersing küre şeklinde (Si Zr) suprananofiller içerir. 0,2 µm'lik partikül çaplarının, materyal özellikleri ve estetik arasında en iyi dengeyi sağladığı bilinmektedir. Ayrıca kahve gibi maddelerden gelen renklendirici emilimine geleneksel ürünlere göre daha iyi direnç sağlar. ⁽³⁹⁷⁾

Kompozit rezin restorasyonların tamirinde, tamir materyali olarak benzer yapıda kompozitin kullanılması gerektiği savunulmaktadır. ^(117, 354, 398, 399) Bazı araştırmacılar ise klinik olarak tamir edilecek kompozitin türünü bilmenin çoğunlukla mümkün olamayacağını düşündükleri için farklı türlerde kompozit rezinler kullanmayı tercih etmişlerdir. ^(337, 400) Klinik uygulamada kısa fiber destekli kompozitler ağız ortamıyla etkileşim halinde olmayacak şekilde tüm yüzeyleri posterior kompozitle kapatılır. Çalışmamızda klinik uygulamayı taklit etmek amacıyla kısa fiber destekli

dentin kompoziti (everX Posterior) klinikte rutin olarak kullanılan bir posterior kompozitle (Estelite sigma quick posterior) tamir edilmiştir.

Bu çalışmada µGBD bulgularını daha doğru yorumlayabilmek için kırılma testi sonrasında örneklerin kırılma tipleri de incelenmiştir. Negatif kontrol grubunda tüm kırılmalar adeziv tipte görülmüştür. Yalnızca DMSO uygulanan grupta da benzer şekilde %95 oranında adeziv başarısızlık görülmüştür. Bu iki grupta adeziv başarısızlığın bu kadar yüksek görülmesinin nedeni bir adeziv ajan uygulanmamış olması olabilir

Adeziv ajan uygulanan tüm gruplarda adeziv ajan uygulanmayan negatif kontrol ve DMSO grubuna göre adeziv başarısızlık görülme yüzdesi azalmıştır. Miks başarısızlık yalnızca air abrazyon+DMSO+adeziv grubunda görülmüştür. Bu durum en yüksek bağlanma dayanımı değerlerinin de bu grupta bulunmasıyla açıklanabilir.

Klinik olarak tatmin edici tamir bağlanma dayanımı için minimum bir değer belirlenmemiştir. Bununla birlikte, bazı yazarlar, 15 ila 30 MPa arasında derecelendirilen kompozit-mine bağlanma gücünü kullanır.^(15, 401) Bu çalışmada değerlendirilen tüm grupların ortalama değerleri, bazı gruplarda daha yüksek koheziv kırık oluşumunu açıklayabilir. Phrukkanon ve ark. ile Jacobsen ve ark. yaptığı çalışmalarda yüksek bağlanma değeri gösteren örneklerin koheziv ve karışık tip başarısızlık gösterdiği, düşük bağlanma değerlerine sahip örneklerin daha çok adeziv başarısızlık gösterdiğini bildirmişlerdir. ^(402, 403) Bu bulgular bizim çalışmamızın bulgularıyla uyumludur.

Çalışmamızda restoratif materyal olarak sadece tek bir kısa fiber destekli dentin kompozitinin kullanılması ve sadece bu kompozit rezine yapılan yaşlandırma ve yüzey hazırlama işlemlerinin incelenmesi çalışmamızın kısıtlamaları arasında bulunmaktadır. Klinikte çok farklı kimyasal yapı veya içerikte kompozit rezinler kullanılabilir. Bu nedenle, çalışmamızın bulgularının tüm kompozit rezinler için belirlenebilecek tamir uygulamalarına ışık tutması mümkün değildir. Bu konuda farklı materyaller ile yeni çalışmaların yapılması faydalı olacaktır.

Araştırmamızda tamir işlemi uygulanacak olan fiber esaslı kompozitler iki hafta suda bekletilmiş, tamir işleminden sonra ise herhangi bir yaşlandırma yöntemi uygulanmamıştır. Çalışmamızın amacı tamir örneklerinin immediate bağlama dayanımlarını ölçmektir ancak klinikte dişler termal , kimyasal ve mekanik bir çok etkene maruz kalmaktadır. Gelecekte farklı

yaşlandırma yöntemleri ve süreleri ile yapılacak çalışmalar fiber destekli kompozitlerin tamir sürecinin incelenmesinde faydalı sonuçlar sağlayabilir.



SONUÇLAR

Araştırmaya yönelik öne çıkan sonuçlar ve çalışmanın koşul ve kısıtlamaları göz önüne alındığında yapılan değerlendirmeler aşağıdaki gibidir:

1. Al_2O_3 ile kumlama ve ardından DMSO ve adeziv uygulaması, en yüksek tamir bağlanma dayanımı değerleri(77.1MPa) göstermiştir.
2. Hiçbir yüzey işlemi yapılmayan negatif kontrol grubu en düşük mikro gerilim bağlanma dayanımı değerleri(26.3MPa) sergilemiştir.
3. Tek başına DMSO uygulamasının ortalama μ GBD değerlerini istatistiksel olarak artırmada yeterli olmadığı ancak yüzey işlemlerinden sonra ekstra bir basamak olarak uygulandığında çözücü ve temizleyici özelliklerinden dolayı bağlanma dayanımı değerlerinde bir miktar artışa neden olduğu görülmüştür.
4. Kısa fiber destekli restorasyonun tamirinde MDP monomeri ve silan içeren bir universal adeziv uygulamasının yeterli olduğu saptanmıştır.
5. Kısa fiber destekli kompozit rezinin farklı yüzey işlemleri ve adeziv uygulaması sonrasında tamir mikrogirilim bağlanma dayanımları kırık patenleri ile korelasyon göstermektedir.Karma ve koheziv kırık insidansının yüksek olması bağlanma dayanımındaki artışı göstermektedir.
- 6.Kısa fiber destekli kompozit rezininin farklı yüzey işlemleri sonrasında yüzey topografyasının Sem ile incelenmesinde air abrazyonun yüzeyde krater benzeri çöküntüler oluşturduğu,asit ve/veya DMSO uygulamasının benzer şekilde yüzeydeki debrisı uzaklaştırıp temizlediği görülmüştür.

KAYNAKLAR

1. Casagrande L, Laske M, Bronkhorst EM, Huysmans MCD, Opdam NJ. Repair may increase survival of direct posterior restorations—A practice based study. *Journal of Dentistry* 2017;64:30-36.
2. Mjor I, Gordan V. Failure, repair, refurbishing and longevity of restorations. *Operative Dentistry* 2002;27(5):528-34.
3. Loomans BA, Özcan M. Intraoral repair of direct and indirect restorations: procedures and guidelines. *Operative Dentistry* 2016;41(S7):S68-S78.
4. Momoi Y, Hayashi M, Fujitani M, et al. Clinical guidelines for treating caries in adults following a minimal intervention policy—evidence and consensus based report. *Journal of Dentistry* 2012;40(2):95-105.
5. Hickel R, Manhart J. Longevity of restorations in posterior teeth and reasons for failure. *Journal of Adhesive Dentistry* 2001;3(1).
6. Garoushi S, Vallittu PK, Lassila LV. Short glass fiber reinforced restorative composite resin with semi-inter penetrating polymer network matrix. *Dental Materials* 2007;23(11):1356-62.
7. Garoushi S, Vallittu PK, Lassila LV. Fracture toughness, compressive strength and load-bearing capacity of short glass fibre-reinforced composite resin. *Chinese Journal of Dental Research* 2011;14(1):15.
8. Kolbeck C, Rosentritt M, Behr M, Lang R, Handel G. In vitro study of fracture strength and marginal adaptation of polyethylene-fibre-reinforced-composite versus glass-fibre-reinforced-composite fixed partial dentures. *Journal of Oral Rehabilitation* 2002;29(7):668-74.
9. Luthria A, Sirekha A, Hegde J, et al. The reinforcement effect of polyethylene fibre and composite impregnated glass fibre on fracture resistance of endodontically treated teeth: An in vitro study. *Journal of Conservative Dentistry: JCD* 2012;15(4):372.
10. Pashley DH, Tay FR, Carvalho RM, et al. From dry bonding to water-wet bonding to ethanol-wet bonding. A review of the interactions between dentin matrix and solvated resins using a macromodel of the hybrid layer. *American Journal of Dentistry* 2007;20(1):7.
11. Ekambaram M, Yiu CKY, Matinlinna JP. An overview of solvents in resin–dentin bonding. *International Journal of Adhesion and Adhesives* 2015;57:22-33.
12. Marren K. Dimethyl sulfoxide: an effective penetration enhancer for topical administration of NSAIDs. *The Physician and Sportsmedicine* 2011;39(3):75-82.
13. de Jesus Tavarez RR, Júnior LJdSA, Guará TCG, et al. Shear bond strength of different surface treatments in bulk fill, microhybrid, and nanoparticle repair resins. *Clinical, Cosmetic and Investigational Dentistry* 2017;9:61.
14. Loomans BA, Cardoso MV, Roeters F, et al. Is there one optimal repair technique for all composites? *Dental Materials* 2011;27(7):701-09.
15. Nassooi N, Kazemi H, Sadaghiani M, Mansouri M, Rakhshan V. Effects of three surface conditioning techniques on repair bond strength of nanohybrid and nanofilled composites. *Dental Research Journal* 2015;12(6):554.
16. Cho S, Rajitrangson P, Matis B, Platt J. Effect of Er, Cr: YSGG laser, air abrasion, and silane application on repaired shear bond strength of composites. *Operative Dentistry* 2013;38(3):E58-E66.

17. Hemadri M, Saritha G, Rajasekhar V, et al. Shear bond strength of repaired composites using surface treatments and repair materials: an in vitro study. *Journal of international oral health: JIOH* 2014;6(6):22.
18. De Munck J, Mine A, Poitevin A, et al. Meta-analytical review of parameters involved in dentin bonding. *Journal of Dental Research* 2012;91(4):351-57.
19. Armstrong S, Geraldeli S, Maia R, et al. Adhesion to tooth structure: a critical review of “micro” bond strength test methods. *Dental Materials* 2010;26(2):e50-e62.
20. Liu H, Guan Y, Wei D, et al. Reinforcement of injectable calcium phosphate cement by gelatinized starches. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials* 2016;104(3):615-25.
21. Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, et al. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dental Materials* 2010;26(2):e100-e21.
22. Armstrong S, Breschi L, Özcan M, et al. Academy of Dental Materials guidance on in vitro testing of dental composite bonding effectiveness to dentin/enamel using micro-tensile bond strength (μ TBS) approach. *Dental Materials* 2017;33(2):133-43.
23. Kramer I. Alternations in the staining reaction of dentine resulting from a constituent of a new self-polymerizing resin. *Brit Dent J* 1952;93:150-53.
24. Nicholson JW. Adhesive dental materials—a review. *International Journal of Adhesion and Adhesives* 1998;18(4):229-36.
25. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *Journal of Dental Research* 1955;34(6):849-53.
26. Bowen RL. Dental filling material comprising vinyl silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bis phenol and glycidyl acrylate: Google Patents; 1962.
27. Bowen R. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *The Journal of the American Dental Association* 1963;66(1):57-64.
28. Cook WD. Factors affecting the depth of cure of UV-polymerized composites. *Journal of Dental Research* 1980;59(5):800-08.
29. Forsten L. Curing depth of visible light-activated composites. *Acta Odontologica Scandinavica* 1984;42(1):23-28.
30. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *European Journal of Oral Sciences* 1997;105(2):97-116.
31. Bayne SC, Heymann HO, Swift Jr EJ. Update on dental composite restorations. *Journal of the American Dental Association* (1939) 1994;125(6):687-701.
32. Lambrechts P, Vanherle G. Structural evidences of the microfilled composites. *Journal of Biomedical Materials Research* 1983;17(2):249-60.
33. Powers J, Ryan M, Hosking D, Goldberg A. Comparison of in vitro and in vivo wear of composites. *Journal of Dental Research* 1983;62(10):1089-91.
34. Bayne S, Taylor D, Heymann H. Protection hypothesis for composite wear. *Dental Materials* 1992;8(5):305-09.
35. Czasch P, Ilie N. In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk fill composites. *Clinical Oral Investigations* 2013;17(1):227-35.
36. Colombo M, Gallo S, Poggio C, et al. New resin-based bulk-fill composites: In vitro Evaluation of micro-hardness and depth of cure as infection risk indexes. *Materials* 2020;13(6):1308.
37. Roberson T. Introduction to composite restorations In: Roberson TM, Heymann HO, Swift EJ Jr (eds) *Sturdevant’s Art and Science of Operative Dentistry* Mosby, St. Louis, Mo 2006;504.

38. Hervás García A, Lozano M, Cabanes Vila J, Barjau Escribano A, Fos Galve P. Composite resins: a review of the materials and clinical indications. 2006.
39. Dayangaç B. Kompozit rezin restorasyonlar: Güneş Kitabevi; 2000.
40. Cramer N, Stansbury J, Bowman C. Recent advances and developments in composite dental restorative materials. *Journal of Dental Research* 2011;90(4):402-16.
41. Gajewski VE, Pfeifer CS, Fróes-Salgado NR, Boaro LC, Braga RR. Monomers used in resin composites: degree of conversion, mechanical properties and water sorption/solubility. *Brazilian Dental Journal* 2012;23:508-14.
42. Klapdohr S, Moszner N. New inorganic components for dental filling composites. *Monatshefte für Chemie/Chemical Monthly* 2005;136(1):21-45.
43. Kwon TY, Bagheri R, Kim YK, Kim KH, Burrow MF. Cure mechanisms in materials for use in esthetic dentistry. *Journal of Investigative and Clinical Dentistry* 2012;3(1):3-16.
44. Alvim HH, Alecio AC, Vasconcellos WA, et al. Analysis of camphorquinone in composite resins as a function of shade. *Dental Materials* 2007;23(10):1245-49.
45. De Oliveira DCRS, Rocha MG, Gatti A, et al. Effect of different photoinitiators and reducing agents on cure efficiency and color stability of resin-based composites using different LED wavelengths. *Journal of Dentistry* 2015;43(12):1565-72.
46. Delgado A, Castellanos E, Sinhoreti MC, et al. The use of different photoinitiator systems in photopolymerizing resin cements through ceramic veneers. *Operative Dentistry* 2019;44(4):396-404.
47. Ritter AV. Sturdevant's art & science of operative dentistry-e-book: Elsevier Health Sciences; 2017.
48. Moszner N, Salz U. New developments of polymeric dental composites. *Progress in polymer science* 2001;26(4):535-76.
49. Nihei T. Dental applications for silane coupling agents. *Journal of Oral Science* 2016;58(2):151-55.
50. Söderholm K-J, Shang S-W. Molecular orientation of silane at the surface of colloidal silica. *Journal of Dental Research* 1993;72(6):1050-54.
51. Roberson T, Heymann HO, Swift Jr EJ. Sturdevant's art and science of operative dentistry: Elsevier Health Sciences; 2006.
52. Lutz F, Phillips RW. A classification and evaluation of composite resin systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 1983;50(4):480-88.
53. Van Noort R, Barbour M. Introduction to Dental Materials-E-Book: Elsevier Health Sciences; 2014.
54. Ferracane JL. Resin composite—state of the art. *Dental Materials* 2011;27(1):29-38.
55. Baroudi K, Rodrigues JC. Flowable resin composites: a systematic review and clinical considerations. *Journal of Clinical and Diagnostic Research: JCDR* 2015;9(6):ZE18.
56. Chen M-H. Update on dental nanocomposites. *Journal of Dental Research* 2010;89(6):549-60.
57. Omanović-Miklićanin E, Badnjević A, Kazlagic A, Hajlovac M. Nanocomposites: A brief review. *Health and Technology* 2020;10(1):51-59.
58. Schweikl H, Schmalz G, Weinmann W. Mutagenic activity of structurally related oxiranes and siloranes in *Salmonella typhimurium*. *Mutation Research/Genetic Toxicology and Environmental Mutagenesis* 2002;521(1-2):19-27.
59. Schweikl H, Schmalz G, Weinmann W. The induction of gene mutations and micronuclei by oxiranes and siloranes in mammalian cells in vitro. *Journal of Dental Research* 2004;83(1):17-21.

60. Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R. Siloranes in dental composites. *Dental Materials* 2005;21(1):68-74.
61. Türkün LŞ, Aktener BO, Ateş M. Clinical evaluation of different posterior resin composite materials: A 7-year report. *Quintessence International* 2003;34(6).
62. Ferracane JL, Hilton TJ. Polymerization stress—is it clinically meaningful? *Dental Materials* 2016;32(1):1-10.
63. Zorzin J, Maier E, Harre S, et al. Bulk-fill resin composites: polymerization properties and extended light curing. *Dental Materials* 2015;31(3):293-301.
64. Ferracane JL. Placing dental composites—a stressful experience. *Operative Dentistry* 2008;33(3):247-57.
65. Ilie N, Hickel R. Investigations on a methacrylate-based flowable composite based on the SDR™ technology. *Dental Materials* 2011;27(4):348-55.
66. Ilie N, Bucuta S, Draenert M. Bulk-fill resin-based composites: an in vitro assessment of their mechanical performance. *Operative Dentistry* 2013;38(6):618-25.
67. Garoushi S, Vallittu P, Shinya A, Lassila L. Influence of increment thickness on light transmission, degree of conversion and micro hardness of bulk fill composites. *Odontology* 2016;104(3):291-97.
68. van Dijken JW, Pallesen U. A randomized controlled three year evaluation of “bulk-filled” posterior resin restorations based on stress decreasing resin technology. *Dental Materials* 2014;30(9):e245-e51.
69. Moorthy A, Hogg C, Dowling A, et al. Cuspal deflection and microleakage in premolar teeth restored with bulk-fill flowable resin-based composite base materials. *Journal of Dentistry* 2012;40(6):500-05.
70. Lassila L, Säilynoja E, Prinssi R, Vallittu P, Garoushi S. Characterization of a new fiber-reinforced flowable composite. *Odontology* 2019;107(3):342-52.
71. Yancey EM, Lien W, Nuttall C, et al. Properties of a new nanofiber restorative composite. *Operative Dentistry* 2019;44(1):34-41.
72. Fráter M, Lassila L, Braunitzer G, Vallittu PK, Garoushi S. Fracture resistance and marginal gap formation of post-core restorations: influence of different fiber-reinforced composites. *Clinical Oral Investigations* 2020;24(1):265-76.
73. van Dijken JW, Sunnegårdh-Grönberg K. Fiber-reinforced packable resin composites in Class II cavities. *Journal of Dentistry* 2006;34(10):763-69.
74. Keulemans F, Garoushi S, Lassila L. Fillings and core build-ups. *A Clinical Guide to Fibre Reinforced Composites (FRCs) in Dentistry*: Elsevier; 2017. p. 131-63.
75. Vallittu PK. High-aspect ratio fillers: fiber-reinforced composites and their anisotropic properties. *Dental Materials* 2015;31(1):1-7.
76. Fennis WM, Tezvergil A, Kuijs RH, et al. In vitro fracture resistance of fiber reinforced cusp-replacing composite restorations. *Dental Materials* 2005;21(6):565-72.
77. Van Dijken J. Direct resin composite inlays/onlays: an 11 year follow-up. *Journal of Dentistry* 2000;28(5):299-306.
78. Tezvergil A, Lassila L, Vallittu P. The effect of fiber orientation on the polymerization shrinkage strain of fiber-reinforced composites. *Dental Materials* 2006;22(7):610-16.
79. Garoushi S, Säilynoja E, Vallittu PK, Lassila L. Physical properties and depth of cure of a new short fiber reinforced composite. *Dental Materials* 2013;29(8):835-41.
80. Heintze SD, Ilie N, Hickel R, et al. Laboratory mechanical parameters of composite resins and their relation to fractures and wear in clinical trials—A systematic review. *Dental Materials* 2017;33(3):e101-e14.

81. Bijelic-Donova J, Garoushi S, Lassila LV, Keulemans F, Vallittu PK. Mechanical and structural characterization of discontinuous fiber-reinforced dental resin composite. *Journal of Dentistry* 2016;52:70-78.
82. Goracci C, Cadenaro M, Fontanive L, et al. Polymerization efficiency and flexural strength of low-stress restorative composites. *Dental Materials* 2014;30(6):688-94.
83. Miletic V, Pongprueksa P, De Munck J, Brooks NR, Van Meerbeek B. Curing characteristics of flowable and sculptable bulk-fill composites. *Clinical Oral Investigations* 2017;21(4):1201-12.
84. Tsujimoto A, Barkmeier WW, Takamizawa T, Latta MA, Miyazaki M. Mechanical properties, volumetric shrinkage and depth of cure of short fiber-reinforced resin composite. *Dental Materials Journal* 2016;35(3):418-24.
85. Al-Ahdal K, Ilie N, Silikas N, Watts DC. Polymerization kinetics and impact of post polymerization on the Degree of conversion of bulk-fill resin-composite at clinically relevant depth. *Dental Materials* 2015;31(10):1207-13.
86. Omran TA, Garoushi S, Abdulmajeed AA, Lassila LV, Vallittu PK. Influence of increment thickness on dentin bond strength and light transmission of composite base materials. *Clinical Oral Investigations* 2017;21(5):1717-24.
87. Boutsiouki C, Tolidis K, Gerasimou P, Panagiotidou E. Microleakage of glass-ionomer, flowable composite, biodentine and fiber-reinforced base materials. *Dental Materials* 2014(30):e142.
88. Garoushi SK, Hatem M, Lassila LV, Vallittu PK. The effect of short fiber composite base on microleakage and load-bearing capacity of posterior restorations. *Acta biomaterialia odontologica Scandinavica* 2015;1(1):6-12.
89. Zajkani E, Joolaie M, Faghihzadeh S. Comparative Evaluation of Microleakage in Class II Cavities Restored with a Low Shrink Silorane Resin Composite and a Methacrylate Based Composite Using two Different Techniques (Total Bonding and Open Sandwich). *J Adv Med Biomed Res* 2014;22(95):91-100.
90. Fronza B, Ayres A, Pacheco R, et al. Characterization of inorganic filler content, mechanical properties, and light transmission of bulk-fill resin composites. *Operative Dentistry* 2017;42(4):445-55.
91. Garoushi S, Gargoum A, Vallittu PK, Lassila L. Short fiber-reinforced composite restorations: a review of the current literature. *Journal of Investigative and Clinical Dentistry* 2018;9(3):e12330.
92. Tsujimoto A, Barkmeier WW, Takamizawa T, et al. Relationship between mechanical properties and bond durability of short fiber-reinforced resin composite with universal adhesive. *European Journal of Oral Sciences* 2016;124(5):480-89.
93. Tsujimoto A, Barkmeier WW, Takamizawa T, Latta MA, Miyazaki M. Bonding performance and interfacial characteristics of short fiber-reinforced resin composite in comparison with other composite restoratives. *European Journal of Oral Sciences* 2016;124(3):301-08.
94. Alkhudhairy FI, Ahmad ZH. Comparison of Shear Bond Strength and Microleakage of Various Bulk-fill Bioactive Dentin substitutes: An in vitro Study. *The Journal of Contemporary Dental Practice* 2016;17(12):997-1002.
95. Nagas E, Cekic-Nagas I, Egilmez F, et al. Bond strength of fiber posts and short fiber-reinforced composite to root canal dentin following cyclic loading. *Journal of Adhesion Science and Technology* 2017;31(13):1397-407.

96. Garoushi S, Vallittu PK, Lassila LV. Effect of storage time on microtensile bond strength of short glass fiber-reinforced composite. *Chinese Journal of Dental Research* 2007;10(2):28.
97. Bijelic-Donova J, Garoushi S, Lassila LV, Vallittu PK. Oxygen inhibition layer of composite resins: effects of layer thickness and surface layer treatment on the interlayer bond strength. *European Journal of Oral Sciences* 2015;123(1):53-60.
98. Krejci I, Lieber CM, Lutz F. Time required to remove totally bonded tooth-colored posterior restorations and related tooth substance loss. *Dental Materials* 1995;11(1):34-40.
99. Fernández E, Martín J, Vildósola P, et al. Can repair increase the longevity of composite resins? Results of a 10-year clinical trial. *Journal of Dentistry* 2015;43(2):279-86.
100. Moncada G, Fernández E, Martín J, et al. Increasing the longevity of restorations by minimal intervention: a two-year clinical trial. *Operative Dentistry* 2008;33(3):258-64.
101. Blum I, Schriever A, Heidemann D, Mjör I, Wilson N. The repair of direct composite restorations: an international survey of the teaching of operative techniques and materials. *European Journal of Dental Education* 2003;7(1):41-48.
102. Lynch CD. *Successful posterior composites*: Quintessence Publishing Company Limited; 2019.
103. Hickel R, Peschke A, Tyas M, et al. FDI World Dental Federation: clinical criteria for the evaluation of direct and indirect restorations—update and clinical examples. *Clinical Oral Investigations* 2010;14(4):349-66.
104. Hickel R, Brühaver K, Ilie N. Repair of restorations—criteria for decision making and clinical recommendations. *Dental Materials* 2013;29(1):28-50.
105. Staehle HJ, Wolff D, Frese C. More conservative dentistry: Clinical long-term results of direct composite resin restorations. *Quintessence International* 2015;46(5).
106. Hickel R, Roulet J-F, Bayne S, et al. Recommendations for conducting controlled clinical studies of dental restorative materials. *Clinical Oral Investigations* 2007;11(1):5-33.
107. Sharif MO, Catleugh M, Merry A, et al. Replacement versus repair of defective restorations in adults: resin composite. *Cochrane Database of Systematic Reviews* 2014(2).
108. Blum IR, Lynch CD, Wilson NH. Factors influencing repair of dental restorations with resin composite. *Clinical, Cosmetic and Investigational Dentistry* 2014;6:81.
109. Mjör I, Shen C, Eliasson S, Richter S. Placement and replacement of restorations in general dental practice in Iceland. *Operative Dentistry* 2002;27(2):117-23.
110. Baracco B, Perdigão J, Cabrera E, Giráldez I, Ceballos L. Clinical evaluation of a low-shrinkage composite in posterior restorations: one-year results. *Operative Dentistry* 2012;37(2):117-29.
111. Blum IR, Schriever A, Heidemann D, Mjör IA, Wilson N. Repair versus replacement of defective direct composite restorations in teaching programmes in United Kingdom and Irish Dental Schools. *The European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry* 2002;10(4):151-55.
112. Blum IR, Mjör IA, Schriever A, Heidemann D, Wilson NH. Defective direct composite restorations--replace or repair? A survey of teaching in Scandinavian dental schools. *Swedish Dental Journal* 2003;27(3):99-104.
113. Blum IR, Lynch CD, Schriever A, Heidemann D, Wilson N. Repair versus replacement of defective composite restorations in dental schools in Germany. *The European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry* 2011;19(2):56-61.

114. Sadaghiani M, Basir Shabestari S, Kazemi Yazdi H, Saghafi F, Farahani A. A Comparative Study of the Effect of two Bonding Agents on the Shear Bond Strength of the Repaired Composite Restorations. *Journal of Dentistry* 2010;11(4):282-88.
115. Shahdad S, Kennedy J. Bond strength of repaired anterior composite resins: an it>/it> study. *Journal of Dentistry* 1998;26(8):685-94.
116. Özcan M, Barbosa SH, Melo RM, Galhano GAP, Bottino MA. Effect of surface conditioning methods on the microtensile bond strength of resin composite to composite after aging conditions. *Dental Materials* 2007;23(10):1276-82.
117. Rinastiti M, Özcan M, Siswomihardjo W, Busscher HJ. Effects of surface conditioning on repair bond strengths of non-aged and aged microhybrid, nanohybrid, and nanofilled composite resins. *Clinical Oral Investigations* 2011;15(5):625-33.
118. Bouschlicher MR, Reinhardt JW, Vargas MA. Surface treatment techniques for resin composite repair. *American Journal of Dentistry* 1997;10(6):279-83.
119. Bonstein T, Garlapo D, Donarummo Jr J, Bush PJ. Evaluation of varied repair protocols applied to aged composite resin. *J Adhes Dent* 2005;7(1):41-9.
120. de Souza AE, Corona SAM, Dibb RGP, Borsatto MC, Pécora JD. Influence of Er: YAG laser on tensile bond strength of a self-etching system and a flowable resin in different dentin depths. *Journal of Dentistry* 2004;32(4):269-75.
121. Kashi TJ, Erfan M, Rakhshan V, Aghabaigi N, Tabatabaei F. An in vitro assessment of the effects of three surface treatments on repair bond strength of aged composites. *Operative Dentistry* 2011;36(6):608-17.
122. Gupta S, Parolia A, Jain A, et al. A comparative effect of various surface chemical treatments on the resin composite-composite repair bond strength. *Journal of Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry* 2015;33(3):245.
123. Kimyai S, Mohammadi N, Navimipour EJ, Rikhtegaran S. Comparison of the effect of three mechanical surface treatments on the repair bond strength of a laboratory composite. *Photomedicine and Laser Surgery* 2010;28(S2):S-25-S-30.
124. Zhu JJ, Tang AT, Matinlinna JP, Hägg U. Acid etching of human enamel in clinical applications: a systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2014;112(2):122-35.
125. Özcan M, Vallittu PK. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dental Materials* 2003;19(8):725-31.
126. Mandinić Z, Vulićević Z, Beloica M, et al. The application of air abrasion in dentistry. *Srpski Arhiv za Celokupno Lekarstvo* 2014;142(1-2):99-105.
127. Stawarczyk B, Krawczuk A, Ilie N. Tensile bond strength of resin composite repair in vitro using different surface preparation conditionings to an aged CAD/CAM resin nanoceramic. *Clinical Oral Investigations* 2015;19(2):299-308.
128. Weichman JA, Johnson FM. Laser use in endodontics: a preliminary investigation. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology* 1971;31(3):416-20.
129. Saydjari Y, Kuypers T, Gutknecht N. Laser application in dentistry: irradiation effects of Nd: YAG 1064 nm and diode 810 nm and 980 nm in infected root canals—a literature overview. *BioMed Research International* 2016; 2016: 8421656.
130. Marx I, Op't Hof J. The Er, Cr: YSGG hydrokinetic laser system for dentistry--clinical applications. *SADJ: journal of the South African Dental Association= tydskrif van die Suid-Afrikaanse Tandheelkundige Vereniging* 2002;57(8):323-26.
131. Aranha ACC, Eduardo CDP, Gutknecht N, et al. Analysis of the interfacial micromorphology of adhesive systems in cavities prepared with Er, Cr: YSGG, Er: YAG laser and bur. *Microscopy Research and Technique* 2007;70(8):745-51.

132. Harashima T, Kinoshita J-I, Kimura Y, et al. Morphological comparative study on ablation of dental hard tissues at cavity preparation by Er: YAG and Er, Cr: YSGG lasers. *Photomedicine and Laser Therapy* 2005;23(1):52-55.
133. Cardoso MV, De Munck J, Coutinho E, et al. Influence of Er, Cr: YSGG laser treatment on microtensile bond strength of adhesives to enamel. *Operative Dentistry* 2008;33(4):448-55.
134. Matinlinna JP, Lassila LV, Özcan M, Yli-Urpo A, Vallittu PK. An introduction to silanes and their clinical applications in dentistry. *International Journal of Prosthodontics* 2004;17(2).
135. de Souza G, Hennig D, Aggarwal A, Tam LE. The use of MDP-based materials for bonding to zirconia. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2014;112(4):895-902.
136. Chen Y, Tay FR, Lu Z, et al. Dipentaerythritol penta-acrylate phosphate-an alternative phosphate ester monomer for bonding of methacrylates to zirconia. *Scientific Reports* 2016;6(1):1-8.
137. Özcan M, Corazza PH, Marocho SMS, Barbosa SH, Bottino MA. Repair bond strength of microhybrid, nanohybrid and nanofilled resin composites: effect of substrate resin type, surface conditioning and ageing. *Clinical Oral Investigations* 2013;17(7):1751-58.
138. Özcan M, Pekkan G. Effect of different adhesion strategies on bond strength of resin composite to composite-dentin complex. *Operative Dentistry* 2013;38(1):63-72.
139. Usha C, Sathyanarayanan Ramarao BMJ, Rajesh P, Swatha S. Evaluation of the shear bond strength of composite resin to wet and dry enamel using dentin bonding agents containing various solvents. *Journal of Clinical and Diagnostic Research: JCDR* 2017;11(1):ZC41.
140. Marshall SJ, Bayne SC, Baier R, Tomsia AP, Marshall GW. A review of adhesion science. *Dental Materials* 2010;26(2):e11-e16.
141. Van Meerbeek B, Van Landuyt K, De Munck J, et al. Bonding to enamel and dentin. 2006. Quintessence Publishing Co; Illinois, ABD Fundamentals of Operative Dentistry: a contemporary approach; 2006;183 - 260
142. McLean J. The pioneers of enamel and dentin bonding. *The Journal of Adhesive Dentistry* 1999;1(3):185-87.
143. Soderholm K. Dental adhesives.... how it all started and later evolved. *Journal of Adhesive Dentistry* 2007;9:227.
144. Kramer IR, McLean JW. The response of the human pulp to self-polymerising acrylic restorations. *Brit. DJ* 1952;92(255):92.
145. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips' science of dental materials*: Elsevier Health Sciences; 2012.
146. Buonocore M, Wileman W, Brudevold F. A report on a resin composition capable of bonding to human dentin surfaces. *Journal of Dental Research* 1956;35(6):846-51.
147. Kugel G, Ferrari M. The science of bonding: from first to sixth generation. *The Journal of the American Dental Association* 2000;131:20S-25S.
148. Bowen R. Use of epoxy resins in restorative materials. *Journal of Dental Research* 1956;35(3):360-69.
149. Bowen RL. Method of preparing a monomer having phenoxy and methacrylate groups linked by hydroxy glyceryl groups: Google Patents; 1965.
150. Bowen R. Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues. II. Bonding to dentin promoted by a surface-active comonomer. *Journal of Dental Research* 1965;44(5):895-902.

151. Alexieva C. Character of the Hard Tooth Tissue-polymer Bond I. Study of the Interaction of Calcium Phosphate with N-Phenylglycine and with N-Phenylglycine-Glycidyl Methacrylate Adduct. *Journal of Dental Research* 1979;58(9):1879-83.
152. Alexieva C. Character of the Hard Tooth Tissue-polymer Bond II. Study of the Interaction of Human Tooth Enamel and Dentin with N-Phenylglycine-Glycidyl Methacrylate Adduct. *Journal of Dental Research* 1979;58(9):1884-86.
153. Flynn M. Clinical evaluation of Cervident and Aspa in restoring teeth with cervical abrasions. *Operative Dentistry* 1979;4(3):118-20.
154. Eliades G, Caputo A, Vougiouklakis G. Composition, wetting properties and bond strength with dentin of 6 new dentin adhesives. *Dental Materials* 1985;1(5):170-76.
155. CAUSTON BE. Improved bonding of composite restorative to dentine. A study in vitro of the use of a commercial halogenated phosphate ester. *Br. dent. J.* 1984;156:93-95.
156. Chan D, Reinhardt J, Boyer D. Composite resin compatibility and bond longevity of a dentin bonding agent. *Journal of Dental Research* 1985;64(12):1402-04.
157. Heymann HO, Sturdevant JR, Brunson WD, et al. Twelve-month clinical study of dentinal adhesives in class V cervical lesions. *Journal of the American Dental Association* (1939) 1988;116(2):179-83.
158. Tyas MJ. Three-year clinical evaluation of dentine bonding agents. *Australian Dental Journal* 1991;36(4):298-301.
159. Street EV. Effects of various instruments on enamel walls. *The Journal of the American Dental Association* 1953;46(3):274-80.
160. Scott D, O'neil J. The microstructure of enamel and dentin as related to cavity preparation. *Adhesive Restorative Dental Materials* 1961:27-37.
161. Boyde A, Switsur V, Stewart A. An assessment of two new physical methods applied to the study of dental tissues. *Archives of Oral Biology* 1962;7:185-93.
162. Eick JD, Wilko RA, Anderson CH, Sorensen SE. Scanning electron microscopy of cut tooth surfaces and identification of debris by use of the electron microprobe. *Journal of Dental Research* 1970;49(6):1359-68.
163. Gwinnett A. Smear layer: morphological considerations. *Operative dentistry. Supplement* 1984;3:2-12.
164. Pashley DH. SmearLayer: physiological consideration. *Oper. dent.* 1984;3:13-29.
165. Tay FR, Pashley DH. Have dentin adhesives become too hydrophilic? *Journal-Canadian Dental Association* 2003;69(11):726-32.
166. Pashley DH. The effects of acid etching on the pulpodentin complex. *Operative Dentistry* 1992;17(6):229-42.
167. Scherer W, Kaim JM, Weiner E, Weiner S, Caruso J. Third generation dentin bonding agents: a microleakage study. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 1990;2(2):33-35.
168. Asmussen E, Antonucci JM, Bowen RL. Adhesion to dentin by means of Gluma resin. *European Journal of Oral Sciences* 1988;96(6):584-89.
169. Dickinson G, Stevens J, Overberger J, McCutcheon W. Comparison of shear bond strengths of some third-generation dentin bonding agents. *Operative Dentistry* 1991;16(6):223-30.
170. Taira Y, Imai Y. Review of methyl methacrylate (MMA)/tributylborane (TBB)-initiated resin adhesive to dentin. *Dental Materials Journal* 2014;33(3):291-304.
171. Swift Jr EJ. Literature Review Bonding systems for restorative materials-a comprehensive review. *Pediatric Dentistry* 1998;20(2).

172. Fusayama T, Nakamura M, Kurosaki N, Iwaku M. Non-pressure adhesion of a new adhesive restorative resin. *Journal of Dental Research* 1979;58(4):1364-70.
173. Kanca III J. Bonding to tooth structure: a rational rationale for a clinical protocol. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 1989;1(4):135-38.
174. Fusayama T. Total etch technique and cavity isolation. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 1992;4(4):105-09.
175. Koibuchi H, Yasuda N, Nakabayashi N. Bonding to dentin with a self-etching primer: the effect of smear layers. *Dental Materials* 2001;17(2):122-26.
176. Milia E, Cumbo E, Cardoso JA, Gallina G. Current dental adhesives systems. A narrative review. *Current Pharmaceutical Design* 2012;18(34):5542-52.
177. Carpena Lopes G, Narciso Baratieri L, Caldeira de Andrada MA, Vieira LCC. Dental adhesion: Present state of the art and future perspectives. *Quintessence International* 2002;33(3).
178. da Silveira Pereira GD, Paulillo L, De Goes MF, dos Santos Dias CT. How wet should dentin be? Comparison of methods to remove excess water during moist bonding. *Journal of Adhesive Dentistry* 2001;3:257-64.
179. Loguercio A, Luque-Martinez I, Muñoz M, et al. A comprehensive laboratory screening of three-step etch-and-rinse adhesives. *Operative Dentistry* 2014;39(6):652-62.
180. Ozer F, Blatz MB. Self-etch and etch-and-rinse adhesive systems in clinical dentistry. *Compendium of Continuing Education in Dentistry* (Jamesburg, NJ: 1995) 2013;34(1):12-4, 16, 18; quiz 20, 30.
181. Al-Ehaideb A, Mohammed H. Shear bond strength of “one bottle” dentin adhesives. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2000;84(4):408-12.
182. Miyazaki M, Tsujimoto A, Tsubota K, et al. Important compositional characteristics in the clinical use of adhesive systems. *Journal of Oral Science* 2014;56(1):1-9.
183. Ye Q, Park J, Parthasarathy R, et al. Quantitative analysis of aqueous phase composition of model dentin adhesives experiencing phase separation. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials* 2012;100(4):1086-92.
184. Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, et al. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials* 2007;28(26):3757-85.
185. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, et al. State of the art of self-etch adhesives. *Dental Materials* 2011;27(1):17-28.
186. Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, et al. Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *Journal of Dental Research* 2004;83(6):454-58.
187. Wang R, Shi Y, Li T, et al. Adhesive interfacial characteristics and the related bonding performance of four self-etching adhesives with different functional monomers applied to dentin. *Journal of Dentistry* 2017;62:72-80.
188. Peumans M, De Munck J, Van Landuyt K, Van Meerbeek B. Thirteen-year randomized controlled clinical trial of a two-step self-etch adhesive in non-carious cervical lesions. *Dental Materials* 2015;31(3):308-14.
189. Akimoto N, Takamizu M, Momoi Y. 10-year clinical evaluation of a self-etching adhesive system. *Operative Dentistry* 2007;32(1):3-10.
190. Yoshida Y, Inoue S. Chemical analyses in dental adhesive technology. *Japanese Dental Science Review* 2012;48(2):141-52.
191. Eliades G, Vougiouklakis G, Palaghias G. Heterogeneous distribution of single-bottle adhesive monomers in the resin–dentin interdiffusion zone. *Dental Materials* 2001;17(4):277-83.

192. Tay F, Frankenberger R, Krejci I, et al. Single-bottle adhesives behave as permeable membranes after polymerization. I. In vivo evidence. *Journal of Dentistry* 2004;32(8):611-21.
193. Wang Y, Spencer P. Continuing etching of an all-in-one adhesive in wet dentin tubules. *Journal of Dental Research* 2005;84(4):350-54.
194. Moszner N, Salz U, Zimmermann J. Chemical aspects of self-etching enamel–dentin adhesives: A systematic review. *Dental Materials* 2005;21(10):895-910.
195. Nishiyama N, Tay F, Fujita K, et al. Hydrolysis of functional monomers in a single-bottle self-etching primer—correlation of ¹³C NMR and TEM findings. *Journal of Dental Research* 2006;85(5):422-26.
196. Jacobsen T, Söderholm K-J. Some effects of water on dentin bonding. *Dental Materials* 1995;11(2):132-36.
197. Tay FR, Pashley DH, Suh BI, Carvalho RM, Itthagarun A. Single-step adhesives are permeable membranes. *Journal of Dentistry* 2002;30(7-8):371-82.
198. Van Landuyt K, Snauwaert J, Peumans M, et al. The role of HEMA in one-step self-etch adhesives. *Dental Materials* 2008;24(10):1412-19.
199. Van Landuyt KL, De Munck J, Ermis RB, Peumans M, Van Meerbeek B. Five-year clinical performance of a HEMA-free one-step self-etch adhesive in noncarious cervical lesions. *Clinical Oral Investigations* 2014;18(4):1045-52.
200. Krifka S, Seidenader C, Hiller K-A, Schmalz G, Schweikl H. Oxidative stress and cytotoxicity generated by dental composites in human pulp cells. *Clinical Oral Investigations* 2012;16(1):215-24.
201. da Silva TSP, de Castro RF, Magno MB, Maia LC, e Souza MHD. Do HEMA-free adhesive systems have better clinical performance than HEMA-containing systems in noncarious cervical lesions? A systematic review and meta-analysis. *Journal of Dentistry* 2018;74:1-14.
202. Chen C, Niu L-N, Xie H, et al. Bonding of universal adhesives to dentine—Old wine in new bottles? *Journal of Dentistry* 2015;43(5):525-36.
203. Alex G. Universal adhesives: the next evolution in adhesive dentistry. *Compend Contin Educ Dent* 2015;36(1):15-26.
204. Ruschel V, Shibata S, Stolf S, et al. Eighteen-month clinical study of universal adhesives in noncarious cervical lesions. *Operative Dentistry* 2018;43(3):241-49.
205. Da Rosa WLDO, Piva E, da Silva AF. Bond strength of universal adhesives: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Dentistry* 2015;43(7):765-76.
206. Makishi P, André C, Ayres A, Martins A, Giannini M. Effect of storage time on bond strength and nanoleakage expression of universal adhesives bonded to dentin and etched enamel. *Operative Dentistry* 2016;41(3):305-17.
207. Yoshida K, Tsuo Y, Atsuta M. Bonding of dual-cured resin cement to zirconia ceramic using phosphate acid ester monomer and zirconate coupler. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials* 2006;77(1):28-33.
208. Deliperi S, Bardwell D, Wegley C. Restoration interface microleakage using one total-etch and three self-etch adhesives. *Operative Dentistry* 2007;32(2):179-84.
209. Gwinnett A, Matsui A. A study of enamel adhesives: the physical relationship between enamel and adhesive. *Archives of Oral Biology* 1967;12(12):1615-IN46.

210. Van Meerbeek B, De Munck J, Mattar D, Van Landuyt K, Lambrechts P. Microtensile bond strengths of an etch&rinse and self-etch adhesive to enamel and dentin as a function of surface treatment. *Operative Dentistry* 2003;28(5):647-60.
211. Peumans M, Kanumilli P, De Munck J, et al. Clinical effectiveness of contemporary adhesives: a systematic review of current clinical trials. *Dental Materials* 2005;21(9):864-81.
212. Perdigão J, Lambrechts P, Van Meerbeek B, et al. The interaction of adhesive systems with human dentin. *American Journal of Dentistry* 1996;9(4):167-73.
213. Carvalho RM, Mendonca J, Santiago S, et al. Effects of HEMA/solvent combinations on bond strength to dentin. *Journal of Dental Research* 2003;82(8):597-601.
214. Van Meerbeek B, Dhem A, Goret-Nicaise M, et al. Comparative SEM and TEM examination of the ultrastructure of the resin-dentin interdiffusion zone. *Journal of Dental Research* 1993;72(2):495-501.
215. Finger WJ, Balkenhol M. Practitioner variability effects on dentin bonding with an acetone-based one-bottle adhesive. *Journal of Adhesive Dentistry* 1999;1(4).
216. Van Meerbeek B, Van Landuyt K, De Munck J, et al. Technique-sensitivity of contemporary adhesives. *Dental Materials Journal* 2005;24(1):1-13.
217. Tay FR, Gwinnett JA, Wei SH. Micromorphological spectrum from overdrying to overwetting acid-conditioned dentin in water-free, acetone-based, single-bottle primer/adhesives. *Dental Materials* 1996;12(4):236-44.
218. Hashimoto M, Tay FR, Svizero NR, et al. The effects of common errors on sealing ability of total-etch adhesives. *Dental Materials* 2006;22(6):560-68.
219. Van Meerbeek B, Yoshida Y, Lambrechts P, et al. A TEM study of two water-based adhesive systems bonded to dry and wet dentin. *Journal of Dental Research* 1998;77(1):50-59.
220. Van Meerbeek B. The "myth" of nanoleakage. *The Journal of Adhesive Dentistry* 2007;9(6):491-92.
221. Pioch T, Staehle HJ, Duschner H, Garcia-Godoy F. Nanoleakage at the composite-dentin interface: A review. *American Journal of Dentistry* 2001;14(4):252-58.
222. Breschi L, Mazzoni A, Ruggeri A, et al. Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. *Dental Materials* 2008;24(1):90-101.
223. Chigira H, Yukitani W, Hasegawa T, et al. Self-etching dentin primers containing phenyl-P. *Journal of Dental Research* 1994;73(5):1088-95.
224. Watanabe I, Nakabayashi N, Pashley DH. Bonding to ground dentin by a phenyl-P self-etching primer. *Journal of Dental Research* 1994;73(6):1212-20.
225. Tay FR, King NM, Chan K-m, Pashley DH. How can nanoleakage occur in self-etching adhesive systems that demineralize and infiltrate simultaneously? *Journal of Adhesive Dentistry* 2002;4(4).
226. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, et al. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Operative Dentistry* 2003;28(3):215-35.
227. Reis AF, Giannini M, Pereira PN. Long-term TEM analysis of the nanoleakage patterns in resin-dentin interfaces produced by different bonding strategies. *Dental Materials* 2007;23(9):1164-72.
228. Tay FR, Pashley DH. Aggressiveness of contemporary self-etching systems: I: Depth of penetration beyond dentin smear layers. *Dental Materials* 2001;17(4):296-308.
229. Yiu C, King N, Pashley DH, et al. Effect of resin hydrophilicity and water storage on resin strength. *Biomaterials* 2004;25(26):5789-96.

230. de Sá RC, Carvalho AO, Puppim-Rontani RM, et al. Effects of water storage on bond strength and dentin sealing ability promoted by adhesive systems. *J Adhes Dent* 2012;14:543-49.
231. De Munck Jd, Van Landuyt K, Peumans M, et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *Journal of Dental Research* 2005;84(2):118-32.
232. Wang Y, Spencer P. Physicochemical interactions at the interfaces between self-etch adhesive systems and dentine. *Journal of Dentistry* 2004;32(7):567-79.
233. Hanabusa M, Mine A, Kuboki T, et al. Bonding effectiveness of a new 'multi-mode' adhesive to enamel and dentine. *Journal of Dentistry* 2012;40(6):475-84.
234. Perdigão J, Swift Jr EJ. Universal adhesives. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 2015;27(6):331-34.
235. Perdigão J, Sezinando A, Monteiro PC. Laboratory bonding ability of a multi-purpose dentin adhesive. *American Journal of Dentistry* 2012;25(3):153.
236. Yoshida Y, Van Meerbeek B, Nakayama Y, et al. Adhesion to and decalcification of hydroxyapatite by carboxylic acids. *Journal of Dental Research* 2001;80(6):1565-69.
237. Yoshihara K, Yoshida Y, Nagaoka N, et al. Adhesive interfacial interaction affected by different carbon-chain monomers. *Dental Materials* 2013;29(8):888-97.
238. Yoshida Y, Yoshihara K, Nagaoka N, et al. Self-assembled nano-layering at the adhesive interface. *Journal of Dental Research* 2012;91(4):376-81.
239. Yoshihara K, Yoshida Y, Hayakawa S, et al. Novel fluoro-carbon functional monomer for dental bonding. *Journal of Dental Research* 2014;93(2):189-94.
240. De Munck J, Van Meerbeek B, Yoshida Y, et al. Four-year water degradation of total-etch adhesives bonded to dentin. *Journal of Dental Research* 2003;82(2):136-40.
241. Hashimoto M, Ito S, Tay F, et al. Fluid movement across the resin-dentin interface during and after bonding. *Journal of Dental Research* 2004;83(11):843-48.
242. Muñoz MA, Sezinando A, Luque-Martinez I, et al. Influence of a hydrophobic resin coating on the bonding efficacy of three universal adhesives. *Journal of Dentistry* 2014;42(5):595-602.
243. Tuncer D, Yazici A, Özgünaltay G, Dayangac B. Clinical evaluation of different adhesives used in the restoration of non-carious cervical lesions: 24-month results. *Australian Dental Journal* 2013;58(1):94-100.
244. Yoshihara K, Nagaoka N, Sonoda A, et al. Effectiveness and stability of silane coupling agent incorporated in 'universal' adhesives. *Dental Materials* 2016;32(10):1218-25.
245. Sofan E, Sofan A, Palaia G, et al. Classification review of dental adhesive systems: from the IV generation to the universal type. *Annali di Stomatologia* 2017;8(1):1.
246. Imazato S, Torii M, Tsuchitani Y, McCabe J, Russell R. Incorporation of bacterial inhibitor into resin composite. *Journal of Dental Research* 1994;73(8):1437-43.
247. Imazato S, McCabe J. Influence of incorporation of antibacterial monomer on curing behavior of a dental composite. *Journal of Dental Research* 1994;73(10):1641-45.
248. Imazato S, Kinomoto Y, Tarumi H, et al. Incorporation of antibacterial monomer MDPB into dentin primer. *Journal of Dental Research* 1997;76(3):768-72.
249. Cheng L, Weir MD, Zhang K, et al. Dental primer and adhesive containing a new antibacterial quaternary ammonium monomer dimethylaminododecyl methacrylate. *Journal of Dentistry* 2013;41(4):345-55.
250. Imazato S, Kinomoto Y, Tarumi H, Ebisu S, Tay FR. Antibacterial activity and bonding characteristics of an adhesive resin containing antibacterial monomer MDPB. *Dental Materials* 2003;19(4):313-19.

251. André CB, Gomes BPFA, Duque TM, et al. Dentine bond strength and antimicrobial activity evaluation of adhesive systems. *Journal of Dentistry* 2015;43(4):466-75.
252. Jun S-K, Yang S-A, Kim Y-J, et al. Multi-functional nano-adhesive releasing therapeutic ions for MMP-deactivation and remineralization. *Scientific Reports* 2018;8(1):1-10.
253. André CB, Rosalen PL, de Carvalho Galvão LC, et al. Modulation of *Streptococcus mutans* virulence by dental adhesives containing anti-caries agents. *Dental Materials* 2017;33(10):1084-92.
254. Noronha VT, Paula AJ, Duran G, et al. Silver nanoparticles in dentistry. *Dental Materials* 2017;33(10):1110-26.
255. Zhang K, Melo MAS, Cheng L, et al. Effect of quaternary ammonium and silver nanoparticle-containing adhesives on dentin bond strength and dental plaque microcosm biofilms. *Dental Materials* 2012;28(8):842-52.
256. Dutra-Correa M, Leite AA, de Cara SP, et al. Antibacterial effects and cytotoxicity of an adhesive containing low concentration of silver nanoparticles. *Journal of Dentistry* 2018;77:66-71.
257. Melo MAS, Cheng L, Zhang K, et al. Novel dental adhesives containing nanoparticles of silver and amorphous calcium phosphate. *Dental Materials* 2013;29(2):199-210.
258. Epasinghe DJ, Yiu CKY, Burrow MF. Mechanical properties, water sorption characteristics, and compound release of grape seed extract-incorporated resins. *Journal of Applied Oral Science* 2017;25(4):412-19.
259. de Macedo FAA, Souza NO, Lemos MVS, et al. Dentin bonding and physicochemical properties of adhesives incorporated with epigallocatechin-3-gallate. *Odontology* 2019;107(1):23-28.
260. Pashley DH, Tay F, Yiu C, et al. Collagen degradation by host-derived enzymes during aging. *Journal of Dental Research* 2004;83(3):216-21.
261. Li F, Majd H, Weir MD, Arola DD, Xu HH. Inhibition of matrix metalloproteinase activity in human dentin via novel antibacterial monomer. *Dental Materials* 2015;31(3):284-92.
262. Rizk M, Hohlfeld L, Thanh LT, et al. Bioactivity and properties of a dental adhesive functionalized with polyhedral oligomeric silsesquioxanes (POSS) and bioactive glass. *Dental Materials* 2017;33(9):1056-65.
263. Sauro S, Osorio R, Watson TF, Toledano M. Therapeutic effects of novel resin bonding systems containing bioactive glasses on mineral-depleted areas within the bonded-dentine interface. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine* 2012;23(6):1521-32.
264. Cavalcanti AN, Mitsui FHO, Ambrosano GMB, Marchi GM. 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: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials* 2007;80(1):52-58.
265. Khoroushi M, Mansoori M. Marginal sealing durability of two contemporary self-etch adhesives. *International Scholarly Research Notices* 2012;2012.
266. Nagarkar S, Theis-Mahon N, Perdigão J. Universal dental adhesives: Current status, laboratory testing, and clinical performance. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials* 2019;107(6):2121-31.

267. Suzuki S, Takamizawa T, Imai A, et al. Bond durability of universal adhesive to bovine enamel using self-etch mode. *Clinical Oral Investigations* 2018;22(3):1113-22.
268. Frassetto A, Breschi L, Turco G, et al. Mechanisms of degradation of the hybrid layer in adhesive dentistry and therapeutic agents to improve bond durability—A literature review. *Dental Materials* 2016;32(2):e41-e53.
269. Ferracane JL. Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. *Dental Materials* 2006;22(3):211-22.
270. Almasabi W, Tichy A, Abdou A, et al. Effect of water storage and thermocycling on light transmission properties, translucency and refractive index of nanofilled flowable composites. *Dental Materials Journal* 2020; 40(3):599-605.
271. Soles CL, Yee AF. A discussion of the molecular mechanisms of moisture transport in epoxy resins. *Journal of Polymer Science Part B: Polymer Physics* 2000;38(5):792-802.
272. Unemori M, Matsuya Y, Matsuya S, Akashi A, Akamine A. Water absorption of poly (methyl methacrylate) containing 4-methacryloxyethyl trimellitic anhydride. *Biomaterials* 2003;24(8):1381-87.
273. de Oliveira Carrilho MR, Tay FR, Pashley DH, Tjäderhane L, Carvalho RM. Mechanical stability of resin–dentin bond components. *Dental Materials* 2005;21(3):232-41.
274. Vanlandingham M, Eduljee R, Gillespie Jr J. Moisture diffusion in epoxy systems. *Journal of Applied Polymer Science* 1999;71(5):787-98.
275. Ferracane J, Berge H, Condon J. In vitro aging of dental composites in water—effect of degree of conversion, filler volume, and filler/matrix coupling. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and the Australian Society for Biomaterials* 1998;42(3):465-72.
276. Malacarne J, Carvalho RM, Mario F, et al. Water sorption/solubility of dental adhesive resins. *Dental Materials* 2006;22(10):973-80.
277. Yiu CK, King NM, Carrilho MR, et al. Effect of resin hydrophilicity and temperature on water sorption of dental adhesive resins. *Biomaterials* 2006;27(9):1695-703.
278. Hosaka K, Tagami J, Nishitani Y, et al. Effect of wet vs. dry testing on the mechanical properties of hydrophilic self-etching primer polymers. *European Journal of Oral Sciences* 2007;115(3):239-45.
279. Prakki A, Cilli R, Mondelli RFL, Kalachandra S, Pereira JC. Influence of pH environment on polymer based dental material properties. *Journal of Dentistry* 2005;33(2):91-98.
280. Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G. Study of water sorption, solubility and modulus of elasticity of light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials* 2003;24(4):655-65.
281. Elliott JE, Lovell L, Bowman C. Primary cyclization in the polymerization of bis-GMA and TEGDMA: a modeling approach to understanding the cure of dental resins. *Dental Materials* 2001;17(3):221-29.
282. Ruyter I, Nilner K, Möller B. Color stability of dental composite resin materials for crown and bridge veneers. *Dental Materials* 1987;3(5):246-51.
283. Heydecke G, Zhang F, Razzoog ME. In vitro color stability of double-layer veneers after accelerated aging. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2001;85(6):551-57.
284. Arisu HD, Üçtaslı M, Eligüzeloglu E, Özcan S, Ömürlü H. The effect of occlusal loading on the microleakage of class V restorations. *Operative Dentistry* 2008;33(2):135-41.

285. Tanumiharja M, Burrow M, Tyas M. Microtensile bond strengths of seven dentin adhesive systems. *Dental Materials* 2000;16(3):180-87.
286. Bedran-de-Castro AKB, Cardoso PEC, Ambrosano GMB, Pimenta LAF. Thermal and mechanical load cycling on microleakage and shear bond strength to dentin. *Operative Dentistry* 2004;29(1):42-48.
287. Bedran-de-Castro A, Pereira P, Pimenta L, Thompson J. Effect of thermal and mechanical load cycling on microtensile bond strength of a total-etch adhesive system. *Operative Dentistry* 2004;29(2):150-56.
288. Deng D, Yang H, Guo J, et al. Effects of different artificial ageing methods on the degradation of adhesive–dentine interfaces. *Journal of Dentistry* 2014;42(12):1577-85.
289. Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, et al. In vivo degradation of resin–dentin bonds in humans over 1 to 3 years. *Journal of Dental Research* 2000;79(6):1385-91.
290. Yamauti M, Hashimoto M, Sano H, et al. Degradation of resin–dentin bonds using NaOCl storage. *Dental Materials* 2003;19(5):399-405.
291. Yoshida E, Hashimoto M, Hori M, et al. Deproteinizing effects on resin–tooth bond structures. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials* 2004;68(1):29-35.
292. Peterson EA, Li P, Ralph W, Swartz ML. A comparison of the physical properties of four restorative resins. *Amer. Dent. Assoc., J* 1966;73(6):1324-36.
293. Blumer L, Schmidli F, Weiger R, Fischer J. A systematic approach to standardize artificial aging of resin composite cements. *Dental Materials* 2015;31(7):855-63.
294. Gale M, Darvell B. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of Dentistry* 1999;27(2):89-99.
295. Harper R, Schnell R, Swartz M, Phillips R. In vivo measurements of thermal diffusion through restorations of various materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 1980;43(2):180-85.
296. Ernst C-P, Canbek K, Euler T, Willershausen B. In vivo validation of the historical in vitro thermocycling temperature range for Dental Materials testing. *Clinical Oral Investigations* 2004;8(3):130-38.
297. Morresi AL, D'Amario M, Capogreco M, et al. Thermal cycling for restorative materials: does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review. *Journal of The Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 2014;29:295-308.
298. Versluis A, Tantbirojn D, Douglas WH. Why do shear bond tests pull out dentin? *Journal of Dental Research* 1997;76(6):1298-307.
299. Rambabu T, Ravikumar P, Shankar Y, Sirisha K. Validity of bond strength tests: A critical review: Part I. *Journal of Conservative Dentistry* 2014:305-11.
300. Burke F, Hussain A, Nolan L, Fleming G. Methods used in dentine bonding tests: An analysis of 102 investigations on bond strength. *The European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry* 2008;16(4):158-65.
301. De Munck J, Mine A, Poitevin A, Van Ende A, Van Meerbeek B. Testing Bond Strength, a Review of the Literature. *Academy of Dental Materials, Proceedings* 2009 2009.
302. Leloup G, D'Hoore W, Bouter D, Degrange M, Vreven J. Concise review biomaterials & bioengineering: Meta-analytical review of factors involved in dentin adherence. *Journal of Dental Research* 2001;80(7):1605-14.

303. DeHoff PH, Anusavice KJ, Wang Z. Three-dimensional finite element analysis of the shear bond test. *Dental Materials* 1995;11(2):126-31.
304. Braga RR, Meira JB, Boaro LC, Xavier TA. Adhesion to tooth structure: a critical review of “macro” test methods. *Dental Materials* 2010;26(2):e38-e49.
305. Van Noort R, Noroozi S, Howard I, Cardew G. A critique of bond strength measurements. *Journal of Dentistry* 1989;17(2):61-67.
306. Griffith A. The phenomenon of rupture and flow in solids *Philos. Trans R Soc London Ser A* 1920;221:168-98.
307. Sano H, Shono T, Sonoda H, et al. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength—evaluation of a micro-tensile bond test. *Dental Materials* 1994;10(4):236-40.
308. Phrukkanon S, Burrow M, Tyas M. Effect of cross-sectional surface area on bond strengths between resin and dentin. *Dental Materials* 1998;14(2):120-28.
309. Shimada Y, Senawongse P, Harnirattisai C, et al. Bond strength of two adhesive systems to primary and permanent enamel. *Operative Dentistry* 2002;27(4):403-09.
310. Van Noort R, Cardew G, Howard I, Noroozi S. The effect of local interfacial geometry on the measurement of the tensile bond strength to dentin. *Journal of Dental Research* 1991;70(5):889-93.
311. Placido E, Meira JB, Lima RG, et al. Shear versus micro-shear bond strength test: a finite element stress analysis. *Dental Materials* 2007;23(9):1086-92.
312. McDonough WG, Antonucci JM, He J, et al. A microshear test to measure bond strengths of dentin–polymer interfaces. *Biomaterials* 2002;23(17):3603-08.
313. Shimaoka AM, de Andrade AP, Cardoso MV, de Carvalho RC. The importance of adhesive area delimitation in a microshear bond strength experimental design. *Journal of Adhesive Dentistry* 2011;13(4).
314. Sakaguchi RL, Powers JM. *Craig's restorative dental materials-e-book*: Elsevier Health Sciences; 2012.
315. Pashley DH, Carvalho RM, Sano H, et al. The microtensile bond test: A review. *Journal of Adhesive Dentistry* 1999;1(4).
316. Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM. Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. *Dental Materials* 1995;11(2):117-25.
317. Cardoso PE, Braga RR, Carrilho MR. Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. *Dental Materials* 1998;14(6):394-98.
318. Tjäderhane L, Nascimento FD, Breschi L, et al. Strategies to prevent hydrolytic degradation of the hybrid layer—a review. *Dental Materials* 2013;29(10):999-1011.
319. Tjäderhane L. Dentin bonding: can we make it last? *Operative Dentistry* 2015;40(1):4-18.
320. Geurtsen W, Lehmann F, Spahl W, Leyhausen G. Cytotoxicity of 35 dental resin composite monomers/additives in permanent 3T3 and three human primary fibroblast cultures. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and the Australian Society for Biomaterials* 1998;41(3):474-80.
321. Thonemann B, Schmalz G, Hiller K-A, Schweikl H. Responses of L929 mouse fibroblasts, primary and immortalized bovine dental papilla-derived cell lines to dental resin components. *Dental Materials* 2002;18(4):318-23.

322. Tjäderhane L, Mehtälä P, Scaffa P, et al. The effect of dimethyl sulfoxide (DMSO) on dentin bonding and nanoleakage of etch-and-rinse adhesives. *Dental Materials* 2013;29(10):1055-62.
323. Stape THS, Tjäderhane L, Marques MR, Aguiar FHB, Martins LRM. Effect of dimethyl sulfoxide wet-bonding technique on hybrid layer quality and dentin bond strength. *Dental Materials* 2015;31(6):676-83.
324. Mehtälä P, Pashley D, Tjäderhane L. Effect of dimethyl sulfoxide on dentin collagen. *Dental Materials* 2017;33(8):915-22.
325. Stape THS, Tjäderhane L, Tezvergüç-Mutluay A, et al. Dentin bond optimization using the dimethyl sulfoxide-wet bonding strategy: A 2-year in vitro study. *Dental Materials* 2016;32(12):1472-81.
326. Vernon-Parry K. Scanning electron microscopy: an introduction. III-Vs Review 2000;13(4):40-44.
327. Lee Jr HL, Swartz ML, Smith F. Physical properties of four thermosetting dental restorative resins. *Journal of Dental Research* 1969;48(4):526-35.
328. Kirmali O, Barutçigil Ç, Ozarslan MM, Barutçigil K, Harorlı OT. Repair bond strength of composite resin to sandblasted and laser irradiated Y-TZP ceramic surfaces. *Scanning* 2015;37(3):186-92.
329. Black GV. *A Work on Operative Dentistry v. 2: Medico-dental publishing Company*; 1917.
330. Mjör IA, Moorhead JE, Dahl JE. Reasons for replacement of restorations in permanent teeth in general dental practice. *International Dental Journal* 2000;50(6):361-66.
331. Elderton RJ. *The dentition and dental care: Butterworth-Heinemann*; 1990.
332. Gordan VV, Shen C, Riley III J, Mjör IA. Two-year clinical evaluation of repair versus replacement of composite restorations. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 2006;18(3):144-53.
333. Kanzow P, Wiegand A, Schwendicke F. Cost-effectiveness of repairing versus replacing composite or amalgam restorations. *Journal of Dentistry* 2016;54:41-47.
334. Imbery TA, Gray T, DeLatour F, et al. Evaluation of flexural, diametral tensile, and shear bond strength of composite repairs. *Operative Dentistry* 2014;39(6):E250-E60.
335. Frencken JE, Peters MC, Manton DJ, et al. Minimal intervention dentistry for managing dental caries—a review: report of a FDI task group. *International Dental Journal* 2012;62(5):223-43.
336. Souza MOd, Leitune VCB, Rodrigues SB, Samuel SMW, Collares FM. One-year aging effects on microtensile bond strengths of composite and repairs with different surface treatments. *Brazilian Oral Research* 2017;31.
337. Brosh T, Pilo R, Bichacho N, Blutstein R. Effect of combinations of surface treatments and bonding agents on the bond strength of repaired composites. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 1997;77(2):122-26.
338. Eliasson ST, Tibballs J, Dahl JE. Effect of different surface treatments and adhesives on repair bond strength of resin composites after one and 12 months of storage using an improved microtensile test method. *Operative Dentistry* 2014;39(5):E206-E16.
339. de Medeiros T-C, de Lima M-R, Stephany-Cimarosti-Figueiredo Bessa D-F, de Araújo G, Galvão M-R. Repair bond strength of bulk fill composites after different adhesion protocols. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry* 2019;11(11):e1000.
340. Valente LL, Silva MF, Fonseca AS, et al. Effect of diamond bur grit size on composite repair. *J Adhes Dent* 2015;17(3):257-63.

341. Kiomarsi N, Espahbodi M, Chiniforush N, Karazifard MJ, Kamangar SSH. In vitro evaluation of repair bond strength of composite: Effect of surface treatments with bur and laser and application of universal adhesive. *Laser Therapy* 2017;26(3):173-80.
342. Irmak O, Celiksoz O, Yilmaz B, Yaman BC. Adhesive system affects repair bond strength of resin composite. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry* 2017;51(3):25.
343. Altinci P, Mutluay M, Tezvergil-Mutluay A. Repair bond strength of nanohybrid composite resins with a universal adhesive. *Acta Biomaterialia Odontologica Scandinavica* 2018;4(1):10-19.
344. Şişmanoğlu S. Efficiency of self-adhering flowable resin composite and different surface treatments in composite repair using a universal adhesive. *Niger J Clin Pract.* 2019;22(12):1675-1679.
345. Lawson NC, Robles A, Fu C-C, et al. Two-year clinical trial of a universal adhesive in total-etch and self-etch mode in non-carious cervical lesions. *Journal of Dentistry* 2015;43(10):1229-34.
346. Silva CLd, Scherer MM, Mendes LT, et al. Does use of silane-containing universal adhesive eliminate the need for silane application in direct composite repair? *Brazilian Oral Research* 2020;34:e045.
347. Cecchin D, Farina AP, Vitti RP, et al. Acid etching and surface coating of glass-fiber posts: bond strength and interface analysis. *Brazilian Dental Journal* 2016;27:228-33.
348. Ahmadizenouz G, Esmaeili B, Taghvaei A, et al. Effect of different surface treatments on the shear bond strength of nanofilled composite repairs. *Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects* 2016;10(1):9.
349. Costa TR, Ferreira SQ, Klein-Júnior CA, Loguercio AD, Reis A. Durability of surface treatments and intermediate agents used for repair of a polished composite. *Operative Dentistry* 2010;35(2):231-37.
350. Hannig C, Laubach S, Hahn P, Attin T. Shear bond strength of repaired adhesive filling materials using different repair procedures. *Journal of Adhesive Dentistry* 2006;8(1).
351. Junior SAR, Ferracane JL, Della Bona Á. Influence of surface treatments on the bond strength of repaired resin composite restorative materials. *Dental Materials* 2009;25(4):442-51.
352. Lung CYK, Matinlinna JP. Aspects of silane coupling agents and surface conditioning in dentistry: an overview. *Dental Materials* 2012;28(5):467-77.
353. Rinastiti M, Özcan M, Siswomihardjo W, Busscher HJ. Immediate repair bond strengths of microhybrid, nanohybrid and nanofilled composites after different surface treatments. *Journal of Dentistry* 2010;38(1):29-38.
354. Rathke A, Tymina Y, Haller B. Effect of different surface treatments on the composite–composite repair bond strength. *Clinical Oral Investigations* 2009;13(3):317-23.
355. Lima AF, Ferreira SFA, Catelan A, et al. The effect of surface treatment and bonding procedures on the bond strength of silorane composite repairs. *Acta Odontologica Scandinavica* 2014;72(1):71-75.
356. Sau C, Oh G, Koh H, Chee C, Lim C. Shear bond strength of repaired composite resins using a hybrid composite resin. *Operative Dentistry* 1999;24:156-61.
357. D'Arcangelo C, Vanini L. Effect of three surface treatments on the adhesive properties of indirect composite restorations. *Journal of Adhesive Dentistry* 2007;9(3).
358. Kouros P, Koliniotou-Koumpia E, Spyrou M, Koulaouzidou E. Influence of material and surface treatment on composite repair shear bond strength. *Journal of Conservative Dentistry: JCD* 2018;21(3):251.

359. Papacchini F, Dall Oca S, Chieffi N, et al. 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* 2007;9(1):25.
360. Cavalcanti AN, De Lima AF, Peris AR, Mitsui FHO, Marchi GM. Effect of surface treatments and bonding agents on the bond strength of repaired composites. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 2007;19(2):90-98.
361. Zimmerley M, McClure RA, Choi B, Potma EO. Following dimethyl sulfoxide skin optical clearing dynamics with quantitative nonlinear multimodal microscopy. *Applied Optics* 2009;48(10):D79-D87.
362. Luzar A, Chandler D. Structure and hydrogen bond dynamics of water–dimethyl sulfoxide mixtures by computer simulations. *The Journal of Chemical Physics* 1993;98(10):8160-73.
363. Vishnyakov A, Lyubartsev AP, Laaksonen A. Molecular dynamics simulations of dimethyl sulfoxide and dimethyl sulfoxide– water mixture. *The Journal of Physical Chemistry A* 2001;105(10):1702-10.
364. Mehtälä P, Agee K, Breschi L, Pashley D, Tjäderhane L. Proprietary solvent enhances dentin wettability. *Dental Materials* 2010(26):e12-e13.
365. Guo J, Lei W, Yang H, et al. Dimethyl sulfoxide wet-bonding technique may improve the quality of dentin bonding. *J Adhes Dent* 2017;19:229-37.
366. Stape THS, Tjäderhane L, Abuna G, et al. Optimization of the etch-and-rinse technique: New perspectives to improve resin–dentin bonding and hybrid layer integrity by reducing residual water using dimethyl sulfoxide pretreatments. *Dental Materials* 2018;34(7):967-77.
367. Fatma A, Tağtekin D, Yanıkoğlu F. Dentine bağlanma ve değerlendirme metodları. *The European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry* 2011;2011(4):49-56.
368. Della Bona A, Van Noort R. Shear vs. tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. *Journal of Dental Research* 1995;74(9):1591-96.
369. Betamar NM, Cardew G, Van Noort R. Influence of specimen designs on the microtensile bond strength to dentine. University of Sheffield, Department of Adult Dental Care; 2007.
370. Valandro LF, Özcan M, Amaral R, Vanderlei A, Bottino MA. Effect of testing methods on the bond strength of resin to zirconia-alumina ceramic: microtensile versus shear test. *Dental Materials journal* 2008;27(6):849-55.
371. Griffith AA. VI. The phenomena of rupture and flow in solids. *Philosophical transactions of the royal society of london. Series A, containing papers of a mathematical or physical character* 1921;221(582-593):163-98.
372. Akimoto T. Study on adhesion of MMA-TBBO resin to dentin. *J Jpn Soc Dent Mater Dev* 1991;10:42-54.
373. Sano H, Ciucchi B, Matthews W, Pashley DH. Tensile properties of mineralized and demineralized human and bovine dentin. *Journal of Dental Research* 1994;73(6):1205-11.
374. Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ. The influence of cross-sectional shape and surface area on the microtensile bond test. *Dental Materials* 1998;14(3):212-21.
375. Sano H, Chowdhury AFMA, Saikaew P, et al. The microtensile bond strength test: Its historical background and application to bond testing. *Japanese Dental Science Review* 2020;56(1):24-31.
376. . ISO - TR 11405 Dental Materials- Guidance on testing of adhesion to tooth structure;; 1994.

377. Cardoso M, de Almeida Neves A, Mine A, et al. Current aspects on bonding effectiveness and stability in adhesive dentistry. *Australian Dental Journal* 2011;56:31-44.
378. Teixeira GS, Pereira GKR, Susin AH. Aging Methods—An Evaluation of Their Influence on Bond Strength. *European Journal of Dentistry* 2021.
379. Lin L, Drummond JL. Cyclic loading of notched dental composite specimens. *Dental Materials* 2010;26(3):207-14.
380. Ilie N, Hickel R. Macro-, micro-and nano-mechanical investigations on silorane and methacrylate-based composites. *Dental Materials* 2009;25(6):810-19.
381. Eliasson ST, Dahl JE. Effect of curing and silanizing on composite repair bond strength using an improved micro-tensile test method. *Acta Biomaterialia Odontologica Scandinavica* 2017;3(1):21-29.
382. Demarco FF, Corrêa MB, Cenci MS, Moraes RR, Opdam NJ. Longevity of posterior composite restorations: not only a matter of materials. *Dental Materials* 2012;28(1):87-101.
383. da Veiga AMA, Cunha AC, Ferreira DMTP, et al. Longevity of direct and indirect resin composite restorations in permanent posterior teeth: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Dentistry* 2016;54:1-12.
384. Lassila L, Keulemans F, Vallittu PK, Garoushi S. Characterization of restorative short-fiber reinforced dental composites. *Dental Materials Journal* 2020;39(6):992-99.
385. Alvanforoush N, Palamara J, Wong R, Burrow M. Comparison between published clinical success of direct resin composite restorations in vital posterior teeth in 1995–2005 and 2006–2016 periods. *Australian Dental Journal* 2017;62(2):132-45.
386. Kim KH, Okuno O. Microfracture behaviour of composite resins containing irregular-shaped fillers. *Journal of Oral Rehabilitation* 2002;29(12):1153-59.
387. Ruddell D, Maloney M, Thompson J. Effect of novel filler particles on the mechanical and wear properties of dental composites. *Dental Materials* 2002;18(1):72-80.
388. Manhart J, Kunzelmann KH, Chen HY, Hickel R. Mechanical properties of new composite restorative materials. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials* 2000;53(4):353-61.
389. Xu HH, Quinn JB, Smith DT, Giuseppetti AA, Eichmiller FC. Effects of different whiskers on the reinforcement of dental resin composites. *Dental Materials* 2003;19(5):359-67.
390. Zandinejad A, Atai M, Pahlevan A. The effect of ceramic and porous fillers on the mechanical properties of experimental dental composites. *Dental Materials* 2006;22(4):382-87.
391. Cheng T-H, Jones F, Wang D. Effect of fibre conditioning on the interfacial shear strength of glass-fibre composites. *Composites Science and Technology* 1993;48(1-4):89-96.
392. Garoushi S, Tanner J, Vallittu P, Lassila L. Preliminary clinical evaluation of short fiber-reinforced composite resin in posterior teeth: 12-months report. *The Open Dentistry Journal* 2012;6:41.
393. Sabbagh J, Ryelandt L, Bacherius L, et al. Characterization of the inorganic fraction of resin composites. *Journal of Oral Rehabilitation* 2004;31(11):1090-101.

394. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Celis J-P, Vanherle G. A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics. *Dental Materials* 1992;8(5):310-19.
395. Bremer B, Geurtsen W. Molar fracture resistance after adhesive restoration with ceramic inlays or resin-based composites. *American Journal of Dentistry* 2001;14(4):216-20.
396. Ilie N, Stark K. Curing behaviour of high-viscosity bulk-fill composites. *Journal of Dentistry* 2014;42(8):977-85.
397. Hada YS, Panwar S. Comparison of the fracture resistance of three different recent composite systems in large Class II mesio-occlusal distal cavities: An in vitro study. *Journal of Conservative Dentistry: JCD* 2019;22(3):287.
398. Yesilyurt C, Kusgoz A, Bayram M, Ulker M. Initial repair bond strength of a nano-filled hybrid resin: Effect of surface treatments and bonding agents. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 2009;21(4):251-60.
399. Swift Jr E, LeValley B, Boyer D. Evaluation of new methods for composite repair. *Dental Materials* 1992;8(6):362-65.
400. Bektas ÖÖ, Eren D, Siso SH, Akin GE. Effect of thermocycling on the bond strength of composite resin to bur and laser treated composite resin. *Lasers in Medical Science* 2012;27(4):723-28.
401. Celik C, Cehreli BS, Bagis B, Arhun N. Microtensile bond strength of composite-to-composite repair with different surface treatments and adhesive systems. *Journal of Adhesion Science and Technology* 2014;28(13):1264-76.
402. Phrukkanon S, Burrow M, Hartley P, Tyas M. The influence of the modification of etched bovine dentin on bond strengths. *Dental Materials* 2000;16(4):255-65.
403. Jacobsen T, Söderholm KJM, Garcea I, Mondragon E. Calcium leaching from dentin and shear bond strength after etching with phosphoric acid of different concentrations. *European Journal of Oral Sciences* 2000;108(3):247-54.