



T.C.

SÜLEYMAN DEMİREL ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PEDODONTİ ANABİLİM DALI

**3 FARKLI REZİN BAZLI MATERYALİN, TOTAL-ETCH VE SELF-ETCH
ADEZİV SİSTEMLER KULLANILARAK, DAİMİ DİŞLERDEKİ
BAĞLANMA DAYANIMLARININ, YÜZEY KIRILMA TİPLERİNİN VE
MİKROSIZINTILARININ İN-VİTRO KOŞULLARDA İNCELENMESİ**

Arş . Gör. Dt. Gülben GÜNEY

UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN

Prof. Dr. Çiğdem KÜÇÜKEŞMEN

2019- ISPARTA

KABUL ve ONAY SAYFASI

Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığına;

Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı Başkanlığı çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 02/05/2019

Tez Danışmanı:

Prof. Dr. Çiğdem KÜÇÜKEŞMEN

Süleyman Demirel Üniversitesi,

Diş Hekimliği Fakültesi, Pedodonti Anabilim Dalı, Isparta

Üye:

Prof. Dr. Zuhâl KIRZIOĞLU

Süleyman Demirel Üniversitesi,

Diş Hekimliği Fakültesi, Pedodonti Anabilim Dalı, Isparta

Üye:

Prof. Dr. Emine ŞEN TUNÇ

Ondokuz Mayıs Üniversitesi,

Diş Hekimliği Fakültesi, Pedodonti Anabilim Dalı, Samsun

ONAY: Bu uzmanlık tezi, Fakülte Yönetim Kurulu'nca belirlenen yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve kabul edilmiştir.

Dekan
Prof. Dr. Timuçin BAYKUL
Dekan

BEYAN

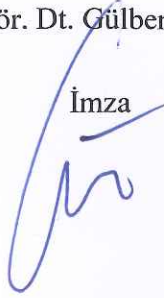
Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, araştırmamın her aşamasında danışman hocamı bilgilendirdiğimi, bu tez çalışmasından daha önceki çalışmalardan elde edilmiş olan bütün bilgi ve yorumlara gerekli kaynakları göstererek, kaynaklar listesine dahil ettiğimi, ve yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

“3 farklı rezin bazlı materyalin, total-etch ve self-etch adeziv sistemler kullanılarak, daimi dişlerdeki bağlanma dayanımlarının, yüzey kırılma tiplerinin ve mikrosızıntılarının in-vitro koşullarda incelenmesi” adlı Uzmanlık Tezi, Süleyman Demirel Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Lisansüstü Tez Önerisi ve Tez Yazma Yönergesi’ne uygun olarak hazırlanmıştır.

Tezi Hazırlayan

Arş. Gör. Dt. Gülben GÜNEY

İmza



ÖNSÖZ

Bu tez çalışmasında, daimi dişlerde üç farklı restoratif materyal ve iki farklı adeziv sistemin makaslama bağlanma dayanımı değerleri ve mikrosızıntı skorları değerlendirilmiştir. Mikrosızıntı skorlarının değerlendirilmesinde stereomikroskoptan yararlanılmıştır. Ayrıca, makaslama bağlanma dayanımı testi sonrasında, yüzeyler stereomikroskopta incelenerek kırık tipleri belirlenmiştir.

Çalışmamızda bir pedodonti kliniğinde uygulanabilecek; düşük viskoziteli bulk fill kompozit, yüksek viskoziteli bulk fill kompozit ve giomer materyallerinin farklı adeziv sistemler kullanılarak; bağlanma dayanımlarının, yüzey kırılma tiplerinin ve mikrosızıntılarının, in-vitro koşullarda incelenmesi ve en uygun restorasyon yönteminin ve materyalinin belirlenerek, diş hekimlerine rehber oluşturması amaçlanmaktadır.

Isparta, 2019

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince güler yüzünü ve desteğini her zaman yanımda hissettiğim, pozitif enerjisiyle mutlu eden, tezimin her aşamasında emeğini, desteğini esirgemeyen ve yol gösteren, değerli hocamız ve tez danışmanım Süleyman Demirel Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Pedodonti Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Sayın Prof. Dr. Çiğdem KÜÇÜKEŞMEN'e,

Uzmanlık eğitimim süresince, akademik bilgi ve klinik tecrübelerini esirgemeyen, değerli hocamız Süleyman Demirel Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Pedodonti Anabilim Dalı Başkanı, Sayın Prof. Dr. Zuhâl KIRZIOĞLU'na,

Uzmanlık eğitimim süresince, akademik ve klinik tecrübelerinden faydalandığım değerli hocam Dr. Öğr. Üyesi Derya CEYHAN'a,

Uzmanlık eğitimim süresince, akademik ve klinik tecrübelerinden faydalandığım değerli hocam Dr. Öğr. Üyesi Esra ÖZ'e,

Tezimin uygulama aşamalarında akademik ve laboratuvar bilgi, tecrübe ve desteklerini esirgemeyen değerli hocam Dr. Öğr. Üyesi Cenker KÜÇÜKEŞMEN'e,

Uzmanlık tezimin istatistiksel değerlendirmelerini gerçekleştiren, Isparta Uygulamalı Bilimler Üniversitesi, Zootekni Anabilim Dalı Öğretim Üyesi değerli hocam Sayın Doç. Dr. Özgür KOŞKAN'a,

Tezimin uygulama aşamalarında yardımını esirgemeyen, Afyonkarahisar Sağlık Bilimleri Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Doç. Dr. Serhat Emre ÖZKIR'a

Tezimin uygulama aşamalarında yardımını esirgemeyen, Süleyman Demirel Üniversitesi, Mekanik Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Prof. Dr. Ramazan KAYACAN'a

Uzmanlık eğitimim boyunca her iyi ve kötü anımda, varlıklarıyla beni mutlu eden Dt. Canan BAYRAKTAR'a, Dt. Tolga EMEK'e, Dt. Burçak GÜRSOY EMEK'e ve Dt. Güzin TÖLÜ'ye,

Eğitimim boyunca güzel anılar paylaştığım ve tanımaktan büyük mutluluk duyduğum, Pedodonti Anabilim Dalı'ndaki bütün asistan arkadaşlarıma ve klinikte büyük desteklerini gördüğüm tüm yardımcı sağlık personeline,

Uzmanlık rotasyon eğitimim süresince, ilgili her Anabilim Dalı'nda, rotasyon eğitimlerimi gerçekleştirmemi sağlayan tüm değerli hocalarıma ve asistan arkadaşlarıma,

Kilometrelerce uzakta olsalar bile, her an yanımda olduklarını hissettiğim ve hayatlarımız boyunca iyi ki yollarımız kesişmiş dediğim canım, canım, canım arkadaşlarıma,

Bugüne kadar tüm yaşamım ve eğitim hayatım boyunca, sonsuz emek, sevgi ve desteklerini hiçbir zaman eksik etmeyen çok değerli anneme, babama ve kardeşime,
Sonsuz sevgi ve teşekkürlerimi sunarım.

Arş. Gör. Dt. Gülben GÜNEY

İÇİNDEKİLER

KABUL ve ONAY SAYFASI.....	ii
BEYAN.....	ii
ÖNSÖZ.....	iii
TEŞEKKÜR	iv
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	ix
TABLolar DİZİNİ	xi
ŞEKİLLER DİZİNİ	xii
RESİMLER DİZİNİ	xiii
GRAFİKLER DİZİNİ	xv
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Daimi Dişlerde Kullanılan Restoratif Materyaller	3
2.1.1. Amalgam.....	3
2.1.2. Cam İyonomer Siman	5
2.1.3. Kompozitler.....	11
2.1.4. Tek Kütle Olarak Uygulanabilen (Bulk Fill) Kompozit Resinler.....	21
2.1.5. Giomer.....	24
2.2. Adeziv Sistemler	27
2.2.1. Adeziv Sistemlerin Tarihsel Gelişimi	28
2.2.2. Adeziv Sistem Çeşitleri.....	29
2.3. Bağlanma (Adezyon).....	32
2.3.1. Mineye Bağlanma	33
2.3.2. Dentine Bağlanma.....	34

2.4.	Mikrosızıntı	35
2.5.	İn-Vitro Testler	36
2.5.1.	Makaslama Bağlanma Dayanımı Testleri	37
2.5.2.	Mikrosızıntı Testleri	38
3.	MATERYAL- METOT	41
3.1.	Kullanılan Materyaller	41
3.1.1.	Çalışmada Kullanılan Restoratif Materyaller	41
3.1.2.	Çalışmada Kullanılan Adeziv Sistemler	43
3.2.	Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi	49
3.2.1.	Makaslama Bağlanma Dayanım Kuvvetlerinin Ölçülmesi	54
3.2.2.	Kırılma Analizi	55
3.3.	Mikrosızıntı Testi	56
3.4.	İstatistiksel Analiz	61
4.	BULGULAR	62
4.1.	Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi Bulguları	62
3.2.3.	Kırık Tiplerinin Belirlenmesi	66
3.2.4.	Stereomikroskop Altında İncelenen Örneklerin Kırık Yüzeylerinden Alınan Görüntüler	68
4.2.	Mikrosızıntı Testi Bulguları	71
5.	TARTIşMA	78
5.1.	Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi	81
5.2.	Mikrosızıntı Testi	92
6.	SONUÇLAR VE ÖNERİLER	103
ÖZET		106
ABSTRACT		108
KAYNAKLAR		110

EKLER.....	129
EK.1 Etik Kurul Onay Formu	129
ÖZGEÇMİŞ.....	132



SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

%	Yüzde
<	Küçük
>	Büyük
°C	Santigrat Derece
ART	Atravmatik Restoratif Tedavi
AUDMA	Yüksek Molekül Ağırlıklı Aromatik Dimetakrilat
Bis-EMA	Bisfenol-A Etoksi Dimetakrilat
Bis-GMA	Bisfenol A Glisidil metakrilat
CİS	Cam İyonomer Siman
DDDMA	1,12-Dodecanediol Dimetakrilat
dk	Dakika
DMA	Dimetakrilat
EDTA	Etilendiamin Tetraasetik Asit
EGDMA	Etilenglikol Dimetakrilat
FASG	Floroalüminosilikat Cam
FDA	Amerika Birleşik Devletleri Gıda ve İlaç İdaresi
F-PRG	Tamamı Önceden Reaksiyona Girmiş Cam İyonomer Partikülleri (Fully Pre-reacted Glass)
pH	Ortamdaki Hidrojen İyonlarının Konsantrasyonu
HEMA	2-Hidroksietil Metakrilat
ISO	Uluslararası Standartlar Teşkilatı
LED	Işık Yayan Diyot (Light Emitting Diode)
MDP	10-Metakriloksidil Dihidrojen Fosfat
mm	Milimetre
N	Newton
nm	Nanometre
NPG-GMA	N-Fenilglisin Glisidil Metakrilat Poliüretan
PAA	Polialkenoik Asit
PRG	Önceden Reaksiyona Girmiş Cam İyonomer Partikülleri (Pre-reacted Glass)

RMCİS	Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman
sn	Saniye
S-PRG	Yüzey Tipi Önceden Reaksiyona Girmiş Cam İyonomer Partikülleri (Surface Pre-reacted Glass)
TEGDMA	Trietilen Glisidil Dimetakrilat
TFI	Thylstrup ve Fejerskov Dental Florozis İndeksi
UDMA	Üretan Dimetakrilat
UV	Ultraviyole
vb	Ve benzeri



TABLolar DİZİNİ

Tablo 1. Kompozitlerin sınıflandırılması	16
Tablo 2. Çalışmada kullanılan test materyalleri	46
Tablo 3. Mikrosızıntının boya penetrasyon yöntemi ile değerlendirilmesi için kullanılan kriterler	60
Tablo 4. Levene Testi	62
Tablo 5. Rezin materyal ve adeziv sistemler arasında yapılan varyans analizi sonuçları	63
Tablo 6. Adeziv sistemlerin makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin ortalamaları	63
Tablo 7. Farklı restoratif materyallerin makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin farklarının karşılaştırılması	64
Tablo 8. Çalışmada kullanılan rezin materyaller ve adeziv sistemlere göre elde edilen makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin farklılıklarının karşılaştırılması	65
Tablo 9. Gruplara göre kırık tiplerinin dağılımı	67
Tablo 10. Gruplarda belirlenen mikrosızıntı skorlarının ortalama değerleri	72
Tablo 11. Mikrosızıntı testi sonucunda, adeziv sistemlerin Kruskal-Wallis testine göre üçlü karşılaştırılmaları	73
Tablo 12. Materyallerin Mann Whitney-U Testine göre ikili karşılaştırılmaları	74

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1. Çalışma grupları, kullanılan adeziv sistemler ve restoratif materyaller (Ticari İsim)	49
Şekil 2. Bağlanma dayanımı ölçümünün şematize edilmesi.....	55
Şekil 3. Mikrosızıntı skorları değerlendirmesinin şematize edilmesi.....	61



RESİMLER DİZİNİ

Resim 1. Filtek Bulk fill Posterior Restoratif Materyal (A2)	42
Resim 2. Filtek Bulk fill Akışkan Restoratif Materyal (A2)	42
Resim 3. Beautifil II Giomer Materyal (A2)	43
Resim 4. Clearfil SE Bond Adeziv Sistem	44
Resim 5. Adper Single Bond 2 Adeziv Sistem.....	45
Resim 6. i-Dental i-Gel Fosforik Asit	45
Resim 7. Akrilik bloklara gömülmüş diş örnekleri	50
Resim 8. Standart düz yüzey kaviteyi hazırlanmış olan diş örnekleri.....	51
Resim 9. Çalışmamızda kullanılan LED ışık kaynağı (Delma LED-SP001, Guangzhou, Çin)	52
Resim 10. Makaslama bağlanma testinde kullanılan ve restoratif materyal uygulaması yapılmış bir örnek	52
Resim 11. Termal siklus cihazı (MOD Dental, Esetron Smart Robotechnologies, Ankara, Türkiye).....	53
Resim 12. Örneklerin termal siklus cihazına yerleştirilmesi	53
Resim 13. Çalışmada kullanılan statik çekme-basma deney sistemi (192, 193).....	54
Resim 14. Çalışmamızda kullanılan stereomikroskop (S4E, Leica Microsystems, Almanya).....	56
Resim 15. Sınıf V kavite hazırlanmış mikrosızıntı örneği	57
Resim 16. Polisaj Kiti (Super-Snap Rainbow Technique Kit, Shofu, Japonya)	58
Resim 17. Koyu renkli tırnak cilası uygulanmış örnek	59
Resim 18. Akrilik rezin içerisine gömülmüş örnek	59
Resim 19. Kesit alma cihazı (Struers Minitom; Struers, Kopenhag, Danimarka).....	60
Resim 20. Adeziv Tipte Kırık Örneği.....	69
Resim 21. Adeziv Tipte Kırık Örneği.....	69
Resim 22. Karışık Tipte Kırık Örneği	70
Resim 23. Karışık Tipte Kırık Örneği	70
Resim 24. Karışık Tipte Kırık Örneği	71
Resim 25. “Filtek Bulk fill Akışkan Restoratif + Clearfil SE Bond” grubundan, mikrosızıntı skoru 0 olarak belirlenen bir örneğin görüntüsü	75

Resim 26. “Filtek Bulk fill Posterior Restoratif + Clearfil SE Bond” grubundan, mikrosızıntı skoru 1 olarak değerlendirilen bir örneğin görüntüsü.....	76
Resim 27. “Filtek Bulk fill Posterior Restoratif + Adper Single Bond 2”, mikrosızıntı skoru 2 olarak belirlenen bir örneğin görüntüsü	76
Resim 28. “Filtek Bulk fill Akışkan Restoratif + Adper Single Bond 2”, mikrosızıntı skoru 3 olarak değerlendirilen bir örneğin görüntüsü	77



GRAFİKLER DİZİNİ

Grafik 1. Grupların makaslama bağlanma değerleri ortalamaları (MPa) 66

Grafik 2. Kırık tiplerinin dağılımları 68



1. GİRİŞ

Arka bölge restoratif uygulamalara ilişkin olarak, restoratif materyallerin yapısal özelliklerinden kaynaklanan birçok dezavantaj bulunmaktadır. Bu dezavantajlardan en önemlisi; polimerizasyon büzülmesidir. Polimerizasyon sırasında materyaller büzülmeye uğramaktadırlar. Restorasyon yapılan dişlerde zamanla; mikrosızıntı, kenar boşlukları, renk değişiklikleri, ikincil çürük gibi istenmeyen durumlar meydana gelmekte, pulpa bu gibi faktörlerden etkilenmekte ve dişin kaybıyla dahi sonuçlanan durumlar gelişebilmektedir (1, 2). Ayrıca büzülmeye bağlı olarak restorasyonlarda mikroçatlaklar da meydana gelebilmekte ve işlem sonrasında postoperatif hassasiyet ve ağrı oluşabilmektedir. Bu gibi durumları en aza indirgeyebilmek için, materyalin, dişlerin sert dokularına oldukça iyi bağlanmaları gerekmektedir. Mine ve dentine bağlanma prosedürlerinde, mikromekanik tutunma ve fonksiyonel monomerlerle diş sert dokuları arasındaki kimyasal etkileşim rol oynamaktadır. Materyalin diş sert dokularına bağlanmasının yeterli olmadığı durumlarda, polimerizasyon büzülmesinin de etkisiyle, restorasyon ile diş arasında boşluk oluşma riski doğmaktadır.

Polimerizasyon büzülmesini azaltabilmek amacıyla bazı klinik önlemler tavsiye edilmektedir. Restoratif materyalin bağlanma yüzeyini (C faktör) azaltmak amacıyla, tabakalama tekniğinin (inkramental teknik) uygulanması bunlardan birisidir (3). Tabakalama tekniği; klinik olarak uygulanabilir ve geniş çapta kabul edilmiş bir restorasyon tekniğidir. Bu teknikle polimerizasyon büzülmesi en aza indirgenerek mikrosızıntı azaltılır. Ancak; tabakalar arasında oksijen inhibisyon tabakasının oluşması, kontaminasyon ve hava kabarcığı kalma riski gibi dezavantaj yaratan durumlar meydana gelebilmektedir (4). Bu dezavantajların elimine edilmeleri amacıyla; son dönemlerde kaviteye kütleli olarak yerleştirme tekniği (bulk teknik) ile kompozit uygulamaları popüler hale gelmiştir.

Bulk tekniğinin kullanımını esas alarak üretilen ve tek kütle halinde uygulanabilen (bulk fill) yeni restoratif materyallerin, 4 mm'lik kavite derinliklerinde dahi polimerize olabildikleri belirtilmektedir. Bulk fill kompozitler, geleneksel

kompozitlere benzer şekilde kayıp diş dokusunun yerine uygulanabilen materyallerdir. İçeriklerindeki yüksek inorganik bileşenler sayesinde, yüksek çiğneme basıncı alan arka bölgelerde rahatlıkla kullanılabilirler (5, 6).

Giomerler; önceden reaksiyona girmiş cam iyonmer teknolojisi kullanılarak yüksek radyoopasite, anti-plak etkisi, flor salınımı ve reşarj olabilme gibi avantajlar sağlayabilen ve kompozitlere benzer estetik ve fiziksel özellikler gösterebilen restoratif materyallerdir. Bunun yanı sıra, kolaylıkla polisaj yapılabilme özelliği, biyouyumluluk ve yüzey bitim kalitesinin daha iyi olmasını sağlayan kompozit özelliklerine de sahiptirler (7).

Çalışmamızda bir pedodonti kliniğinde uygulanabilecek; düşük viskoziteli bulk fill kompozit, yüksek viskoziteli bulk fill kompozit ve giomer materyallerinin farklı adeziv sistemler kullanılarak; bağlanma dayanımlarının, yüzey kırılma tiplerinin ve mikrosızıntılarının, in-vitro koşullarda incelenmesi ve en uygun restorasyon yönteminin ve materyalinin belirlenerek, diş hekimlerine rehber oluşturması amaçlanmaktadır.

2. GENEL BİLGİLER

Çocuk diş hekimliğinde, hastanın uyumu göz önüne alınarak, hem süt hem daimi dişlerin yapısına uygun çeşitli restoratif materyaller kullanılabilir. Çocukların daimi dişlenme dönemine geçmeleriyle beraber, kullanılan materyallerde değişiklik olsa bile, çocuğun tam koopere olamaması ve tedaviye karşı isteksizliği, yapılan işlemlerin başarısını negatif yönde etkileyebilmektedir. Kullanılan restoratif materyallerin sürekli olarak gelişmelerine rağmen, polimerizasyon büzülmesi ve mikrosızıntı gibi problemler ise hala ortaya çıkabilmektedir.

Bu nedenle; çocuk hastalarda tercih edilecek olan restoratif materyallerin mekanik, fonksiyonel ve estetik açıdan yeterli olmalarının yanı sıra, teknik hassasiyetlerinin az ve uygulama sürelerinin kısa olması; çocukların yapılan işlemlere karşı motivasyonlarının ve restorasyonların prognozlarının daha iyi olması bakımından önem taşımaktadır.

2.1. Daimi Dişlerde Kullanılan Restoratif Materyaller

2.1.1. Amalgam

Amalgam restorasyon materyali, diş hekimliğinde uzun yıllardır en sık kullanılan materyallerden biridir. İçeriği; organik bileşenler, inorganik bileşenler ve metal bileşenlerden oluşmaktadır. Metal bileşenlerin oranı, materyalin yaklaşık % 50'si civarındadır (8, 9). Bu metal bileşenlerden birisi olan cıva, insan vücudunda gastrointestinal sistem tarafından absorbe edilerek vücutta birikebilir. Cıva, santral sinir sistemi ve böbrekler için toksiktir. Kas ve eklem ağrılarına, gastrointestinal sistem problemlerine ve yorgunluğa neden olabilir (9). Böbrekte birikmesi süt, kan, ürin ve

tükürükteki cıva miktarında artışla sonuçlanır (10). Bu etkilerin çocuklarda yetişkinlerden daha fazla görülebildiği bildirilmiştir (8).

Amalgam restorasyonlar; Sınıf I, II ve V kavite restorasyonlarında ve kor yapımında kullanılabilir (3).

Amalgamın avantajları;

- Dişin kaybetmiş olduğu fonksiyonu geri kazandırır.
- Sıkışma dayanımı yüksektir.
- Aşınma dayanımı mükemmeldir.
- Ağız likitlerinin etkisiyle erimez.
- Hazırlanması ve kaviteye uygulanması kolaydır.
- Klinik performansı tahmin edilebilirdir.
- Kooperasyon sağlanamayan çocuklarda ve dişin tükürükten izole edilemediği durumlarda kullanımını kolaydır.
- Maliyeti düşüktür (3).

Amalgamın dezavantajları;

- Yalıtkan değildir. Galvanik akıma neden olur.
- Gerilme ve kopmaya karşı dayanıksızdır.
- Mekanik retansiyona ihtiyaç duymasından ötürü, minimal kaviteler için uygun değildir.
 - Zamanla kenar uyumunda meydana gelen bozulmalar ikincil çürük oluşumuna neden olabilir.
- Estetik değildir.
- Dişin preparasyonu zordur ve daha fazla madde kaybına yol açar.
- Kavite uygun şekilde hazırlanmazsa retansiyon kabiliyeti düşüktür.
- Bağlayıcı ajan kullanılacaksa, daha fazla teknik hassasiyet gerekmektedir.

- Materyal yerleştirildikten sonraki ilk dönemde kenar sızıntısı görülebilir (3, 11, 12).

Amalgam restorasyonları, hala en yüksek fonksiyonel dayanıklılığa sahip materyaller olsalar da, içeriklerindeki cıva sebebiyle günümüzdeki kullanımları tartışmalıdır. Amerika Birleşik Devletleri Gıda ve İlaç İdaresi (FDA) amalgamla restore edilmiş dişin düşük seviyede elementer cıva buharı saldığını kabul etmektedir (13). Yapılan bir çalışma, çocuklarda cıva düzeyinin amalgam restorasyonlara sahip olmasalar da yüksek olabildiğini ve amalgam kullanımı konusunda daha dikkatli olunması gerektiğini vurgulamıştır (14). Bu nedenle, çocuklara uygulanan restorasyonlarda farklı restoratif materyallerin kullanımı dünya genelinde popüler hale gelmiştir.

2.1.2. Cam İyonomer Siman

1971 yılında Wilson ve Kent tarafından sunulmuştur (15). Cam iyonomer simanlar zayıf polimerik asitlerden ve cam partiküllerinden oluşan, toz-likit yapıda simanlardır. Toz bölümü silisyum oksit, alüminyum oksit, kalsiyum florür, alüminyum florür ve cam partiküllerinden (alüminofosfosilikat); likit bölümü ise poliakrilik asit, tartarik asit, itakonik asit veya sadece distile sudan oluşmaktadır (3).

İlk 24 saatte asidik likit solüsyonu, silikat cam partiküllerinin çevresindeki kısımları çözmekte ve kalsiyum, alüminyum, flor, silikon gibi çeşitli iyonlar salınmaktadır. Kalsiyum iyonları şelasyona uğrayarak, çapraz bağlar oluşturmakta ve amorf polimer zincirler meydana gelmektedir. Takip eden 24-72 saatler arasında kalsiyum iyonları yerini alüminyum iyonlarına bırakarak, mekanik olarak daha güçlü bir matriksin meydana gelmesine neden olmaktadır. Bu süreç sırasında, şelasyon oluşturan karboksilik yan gruplar, dişteki kalsiyumla da reaksiyona girerek diş ve materyal arasında adezyon oluşturmaktadırlar (3).

Uygun bir yöntemle karıştırılarak elde edilen formunun yanı sıra, kapsül ve pasta formları da mevcuttur. Simanın hazırlanma şekli, toz-likit oranı, poliasidin konsantrasyonu ve cam partiküllerinin boyutları materyalin mekanik özelliklerini etkiler (16).

Cam iyonomer simanların antibakteriyal olmaları ve ikincil çürüğü önlemeleri en önemli özelliklerindedir. Bu özelliklerinin artırılması amacıyla cam iyonomer simanların çeşitli antibakteriyal ajanlarla modifiye edilmeleri ve kullanılmaları da söz konusudur (17).

Cam iyonomer simanın avantajları;

- Diş dokusuna kimyasal olarak bağlanır.
- Dentin tübülleri ve materyal arasında meydana gelen mekanik kilitleme sayesinde ikincil çürük oluşumuna karşı diş korur.
- Biyoaktif.
- Biyouyumludur.
- İlk 24 saat yüksek oranda florür salınımı söz konusudur. Bu salınım 24-72 saat içinde azalır ve daha sonra sabit bir şekilde salınım devam eder. Yapılan çalışmalar 3 yıl boyunca salınımın devam edebildiğini bildirmektedirler (16, 18-21).

Cam iyonomer simanın dezavantajları;

- Uygun koşullarda hazırlansa bile mekanik özellikleri makul düzeydedir.
- Abrazyona, çekme ve gerilme kuvvetlerine karşı dayanıklılıkları azdır.
- Çalışma süresi kısadır.
- Teknik hassasiyeti fazladır.
- Neme karşı dayanıksızdır.
- Estetik görünümü ve renk stabilitesi iyi değildir.
- Tam olarak sertleşmesi için geçen süre uzundur.

- Viskozitesinin yoğun olmasından dolayı, mikromekanik aralıklara çok iyi adapte olamaz (3, 16).

Cam iyonomer simanların dört tipi vardır.

- Tip 1; Yapıştırma Simanı
- Tip 2; Restoratif Materyal
- Tip 3; Kaide Materyali
- Tip 4; Kanal Patı olarak kullanılmaktadır (16).

Sınıf I ve V kavitelerde, okluzal fissür çürüklerinde, abrazyon ve erozyona uğramış defektlerde, süt dişi restorasyonlarında, kaide maddesi olarak, kuron-köprü yapıştırma amacıyla, ortodontik bant-braket yapıştırma amacıyla, Sınıf II, III ve tünel restorasyonlarda, preprotetik restorasyonlarda ve fissür örtücü olarak kullanılabilir (16).

2.1.2.1. Cam İyonomer Simanların Hibrit Kombinasyonları

2.1.2.1.1. Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman

1989 yılında geleneksel cam iyonomer simanların fiziksel özelliklerini ve neme karşı dayanıksızlıklarını azaltmak amacıyla geliştirilen bir materyaldir (22). % 80 cam iyonomer siman, % 20 rezin materyal içermektedir (23). Geleneksel cam iyonomer simanlara monomer bileşenler ve reaksiyon başlatıcı sistem eklenmiştir. Bu sayede materyalin sertleşmesi, asit-baz reaksiyonu ve ışıkla polimerizasyon olmak üzere iki aşamada (Dual-cure) tamamlanır. İçeriğinde bulunan HEMA (hidroksietil metakrilat) için kimyasal bir indikatör de içeriyorsa, üçüncü bir kimyasal reaksiyon da ışık

kaynağının ulaşamadığı alanlarda meydana gelir (Tri-cure). Materyalin karıştırılma ve kaviteye yerleştirilmesindeki farklılıkların, fiziksel özelliklerini etkileyebileceği bildirilmiştir (24).

Rezin modifiye cam iyonomer simanların avantajları;

- Rezin modifiye cam iyonomer simanların mekanik özellikleri cam iyonomer simanlara kıyasla geliştirilmiştir. Basınca karşı dirençleri geleneksel cam iyonomer siman ile benzerdir ancak gerilme ve transversal kuvvetlere karşı dirençleri daha yüksektir.
- Rezin modifiye cam iyonomer simanların ağızda kalma süreleri ve retansiyon kabiliyetleri geleneksel cam iyonomer simanlardan yüksektir.
- Biyouyumludur.
- Neme karşı hassasiyeti, geleneksel cam iyonomer simanlardan düşüktür.
- Hazırlama süresi, geleneksel cam iyonomer simanlara kıyasla daha kısadır.
- Manipülasyonu kolaydır ve çalışma süresi uzundur.
- Flor salınımı yapabilir.
- Dişe kimyasal olarak bağlanabilir.
- Aşınma dirençleri geleneksel cam iyonomer simanlardan daha yüksektir.
- Estetik olarak geleneksel cam iyonomer simanlara göre daha başarılıdır (25, 26).

Rezin modifiye cam iyonomer simanların dezavantajları;

- Rezin modifiye cam iyonomer simanların biyouyumluluğu, içeriğinde bulunan HEMA'dan dolayı, geleneksel cam iyonomer simanlara kıyasla belirgin ölçüde düşüktür.

- Sertleşmesi sırasında meydana gelen polimerizasyon büzülmesi sonucu; mikrosızıntı, postoperatif hassasiyet ve renklenme gibi istenmeyen durumlar gelişebilir (16).

Rezin modifiye cam iyonomer simanlar, küçük Sınıf I, II ve III kavitelere, Sınıf V kavitelere, süt dişlerinde Sınıf I, II, III ve V kavitelere, kaide materyali olarak, geçici restorasyon olarak, yapıştırma simanı olarak ve pit/fissür örtücü olarak kullanılmaktadır (16). Bu restorasyon materyalinin, furkasyon perforasyonlarının tamiri için de kullanımı denenmiştir. Ancak, bölgedeki nem varlığı ve materyal yerleştirilirken oluşabilecek olan hava kabarcıklarının, materyalin bu bölgedeki başarısını etkilediği düşünülmüştür (27).

2.1.2.1.2. Poliasit Modifiye Cam İyonomer Siman (Kompomer)

Cam iyonomer simanların flor salınımı gibi olumlu özelliklerini kullanarak, materyalin fiziksel, mekanik ve estetik açıdan iyileştirilmesi amacıyla üretilmiştir. İçeriğinde % 20-30 oranında cam iyonomer siman, % 70-80 oranında rezin bulunmaktadır (23). Fotopolimerizasyonla sertleşmektedir. Ardından materyalin su emmesi ile birlikte, yapısında bir miktar da asit-baz reaksiyonu gerçekleşmektedir. Kapsül veya şırınga formunda bulunabilmektedir (28).

Poliasit modifiye cam iyonomer simanların avantajları;

- Flor salınımı yaparlar.
- Dişe kimyasal olarak bağlanabilirler.
- Manipülasyonları kolaydır.
- Okluzal yüklerle karşı gösterdikleri direnç geleneksel cam iyonomer simanlara ve rezin modifiye cam iyonomer simanlara göre fazladır.

- Estetik açıdan renk seçenekleri mevcuttur ve iyi bir estetik görüntü sağlayabilirler.
- Biyouyumludurlar.
- İkincil çürük oluşumunu önleyebilirler (28, 29).

Poliasit modifiye cam iyonomer simanların dezavantajları:

- Geleneksel cam iyonomer simanlar ve rezin modifiye cam iyonomer simanlar gibi rezervuar görevi görmediklerinden dolayı, flor salınımları sınırlıdır.
- Işığın ulaşamadığı alanlarda polimerizasyon tam olarak gerçekleşmeyebilir.
- Polimerizasyon büzülmesi meydana gelebilir (28, 30).

Özellikle; Sınıf III ve V kaviterlerde, süt dişlerinde Sınıf I, II, III ve V kaviterlerde, kırılmış dişlerin geçici olarak tamir edilmesi amacıyla, açık sandviç tekniğinin uygulandığı restorasyonlarda, kor yapımı (kalan diş dokusunun en az % 50 oranında olduğu durumlarda) amacıyla kullanılabilirler (28).

2.1.2.1.3. Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Siman

Geleneksel cam iyonomer simanların çürük önleyici etkisi ve flor salınımı gibi özelliklerine rağmen, fiziksel ve mekanik özelliklerinin yeterli olmaması, materyalin posterior restorasyonlar için rutin olarak kullanılabilir olmalarını engellemiştir (31). Bu nedenle, cam iyonomer simanlar üzerinde bir çok modifikasyon yapılarak materyal özelliklerinin geliştirilmesi hedeflenmiştir. 1990'ların ortalarında, geleneksel cam iyonomer simanlara poliasit eklenerek ve partikül boyutları değiştirilerek fiziksel özelliklerini geliştirmek amacıyla, yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar üretilmiştir (23).

Bu sistemde, yüksek viskoziteli cam iyonmer simanların yanısıra, düşük viskoziteli metilmetakrilat bazlı nanofil doldurucu ışıkla polimerize olan bir örtüleme materyali kullanılmaktadır (32). Bu nanofil doldurucu örtüleme ajanı yüksek viskoziteli cam iyonmer simanlara kimyasal olarak bağlanarak, materyalin nem kontaminasyonunu engellemekte ve abraze olmasını önlemektedir (23, 33). Geliştirilen bu sistemle toz-likit oranı yükseltilerek, geleneksel cam iyonmer simanların dezavantajlarından birisi olan düşük kırılma dayanımlarının artması sağlanmıştır (34). Ayrıca, nanofil materyalle yapılan örtüleme sayesinde materyalin estetik özelliklerinin geliştirildiği savunulmaktadır. Günümüzde bu materyal, özellikle gelişmekte olan ülkelerde gerçekleştirilen atravmatik restoratif tedavi (ART) uygulamalarında öncelikli olarak tercih edilen bir materyal haline gelmiştir (35). Bununla beraber, yapılan çalışmalar yüksek viskoziteli cam iyonmer simanların daimi dişlerin posterior restorasyonlarında da kullanılabileceğini ve başarısızlık oranının düşük olduğunu göstermektedir (36).

Sınıf I, II, V kaviterlerde, ART uygulamalarında, süt dişlerinde, kaide materyali olarak, geçici restorasyonlarda ve kor yapımında kullanılabildiği bildirilmiştir (23, 35).

2.1.3. Kompozitler

Dişlerin restorasyonu için estetik materyal arayışı, diş renginde ve adeziv materyallerle beraber kullanıldığında, mine ve dentine güçlü bir şekilde bağlanan kompozit materyallerin gelişimine önemli katkı sağlamıştır. Geçmişten günümüze, hastaların estetik ihtiyaçlarını karşılamak amacıyla; akrilik rezinler, silikat simanlar vb. restorasyon materyalleri kullanılmıştır (3). 1960'larda piyasaya sürülen ve kimyasal olarak sertleşen kompozitlerin dezavantajları, 1970'lerde ışıkla polimerize olan kompozitlerin geliştirilmesini sağlamış ve günümüzde kullanılan kompozitlerin temellerini atmıştır (37-39).

Kompozitlerin avantajları;

- Estetik açıdan tatmin edici sonuçlar verirler.
- Diş dokularına retansiyon sağlayabilmeleri için mekanik tutuculuğa ihtiyaç yoktur. Bu nedenle küçük kaviteelerde uygulanabilirler.
- Kavite preperasyonu kolaydır.
- Tamir edilebilme özelliği vardır.
- Porselen ve amalgam gibi materyallerle benzer kırılma dayanımı göstermektedirler ve bükme-çekme kuvvetlerine karşı dirençleri bu materyallerinkine benzerdir (3, 40).

Kompozitlerin dezavantajları;

- Zamanla renklenme meydana gelebilmektedir.
- Polimerizasyon büzülmesine uğrarlar ve buna bağlı olarak mikrosızıntıya neden olurlar.
- Yüzeylerinde plak birikimi meydana gelebilir.
- Pulpaya yakın alanlarda dentin tübülleri örtülenmeden kullanıldıklarında pulpada irritasyona neden olabilirler.
- Elastik modülleri amalgam materyalin elastik modülünden düşüktür. Buna bağlı olarak yüksek okluzal stres altında boyutsal değişime uğrayarak aşınmaya karşı daha düşük bir direnç gösterir (3, 40).
- Ağızda çok stres alan yerlerde ve bruksizmi olan hastalardaki kullanımlarının hala tam olarak güvenilir olmayabileceği düşünülmektedir.

Kompozit materyaller; Sınıf I, II, III, IV ve V kaviteelerde, kron kırıklarının tamirinde, mine defektlerinin ve hipoplazilerin düzeltilmesinde ve diastemaların kapatılması amacıyla kullanılmaktadırlar (3).

2.1.3.1. Kompozitlerin Yapısı

Kompozitlerin içeriğinde organik rezin matriks, inorganik doldurucular, ideal mekanik özelliklerin oluşması için bu iki yapıyı birbirine bağlayan ara faz (silan), renk sabitleyiciler, renk pigmentleri ve polimerizasyon sağlayan aktivatörler bulunmaktadır (41).

2.1.3.1.1. Organik Rezin Matriks

Organik rezin matriks, rezin sisteminin klinik performansını etkileyen fazıdır. Su emilimi gösterir, aynı zamanda boyanabilir ve renklenebilir. Kompozit rezinlerin en zayıf ve aşınma direncinin en düşük olduğu fazdır. Bu faz içinde; monomerler, komonomerler, inhibitörler, polimerizasyon başlatıcıları ve ultraviyole (UV) stabilizatörleri bulunmaktadır (42).

Günümüze kadar kullanılan monomerler incelendiğinde, organik matrikste kullanılan ilk monomerin metil metakrilat olduğu görülmektedir (42). Metil metakrilatın polimerizasyon büzülmesinin fazla olması, yüksek termal genleşme katsayısı, pulpaya karşı iritan olması ve ikincil çürük oluşumuna neden olması bu materyale bir alternatif aranmasına neden olmuştur (42). Monomer yapıdaki, Bisfenol A Glisidil Metakrilat (Bis-GMA) bu arayışa karşılık olarak materyale eklenmiştir (43). Bis-GMA yüksek viskoziteye sahip bir materyaldir ve renk stabilitesi iyi değildir. Bu dezavantajları elimine edebilmek amacıyla, ilk olarak Üretan Dimetakrilat (UDMA) geliştirilmiştir (40). Bis-GMA ve UDMA benzer molekül ağırlığına sahiptir ve viskoziteleri yüksektir. Yüksek viskozite problemini ortadan kaldırabilmek için organik rezin matriks içerisine düşük molekül ağırlıklı (düşük viskoziteli) Trietilenglikol Dimetakrilat (TEGD-MA) ve Etilenglikol Dimetakrilat (EGD-MA)

komonomerleri eklenmiştir. Bu bileşenler hem materyalin viskozitesini azaltmış, hem de çapraz bağ miktarını ve buna bağlı olarak sertliğini arttırmıştır (42).

Organik rezin matrikste, yapının spontan olarak polimerize olmasını engellemek amacıyla inhibitörler bulunmaktadır. Bu inhibitörler, fenol türevi bileşiklerdir ve kompozitin raf ömrünü uzatarak, uygun çalışma süresini sağlarlar. En yaygın olarak kullanılanları “4-metoksifenol” ve “2,4,6- tersiyerbütül” fenoldür (44).

Sertleşme reaksiyonunun başlaması için polimerizasyonun başlaması gerekmektedir. Organik matriks içerisinde bulunan başlatıcılar polimer zincirlerini oluşturarak materyalin sertleşmesini sağlamaktadırlar (3). Bu amaçla en çok kamforokinon kullanılmaktadır. Kamforokinon 450-500 nm dalga boyundaki ışıkla polimerize olmaya başlar ve amin ile reaksiyona girerek serbest radikalleri oluşturur (3, 45).

UV stabilizatörleri ise, kompozitlerde polimerizasyonun ardından reaksiyona girmeden kalan artık ürünlerin parçalanarak renklenmeye neden olmaması amacıyla organik rezin matriksin içerisine katılmaktadır (46).

2.1.3.1.2. İnorganik Faz

İnorganik doldurucu partikülleri materyalden materyale değişmekle birlikte; organik matriks içerisine dağılmış halde koloidal silika, baryum silikat, stronsiyum/boro silikat cam, çinko silikat veya lityum alüminyum silikat gibi inorganik doldurucu moleküller bulundurmaktadır (42). Stronsiyum, baryum, çinko ve zirkonyum gibi iyonlar aşınmaya direnç kazandırır ve materyale radyoopasite sağlar (3). Silika molekülleri ise, mekanik ve estetik özelliklerini verir (47).

İnorganik doldurucular, kompozit rezinlere fiziksel ve mekanik özelliklerini kazandırmaktadırlar (3). Basınç ve çekme direncinin artırılması, elastisite modülü değerlerinin olumlu yönde geliştirilmesi, estetik özelliklerinin artırılması ve aynı zamanda ısıl genleşme katsayısının ve su emiliminin azaltılabilmesi amacıyla

organik matrikse katılırlar (3, 42). Ayrıca, doldurucunun içeriği, boyutu ve dağılımı kompozit rezinlerin dayanıklılığını, kopma dayanımlarını ve elastisite modüllerini etkilemektedir (48). İnorganik doldurucu oranındaki artış ve organik matriks miktarının azalması polimerizasyon büzülmesini de azaltmaktadır (44).

Doldurucu partiküllerin yüksek oranda ilavesi fiziksel özellikleri geliştirirken, doldurucu yüzey alanının artması akışkanlığı azaltacaktır. Ayrıca partikül büyüklüğü materyallerin polisaj yapılabilme özelliklerini de değiştirmektedir (3, 46).

2.1.3.1.3. Ara Faz

Organik rezin matriks ve inorganik doldurucular arasındaki bağlantı, materyalin fiziksel özellikleri ve kimyasal yapının devamlılığı açısından önemlidir (29). Organik rezin matriks ile inorganik doldurucu arasındaki bu bağlanma ne kadar kuvvetliyse, kompozit rezinin mekanik özellikleri o kadar iyi olacaktır. Bu bağlantı silanlarla sağlanmaktadır (49). Organik rezin matriks ve inorganik doldurucular arasında kurulan bağlantı, streslerin iletilerek paylaşılmasını sağlar. Bu sayede, doldurucu partiküller restorasyon yüzeyinden istenmeyen biçimde uzaklaştırılmamış olurlar (3). Silanlar, rezinin fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirirken, bir yandan da rezin partikül ara yüzeyi boyunca suyun geçişini önleyerek hidrolitik dengeyi sağlar, rezinin çözünürlüğü ve su emilimini azaltır. Bu şekilde, materyal suya dirençli hale gelir (3, 46).

2.1.3.2. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

Kompozit rezinler doldurucu büyüklüklerine, polimerizasyon şekillerine ve viskozitelerine göre sınıflandırılırlar (Tablo 1) (3).

Tablo 1. Kompozitlerin sınıflandırılması

 Doldurucu Partikül Büyüklüklerine Göre;	 Polimerizasyon Şekillerine Göre;	 Viskozitelerine Göre;
<p>A. Homojen doldurucu kompozitler</p> <p>a.Megafil kompozitler</p> <p>b.Makrofil kompozitler</p> <p>c.Mirdifil kompozitler</p> <p>d.Minifil kompozitler</p> <p>e.Mikrofil kompozitler</p> <p>f.Nanofil kompozitler</p> <p>B. Hibrit doldurucu kompozitler</p> <p>a.Mirdifil doldurucular</p> <p>b.Minifil doldurucular</p> <p>c. Nanohibrit doldurucular</p> <p>C. Heterojen doldurucu kompozitler</p> <p>a.Mirdifil doldurucular</p> <p>b.Minifil doldurucular</p> <p>c.Mikrofil doldurucular</p>	<p>A. Kimyasal yolla polimerize olan kompozit rezinler</p> <p>B. Ultraviyole ışık ile polimerize olan kompozit rezinler</p> <p>C. Görünür ışıkla polimerize olan kompozit rezinler</p> <p>D. Lazer ışığı ile polimerize olan kompozit rezinler</p> <p>E. Hem kimyasal hem de görünür ışıkla polimerize olan kompozit rezinler</p>	<p>A. Düşük viskoziteli kompozit rezinler</p> <p>B. Yüksek viskoziteli kompozit rezinler</p>

2.1.3.2.1. Kompozit Rezinlerin Doldurucu Büyüklüklerine Göre Sınıflandırılması

Kompozit rezinler inorganik doldurucunun büyüklüğü, miktarı ve kompozisyonuna göre 3'e ayrılmaktadırlar (3, 50).

A. Homojen Dolduruculu Kompozitler

Yapılarında sadece polimerize olmamış organik matriks ve doldurucu bulunmaktadır.

a. Megafil Kompozitler: Doldurucu partiküllerin boyutu 50-100 μm büyüklüğündedir.

b. Makrofil Kompozitler: Doldurucu partiküllerin boyutu 10-100 μm büyüklüğündedir. Bu kompozit tipinde bitirme ve cila işlemleri zordur. Bu nedenle renkleri stabil değildir ve yüzeylerinde plak birikimi daha fazla görülmektedir. İlk kompozitler makrofil yapıda üretilmişlerdir. Bu nedenle bu kompozitlere “**geleneksel kompozitler**” de denilmektedir.

c. Midifil Kompozitler: Doldurucu partiküllerin büyüklüğü 1-10 μm arasındadır. Bu kompozit çeşidi de “**geleneksel kompozit**” sınıfına dahil edilmektedir.

d. Minifil Kompozitler: Doldurucu büyüklükleri 0,1-1 μm arasındadır. Estetik olarak iyidirler ancak çiğneme kuvvetlerine karşı dirençleri azdır.

e. Mikrofil Kompozitler: 0,01-0,1 μm arası koloidal silika partiküllerinden oluşmaktadırlar. Bitirme ve cilalama işlemlerine olanak tanırlar. Oldukça estetiklerdir.

f. Nanofil Kompozitler: Doldurucu büyüklükleri 0,005-0,01 μm arasındadır. Bu kompozitlerde doldurucular çok küçük olduklarından miktarları daha fazladır. Buna bağlı olarak polimerizasyon büzülmesi de daha az oranda gözlenmektedir.

B. Hibrit Dolduruculu Kompozitler

Farklı büyüklükte doldurucu partikül içermektedirler. İnorganik doldurucu içeriği arttırılarak materyalin estetik özelliklerinin geliştirilmesi amacıyla piyasaya sürülen materyallerdir. İnorganik doldurucuların artmasıyla azalan organik matriks oranı, materyalin iyi kondanse edilebilmesini, aşınma direncinin artmasını, polimerizasyon büzülmesinin ve pulpal iritasyonların azalmasını sağlamıştır (51). Bu kompozit grubuna; midifil, mikrofil ve nanohibrit dolduruculu kompozit rezinler bulunmaktadır (3).

C. Heterojen Dolduruculu Kompozitler

Daha önceden polimerize olmuş kompozit parçacıklarından veya farklı dolduruculardan oluşmaktadırlar. İçeriklerine hibrit dolduruculardan farklı olarak, prepolimerize kompozit parçacıkları ilave edilmiştir. Bu kompozit grubunda da; midifil, minifil ve mikrofil dolduruculu kompozit rezinler bulunmaktadır.

2.1.3.2.2. Kompozit Resinlerin Polimerizasyon Şekillerine Göre Sınıflandırılmaları

A. Kimyasal Yolla Polimerize Olan Kompozit Resinler

Pat-pat, pat-likit veya toz-likit halinde bulunmaktadır. “**Otopolimerizan kompozit rezinler**” olarak da bilinirler. Karıştırıldıklarında kimyasal reaksiyon başlar. Karıştırılma sırasında oluşabilecek hava kabarcıkları ve içeriğinde bulunan aminin materyalde yarattığı renklenme dezavantajlarıdır. Ayrıca bu tip kompozitlerde, polisaj işlemi 24 saat sonra yapılabilir (50, 52).

B. Ultraviyole (UV) Işıklı Polimerize Olan Kompozit Resinler

Kimyasal yolla polimerize olan materyallerin dezavantajlarından doğan ihtiyaç nedeniyle piyasaya sürülmüştür. İçerisinde reaksiyon başlatıcı olarak “**benzoin eter**” bulunmaktadır (53). İlk olarak, UV ışıkla polimerize olabilen fissür ve pit örtücülerle çalışılmıştır (54). Ancak, dişin çok ısınmasına neden olması, polimerizasyon derinliğinin az olması ve yarattığı kornea hasarı sebebiyle, kullanımları konusunda klinik olarak zorluklar yaşanmıştır (52, 53).

C. Görünür Işıklı Polimerize Olan Kompozit Rezinler

Bu kompozit çeşidine “**fotopolimerizan kompozitler**” de denilmektedir. Bu tip kompozitlerde ışığı absorbe eden ve polimerizasyonu başlatan bir başlatıcı bulunur ve genellikle bu amaçla kullanılan başlatıcı kamforokinondur (3, 53). Bu sistemle, UV ışığın sağlayabildiği polimerizasyon derinliğinin oldukça düşük olmasından kaynaklanan sınırlama da ortadan kaldırılmıştır. Ayrıca görünür ışığın korneaya etkisi, UV ışıktan oldukça düşüktür. Ancak yine de, mavi ışığa gözle direkt olarak bakılmaması ve mümkün olduğu kadar ışıktan koruyucu aparat kullanımı (ışık cihazının ucuna takılan levha, gözlük vb.) önerilmektedir (55). Bu kompozitlerin polimerizasyonu için kuartz-tungstren-halojen lambalar, plazma ark lambalar ve diod lambalar kullanılabilir (56).

D. Lazer Işığı ile Polimerize Olan Kompozit Rezinler

Lazer ışığı ile yapılan polimerizasyonlarda en sık “**Argon lazerler**” kullanılmaktadır. Argon lazerlerin, daha derin bölgelere ulaşarak polimerizasyon derinliğini arttırdığı ve böylelikle polimerizasyon süresini kısalttıkları bildirilmiştir (57). Ancak, bu cihazların pahalı olması, kullanımlarının yaygınlaşması konusunda engel oluşturmaktadır.

E. Hem Kimyasal Hem de Görünür Işıklı Polimerize Olan Kompozit Rezinler

İki pat şeklindedirler. Polimerizasyon görünür ışıkla başlar ve ardından ışığın ulaşamadığı yerlerde kimyasal polimerizasyon devam eder (3). Özellikle yapıştırma simanı olarak kullanılmaktadırlar (58).

2.1.3.2.3. Kompozit Rezinlerin Viskozitelerine Göre Sınıflandırılması

A. Düşük Viskoziteli Kompozit Rezinler

Materyalin içeriğindeki doldurucu partikül boyutu arttırılarak veya miktarı azaltılarak elde edilen, düşük viskoziteli ışıkla sertleşen rezin materyallerdir (51). Bu rezin materyaller, kavite tabanına yayılırlar ve diş anatomisine uygun bir şekilde yüzeye adapte olurlar. Doldurucu içeriği geleneksel kompozitlere kıyasla % 20-25 daha azdır (59). Materyalin düşük viskozitesi şırınga sistemi ile yerleştirilebilmesini mümkün kılar.

Düşük stres alan bölgelerde, kaviteilerin zor ulaşılan alanlarında ve dişetine yakın alanlarda kullanımları önerilmektedir. Kavite duvarlarına adaptasyonları iyidir. Yerleştirilmeleri kolaydır. Bu durum işlem süresini de kısaltmaktadır (59). Ancak elastik modülü düşüktür ve aşınma direnci azdır (60). Mekanik özellikleri geleneksel kompozitlere kıyasla düşüktür (61).

B. Yüksek Viskoziteli Kompozit Rezinler

Arka bölge restorasyonlarında kullanılan ve diş rengine olmayan materyallere alternatif olarak piyasa sürülmüşlerdir. Bu tip kompozitler için; **“tepilebilir (packable)”** ve **“kondanse edilebilir (condansable)”** kompozit terimleri kullanılmaktadır (62). Özellikle Sınıf I ve Sınıf II kavite preparasyonlarında kullanılmak üzere üretilmişlerdir (63). İçerdikleri doldurucu oranı, ağırlıklarının yaklaşık % 80’ini oluşturmaktadır. Hibrit kompozitlerle kıyaslandıklarında yüksek oranda doldurucu içermektedirler ve doldurucu tipleri/boyutları değişiklik

göstermektedir (64). Bu durum, geleneksel kompozitlerde bulunan kontakt noktası oluşturulmasının zor olması ve polimerizasyon büzülmesinin fazla olması gibi bazı dezavantajlara çözüm üretilebilmesini sağlamıştır (57). Partiküller üzerinde yapılan bu tip değişiklikler, polimerizasyon büzülmesini düşürmüştür ancak aşınma oranlarını ise arttırmıştır (60, 64). Radyoopasiteleri, geleneksel kompozitlere kıyasla daha fazladır (60). Uygulama sırasında kullanılan el aletlerine yapışmazlar. Basma ve eğilme kuvvetlerine karşı dayanıklıdırlar. Estetik olarak bitirme ve polisaj işlemlerinin düzgün yapılabilmesine olanak tanırırlar (64).

2.1.4. Tek Kütle Olarak Uygulanabilen (Bulk Fill) Kompozit Rezinler

Günümüzde rezin bazlı restoratif materyaller, estetik avantajları, cıva içermemeleri, küçük kavitelere uygulanabilmeleri gibi özellikleri nedeniyle, posterior restorasyonlarda çok sık kullanılan ve öncelikli olarak tercih edilen materyaller haline gelmişlerdir. Sahip olduğu dezavantajlar, uygun izolasyon teknikleri ve materyalin tabakalama yöntemiyle uygulanması ile birlikte azalmaktadır. Tabakalama tekniği, materyalin fiziksel özelliklerini arttırmaktadır. Bu teknik, polimerizasyon büzülmesini azaltarak dişte oluşabilecek stresleri düşürmektedir ve artık monomer miktarını azaltarak materyalin pulpal dokular üzerinde hasar meydana getirme riskini de minimuma indirmektedir. Bu sayede, restorasyonların başarısı arttırılmıştır (43). Ancak, özellikle geniş kavitelere bu tekniğin uygulanması zaman alıcıdır. Hava kabarcığı oluşumu ve kontaminasyon riski bulunmaktadır. Ayrıca tabakalar arasında bağlanma gerçekleşmeyebilir (4). Bu durum izolasyon sağlanabilmesinin problem oluşturabildiği çocuk hastalarda daha olasıdır ve restorasyonun prognozunu negatif biçimde etkilemektedir. Bu tip problemlerin çözümü amacıyla, araştırmacılar geleneksel kompozit materyallerde çeşitli değişiklikler yapmayı denemişlerdir. Bu değişiklikler; düşük doldurucu içerikli akışkan materyalleri kullanmak, doldurucu tipini değiştirerek materyalin ışık geçirgenliği arttırmak, başlatıcı türünü değiştirmek (Ör; SonicFil, Kavo-Ker; Tetric EvoCeram Bulk Fill, Ivoclar-Vivadent) ve monomer fazının kimyasal yapısını (Ör;

Filtek Bulk fill, 3M-ESPE) değiştirerek polimerizasyon sırasında diş ve materyal arasında oluşan stresi azaltmaktır (65-67). Bu değişiklikler ışığın daha uzun mesafelere ulaşmasını sağlamaktadır.

Geleneksel kompozitlerin dezavantajlarını elimine etmek amacıyla, materyal üzerinde değişiklikler yapılarak “**kütlesel olarak (Bulk)**” yerleştirilebilen materyaller üretilmiştir. Bu materyallerin polimerizasyon derinliği 4-5 mm’dir (6, 68, 69). İki farklı ticari tipi bulunmaktadır.

“**Yüksek viskoziteli (Full-body)**” olan bulk fill kompozitler, geleneksel kompozitlere benzer şekilde kayıp diş dokusunu onarabilir. Fazla oranda inorganik bileşen içermesi sayesinde yüksek çiğneme basıncı alan arka bölgelerde rahatlıkla kullanılabilirler (5, 6). Yüksek viskoziteli bulk fill kompozitler, düşük viskoziteli (Base) bulk fill kompozitlerine kıyasla, daha fazla miktarda doldurucu partikül içermektedirler (70). Tüm restorasyonun yüksek viskoziteli bulk fill kompozitlerle yapılmasının da uygun olabileceği bildirilmiştir (71).

“**Düşük viskoziteli (Base)**” bulk fill kompozitler, gelişmiş mekanik ve kimyasal özelliklere sahip, doldurucu içeriği ve organik matriks yapısında değişiklikler yapılarak üretilmiş resin esaslı materyallerdir (72, 73). Geleneksel kompozit mikrohibrit/nanohibrit resinlere kıyasla, az oranda doldurucu içeren düşük viskoziteli bulk fill kompozitler, kavite tabanına yayıldıklarından ve ulaşılması daha zor olan bölgelerde boşluk kalması riskinin azaltılabilmesinde dolayı, bu gibi durumlarda tercih edilebilmektedirler. Polimerizasyon büzölmelerinin de geleneksel kompozit resinlere kıyasla daha az meydana geldiği bildirilmiştir (74, 75). Düşük viskoziteli kompozitler, düşük elastik modöllerini sayesinde, stres oluşumunu azaltırlar ve sızıntı oluşumunu daha aza indirgerler. Ayrıca, düşük viskoziteli kompozitler kavite duvarlarına iyi adapte olurlar ve bu sayede kenar uyumunun daha iyi olmasını sağlarlar. Bu materyallerin estetik özellikleri de iyidir (76). Ancak, içeriklerindeki düşük doldurucu oranı restorasyon yüzeylerini aşınmaya daha dirençsiz hale getirir. Bu nedenle, bu tip materyallerin restorasyonun tamamında kullanılmalarının uygun olmadığı ve mekanik özellikleri daha iyi olan konvansiyonel bir resin materyalle kombine edilerek kullanılmalarının önerildiği belirtilmektedir (73, 75).

Bulk fill kompozit rezinlerin avantajları;

- Polimerizasyon derinliği geleneksel kompozitlerden yüksektir.
- Marjinal cep oluşumu açısından geleneksel kompozit rezinlerle benzer veya daha başarılı bulunmuşlardır.
 - Materyalin kenar örtüleme oranının geleneksel kompozitlerle benzer olduğu bildirmiştir.
 - Geleneksel kompozit rezinlerle benzer tüberkül defleksiyonu (form değişiklikleri) gösterirler.
 - Polimerizasyon büzülmeleri geleneksel kompozit rezinlerden düşüktür.
 - Düşük viskoziteli bulk fill kompozit rezinler 4 mm derinliğinde olan kaviterlerde yerleştirildikleri zaman, polimerizasyon prosedüründen etkilenme oranları ise yüksek viskoziteli bulk fill kompozitlerinkilere oranla daha yüksektir.
 - Düşük viskoziteli bulk fill kompozit rezinlerin polimerizasyon büzülme oranları ise, geleneksel düşük viskoziteli kompozit rezinlerinkine oranla daha düşüktür (74, 77-83).

Bulk fill kompozit rezinlerin dezavantajları;

- Işık geçirgenliğini arttırmak amacıyla, kompozit rezin materyallerin içeriklerinde yer alan doldurucu miktarlarının azaltılmasının, bu tip rezinlerin fiziksel ve mekanik özelliklerini geleneksel kompozit rezinlere kıyasla azalttıkları belirtilmektedir. Bu özelliklerin geliştirilmesi amacıyla bazı markalar bulk fill materyallere cam mikrofiberler eklemiştir.
 - Düşük viskoziteli bulk fill kompozit rezinlerin elastik modülü, geleneksel düşük viskoziteli kompozit rezinlerden düşüktür (75, 83-86).

2.1.5. Giomer

Cam iyonomer simanların Wilson ve Kent tarafından sunulmasının ardından flor salınımı yapabilen materyaller üzerine yoğunlaşmıştır. Rezin modifiye cam iyonomer siman, kompomer, flor salınımı yapan kompozit ve son olarak da önceden reaksiyona girmiş cam iyonomer (PRG) teknolojisi geliştirilmiştir (87). Geliştirilen bu teknoloji ile geleneksel cam iyonomer simanların nem duyarlılığı, mekanik özelliklerinin iyi olmaması ve kötü estetik özellikleri gibi dezavantajlarının elimine edilebilmesi amaçlanmıştır. Bu hibrit materyaller üretilirken; cam iyonomer simanların flor salınımı gibi avantajlarının yanı sıra, rezin kompozitlerin üstün mekanik özelliklerinin bir araya getirilmesi sağlanabilmiştir (19).

Giomerlerin üretiminde, polialkenoik asit (PAA), su varlığında florealüminosilikat cam parçacıklarıyla (FASG) reaksiyona girer (88). Bu reaksiyon sonucunda “ıslak silikon hidrojel” olarak tanımlanan stabil bir cam iyonomer fazı oluşur. Elde edilen bu yapı silanlanır ve öğütülerek PRG doldurucuları oluşturulur. Ardından bu yapı rezin matriks içine dahil edilerek “**Giomer**” meydana getirilmiş olur. Önceden reaksiyona girmiş hidrojinin varlığının, yüksek seviyelerde flor salınımından ve giomerlerin reşarj olabilmesinden sorumlu olduğu varsayılmaktadır (89). Polimerize olmuş rezin matriksten iyon salınımı su varlığında gerçekleşmektedir (88).

Cam iyonomerlerin, asit ile reaksiyon derecesine bağlı olarak PRG dolgu maddeleri iki türe ayrılır ve giomerin içeriğine dahil edilir (87). Reaksiyonun sadece yüzeydeki doldurucularda gerçekleştiği PRG tipi; “**S-PRG (yüzey reaksiyon tipi)**” olarak, reaksiyonun tüm doldurucularda gerçekleştiği tipi ise; “**F-PRG (tam reaksiyon tipi)**” olarak adlandırılır. F-PRG dolgu maddelerinin daha önceden reaksiyona sokulmuş fazı daha fazla olduğundan, S-PRG dolgu maddelerinden daha yüksek oranda flor salınımı yapabilirler, ancak yapıları S-PRG dolgu maddelerine kıyasla daha hızlı bozular. Ayrıca S-PRG, flor iyonuna ilave olarak alüminyum, baryum, sodyum, silisyum, stronsiyum iyonlarının salınımını da yapabilmektedir (90, 91). Son zamanlarda geliştirilen, modifiye S-PRG adında iki yüzeyli tabakaya sahip

üç katmanlı bir yapı oluşturulmuş ve nemin zarar verici etkileri olmadan iyon salınımı yapılabilmesine ve reşarj olabilmesine olanak tanınmıştır. Bu sayede materyalin uzun süreli dayanımının sağlanabildiği öne sürülmüştür. Ayrıca modifiye S-PRG; normal S-PRG'ler gibi iyon salınımı da yapmaktadır (91).

Giomer'in avantajları;

- Diş dokularında demineralizasyon sürecini inhibe eder.
- Dental plak formasyonunu ve bakterilerin materyal yüzeyine tutunmasını engellemektedir.
- Diğer flor salan dental materyallerin aksine flor salınımı materyalin degradasyonuna neden olmamaktadır.
- İlk 24 saat düşük miktarda flor salınımı yapmaktadır. Yerleştirildikten sonraki 21 gün boyunca flor salınım miktarı artmaktadır.
- Reşarj edilebilirler.
- Rezin içeriklerinden dolayı estetik özellikleri iyidir ve polisajları daha kolaylıkla yapılabilir.
- Flor salınım oranı, flor içeren kompozit rezin materyallere oranla yüksektir.
- Toksik değildir.
- Biyouyumlu ve biyoaktiftir.
- Renk stabilitesi iyidir.
- Fiziksel özellikleri kompozit rezinlerinkine benzerdir. Bu nedenle posterior restorasyonlarda kullanım endikasyonu vardır.
- Kırılma ve makaslama kuvvetlerine karşı dayanımı yüksektir ancak ormoser ve nanoseramik gibi materyallere kıyasla makaslama kuvvetlerine karşı dayanımlarının daha düşük bulunduğu çalışmalar mevcuttur.
- Flor reşarjının çürük inhibisyon zonunun kalınlığını artırabildiği gösterilmiştir.
- PRG'lerin iyon tabakasıyla kaplı olması, materyalin nemden korunmasını sağlar.

- PRG teknolojisi; çok fonksiyonlu cam doldurucu içerdiğinden aşınma direnci ve radyoopasitesi yüksektir.
- İçeriğindeki PRG doldurucular ve çapraz bağlı matriks sayesinde, basma kuvvetlerine karşı dayanımı yüksektir.
- Uzun süreli klinik çalışmalar, giomer restorasyonlarında meydana gelen yüzey pürüzlülüğünün, sorun oluşturacak seviyelerde olmadığını bildirmiştir (89, 90, 92-107).

Giomerlerin dezavantajları;

- Alınan gıdalarda mevcut olan sitrik asit ve etanol gibi bazı ürünler, giomerlerin yüzey pürüzlülüğünü ve sertliğini etkileyebilmektedir.
- Yapılan çeşitli çalışmalarda, mikrosızıntı değerleri yüksek bulunmuştur.
- Dentin örtücülüğü mineye göre daha düşüktür.
- Flor salınımı ve reşarj olma özellikleri, cam iyonomer siman içerikli materyallere ve kompomerlere kıyasla düşüktür (103, 108-117).

Giomer materyalinin sağladığı avantajlar yapılan uzun dönemli çalışmalarla da desteklenmiştir (118). Bu materyaller, direkt estetik restorasyonlar ve lamina restorasyonlarında, pit-fissür örtücü olarak, süt ve daimi dişlerin Sınıf I, III, IV ve V restorasyonları ve küçük boyutta Sınıf II kavite restorasyonlarında, kavite tabanında kaide materyali olarak, porselen ve kompozit restorasyonların tamirinde, pulpa kaplama ajanı olarak ve dişeti çekilmiş dişlerin kök yüzeyi restorasyonlarında kullanılabilmektedir (7, 23, 89, 119-121).

2.2. Adeziv Sistemler

Adeziv sistemler ilk olarak 1950'lerde piyasaya sürülmüştür (122). 1955 yılında Buonocore'un asitleme tekniğini, diş yüzeyinde modifikasyonlar yapabilmek ve restorasyonların tutuculuğunu arttırabilmek amacıyla uygulaması sonucunda “**asit**” ve “**adeziv bağlayıcı**” kullanma düşüncesi diş hekimliğine girmiştir (122). Günümüze kadar, hem mine hem de dentinde daha yüksek bağlanma kuvveti oluşturmak ve daha iyi bağlanmış yüzeyler meydana getirebilmek amacıyla birçok adeziv materyal geliştirilmiştir.

Kavite hazırlanırken diş yüzeyinde “**smear tabakası**” olarak adlandırılan 1,0 µm'luk bir yapı oluşur ve bu tabaka dentin tübüllerine invaze olur (122). Klinik şartlarda, smear tabakasının fiziksel bir bariyer gibi davranarak, diş geçirgenliğini % 86 azalttığı bildirilmiştir (123). Kaldırılması veya modifiye edilmesi gereken bu tabaka ilk üretilen adeziv sistemlerden etkilenmezken, günümüzde üretilen sistemler bu tabakaya etki ederek mikromekanik kilitleme için daha uygun bir ortam oluşturabilmektedirler (124).

İnorganik diş yapısının değiştirilmesi, diş yüzeyinde restoratif materyal adezyonu için uygulanan ilk adımdır. Diş sert dokuları ve restoratif materyaller arasında güçlü bir bağlantı oluşturabilmek amacıyla geliştirilen çeşitli adeziv sistemler; başlatıcı, inhibitör, stabilizatör ve inorganik doldurucu (sadece nano-partikül içeren sistemlerde bulunmaktadır) içermektedir. Hem hidrofilik hem de hidrofobik gruplar içeren monomerlerden oluşurlar. Hidrofilik gruplar, diş sert dokularının ıslanabilirliğini arttırırken; hidrofobik gruplar, restoratif materyalle etkileşime girerek polimerizasyona izin verirler (125). Adeziv sistemlerde en çok kullanılan monomerler HEMA ve Bis-GMA'dır. HEMA, suda çözünebilen ve polimerize olabilen bir ajandır. Bis-GMA ise, hidrofobiktir ve polimerize olurken ağırlıkça yaklaşık % 3 oranında su emmektedir (124). Bu iki ajanın bir arada kullanılmasıyla birlikte, diş dokularına daha iyi bir bağlanma sağlanabilmektedir. Bu maddeler dışında su, etil alkol, butil alkol veya aseton gibi çözücüler kullanılarak, HEMA ve Bis-GMA bileşiminin dentin tübüllerine yayılması ve penetrasyonu

sağlanmaktadır. Penetrasyon eksikliği, mikro ve nano düzeyde sızıntıya, kollajen yapının hidrolizine ve zaman içinde arayüzün bozulmasına neden olabilmektedir (124). HEMA'nın düşük moleküler ağırlığının penetrasyonu kolaylaştırmasına rağmen, hidrofilik yapısı nemden daha fazla oranda etkilenmesine neden olmaktadır (126).

Adeziv sistemlerde bulunan asit; mine ve dentini primer uygulaması için hazırlar ve diş dokularının yüzeylerinde “**mikropöröziteler**” oluşturur. Bu sayede oluşacak “**rezin tag**” yapıları için uygun ortam oluşturulur. Primer; hidrofilik monomerlerden oluşur ve suda çözünebilir bir çözücü ortamında bulunur. Hidrofilik dentine penetre olur ve adeziv sistemin bağlanma kuvvetini arttıran komponentidir. Bond; dentin ve mine ile restoratif materyalin bağlanmasını sağlar (124). Ayrıca, antibakteriyel etkinliği olan ürünler de piyasaya sunulmuştur (125).

2.2.1. Adeziv Sistemlerin Tarihsel Gelişimi

Buonocore tarafından 1955'de ortaya atılmış olan diş dokuları üzerinde asit uygulama konsepti, 1956'da “**1. kuşak adeziv sistemlerin**” üretilmesiyle yön kazanmıştır. İçeriğinde “**N-fenilglisin Glisidil Metakrilat Poliüretan (NPG-GMA)**” bulunan bu sistemler, asitlenmiş mine/dentin yüzeyine rezin materyalin, bir bağlayıcı ajan vasıtasıyla bağlanması temeline dayanmaktadır (127). NPG-GMA, molekülün bir ucunun dentine, diğer ucunun restoratif materyale bağlandığı iki yönlü bir birleştirme ajanıdır. Ancak neme çok duyarlı olması sebebiyle, materyalin bağlanma kuvveti oldukça düşük bir seyir göstermiştir. Bu nedenle, klinik uygulamalarda genel olarak başarısız sonuçlar meydana geldiği gözlenmiştir. Bu sisteme, diş yapısında bulunan kalsiyuma bağlanmayı sağlamak amacıyla Bis-GMA ve HEMA gibi halofosfor esterleri eklenerek “**2.kuşak adeziv sistemler**” piyasaya sunulmuştur. Bağlanma sırasında kalsiyum ve halofosfor grupları arasında oluşan iyonik bağ, neme karşı çok hassas olduğundan, bu adeziv sistemlerin kullanımı sırasında da mikrosızıntı skorları oldukça yüksek olarak bulunmuştur. Ardından, dentine uygulanan asitleme işlemiyle

smear tabakasının modifiye edilmesi fikri ortaya atılmış ve “**3.kuşak adeziv sistemler**” bu şekilde ortaya çıkmışlardır (128). Ancak yapılan çalışmalar, bu kuşak adeziv sistemlerle oluşan smear tabakası içine yeteri kadar penetre olamayan rezin yapının diş ve restoratif materyal arasında zayıf bağlantıya neden olduğunu bildirmişlerdir (129).

Tüm bu gelişmelerin ardından gelişen teknolojiyle beraber “**etch-and-rinse/total-etch (asitle-yıka)**” ve “**self-etch (kendiliğinden asitleme sağlayabilen)**” bağlayıcı sistem konseptleri oluşturulmuştur. Günümüze dek, 8 kuşak adeziv sistem piyasaya sürülmüştür. Son olarak 2011 yılında “**all-in-one (tek şişe)**” halinde kullanıma sunulmuş olan üniversal adeziv sistemler üretilmiştir.

2.2.2. Adeziv Sistem Çeşitleri

2.2.2.1. Total-Etch (Etch-And-Rinse) Adeziv Sistemler

Total-etch sistemlerle beraber, smear tabakasının tamamen kaldırılması gündeme gelmiştir. Bu sistemlere “**etch-and-rinse**” sistemler de denilmektedir. Bu adeziv sistemler, 2 veya 3 aşamalı olarak uygulanabilmektedir (130).

3 aşamalı geleneksel sistemde sırasıyla asit, primer ve bond uygulaması yapılmaktadır (128). 3 aşamalı sistemin teknik hassasiyeti ve çalışma zorluğundan dolayı, işlem basamağını azaltmak amacıyla primer ve bond’un tek şişede birleştirildiği “**iki basamaklı total-etch sistemler**” üretilmiştir.

Total-etch adeziv sistemler, mine ile stabil bir bağlanma elde edebilmek için hala en etkili restoratif uygulamayı sağlayabilmektedir. Hidroksiapatit kristallerinin asitle (genellikle % 30-40 fosforik asit jeli ile) selektif olarak çözülmesinin ardından oluşturulan mikroporözitelerin içine kapiller çekim sayesinde giren rezinin polimerize edilmesi sonucunda adeziv tabaka meydana gelir. Oluşturulan bu yapıya “**rezin tag**”

adı verilir. Bu alanda iki tip kilitlenme oluşur. Makro kilitlenme, mine prizmaların çevresindeki alanda (interprizmatik) oluşurken, mikro kilitlenme ise asitlenmiş mine prizmalarındaki pörözitelere rezin materyalin girmesi (intraprizmatik) ve polimerizasyona uğramasıyla gerçekleşir. İkinci kilitlenme, özellikle mineye bağlanmada önemli katkı sağlamaktadır. Dentinde ise, asitleme işlemiyle hidroksiapatitten yoksun bir kollajen ağı ortaya çıkmaktadır. Bu bölgede oluşan bağlanma, difüzyonla gerçekleşir ve kollajen fibril iskelesine diffüze olan rezinin hibridizasyonu meydana gelir ve böylelikle hibrit bir tabaka oluşur (131).

3 basamaklı total-etch adeziv sistem sayesinde daha yüksek bağlanma kuvvetleri ve daha düşük mikrosızıntı skorları elde edilebildiği bildirilmiştir (132). Bu sistem altın standart olarak kabul edilmektedir. Ancak işlem basamağının çok olması kullanımını zorlaştırmaktadır.

2 basamaklı total-etch sistemlerle demineralize dentinde kollajen çökmesini engelleyerek postoperatif hassasiyetin azaltılması amaçlanmıştır (128). Primer ve bond'un beraber uygulanmasından önce asitle pürüzlendirme yapılarak bağlanma dayanımının artırılması sağlanmıştır (133). İçeriğinde bulunan hidrofilik yapıdaki polimerize edilmiş primerin varlığı sayesinde suyun neden olduğu çözünme, 3 basamaklı total-etch adeziv sistemlere kıyasla daha azdır.

2.2.2.2. Self-Etch Adeziv Sistemler

Total-etch adeziv sistemlerin uygulama zorluklarını ortadan kaldırabilmek için, uygulama süresini kısaltan ve teknik duyarlılığı daha az olan self-etch adeziv sistemler piyasaya sürülmüştür. Uygulama tek veya iki basamaklı olarak yapılmaktadır. 2 basamaklı sistemlerde, asitleme işlemi primer uygulamasıyla birleştirilmiştir. Sistem, “**self-etch primer**” ve “**bond (bağlayıcı ajan)**” şeklinde iki ayrı şişeden oluşmaktadır. Tek basamaklı sistemlerde ise, tüm bileşenlerin aynı anda bir arada yer aldığı tek bir şişe bulunmaktadır. Bu tip sistemlerin kullanımı daha kolay ve basamak sayısı azdır (128).

Self-etch sistemler; güçlü (pH <1), orta (pH≈1,5), hafif (pH≈ 2) ve ultra hafif (pH 2.5) olmak üzere farklı pH değerlerinde bulunmaktadır (134). PH'ın düşük olduğu güçlü asit uygulamalarında demineralizasyon derinliği arttığı için, minede daha iyi bir bağlanma sağlanır (135, 136). PH'ın yüksek olduğu daha hafif asit uygulamalarında ise, mineye bağlanma yeterli olmadığı için ilave asit uygulaması gerekebilir (137). Ancak, güçlü asit uygulamaları dentin dokusu üzerinde çok etkili oldukları için, oluşan nonstabil yapı uzun vadede ara yüzeyin bozulmasına da neden olabilmektedir (138).

Bu tip adeziv sistemlerin kullanımıyla dentinde yeterli bir bağlanma dayanımı oluşturulabilirken, minedeki bağlanmanın yetersiz olması, sistemle beraber asitleme işlemini gerekli kılabilir (139). Bu durum, sistemin kullanımı ile ilgili zorluklar oluşturmuştur.

2 basamaklı self-etch sistemlerde asitleme işleminin ayrı bir basamak gerektirmemesinden dolayı, uygulama etkinliği dentin hidrasyonuna az bağımlıdır ve ilave asitleme yapılmaması postoperatif hassasiyetin azaltılabilmesini sağlamıştır (133, 140). Ayrıca bu sistemle hidrofilik primer uygulamasından sonra, ayrı bir basamak olarak uygulanan hidrofobik yapıdaki bağlayıcı ajan, arayüzü hidrofobik hale getirir ve bağlanma dayanımının artmasını sağlar (141).

Tek basamaklı self-etch adeziv sistemler, genellikle iki basamaklı self-etch adeziv sistemlerden daha hidrofildir; bu durum onları su emilimine daha yatkın hale getirir (141). Ayrıca bu durum sıvıların geçirgenliğine izin verdiği için bağlanma dayanımının da düştüğü bildirilmiştir (142). Bu düşük bağlanma dayanımı, restorasyonların mekanik özelliklerinin zayıflamasına ve su emiliminin artmasına neden olmaktadır (143). Adeziv komponent uygulandıktan sonra, polimerizasyonun hızlı gerçekleştirilmesinin su emilimini azaltacağı düşünülmektedir (143, 144). Bununla birlikte, tüm bileşenlerin bir şişede olması raf ömrünü kısaltmıştır (136), ancak bazı üreticiler hidrolitik olarak daha dirençli akrilamid monomerleri kullanarak bu sorunu çözmeyi denemiştir (145). Tüm bunlarla beraber, günümüzde bu sistemlerin giderek daha çok geliştirilmelerine bağlı olarak, daha iyi performans sergiledikleri gözlenmektedir (134).

2.2.2.3. Cam İyonomer Adezivleri

Cam iyonomer materyal uygulamalarıyla beraber, restorasyonun diş yüzeyine bağlanma kuvvetini arttırmak amacıyla alkenoik asit uygulamaları da yapılabilmektedir (146). Cam iyonomerler temel olarak herhangi bir ön yüzey işlemi gerektirmeksizin, diş dokusuna kimyasal olarak bağlanabilen materyallerdir. Cam iyonomerlerin diş yapısına bağlanmasında; mikromekanik kilitlenme ve polialkenoik asidin karboksil grupları ile hidroksiapatitin kalsiyum iyonları arasında oluşan iyonik bağlar rol oynamaktadır (16). Cam iyonomer siman uygulamalarında, asit uygulamasıyla bağlanma dayanımında artış meydana gelmektedir ve bu artış, uygulanan zayıf asidin diş yüzeyini temizlemesine, yüzey alanını arttırmasına ve mikro gözenekler oluşturarak bir hibridizasyon tabakası oluşturmasına bağlanmaktadır (147).

2.2.2.4. Nano-Partikül İçeren Adeziv Sistemler

Bu sistemlerde; “**nanopartiküller**”, monomerlerin penetrasyonunu ve hibrit katman kalınlığını arttırmakta, bu da adeziv sistemin mekanik özelliklerini geliştirmektedir (148). Nanopartikül içeren adeziv sistemler, daha iyi bir bağlanma sağlarken, stresi absorbe ederler ve bu sistemlerin raf ömürleri daha uzundur (149).

2.3. Bağlanma (Adezyon)

“**Adezyon**”, farklı moleküller arasında meydana gelen çekim kuvvetidir. Adezyonu oluşturan maddeye “**adeziv**” denilmektedir (3). Mine ve dentine bağlanmada temel mekanizma, asit uygulama sonucunda dişlerin sert dokularından

uzaklaştırılan minerallerin, rezin içeriğinde bulunan monomerlerle yer değiştirmeleri ve gözeneklerde mikromekanik tutunmanın meydana getirildiği bir “**hibridizasyon**” işleminin sağlanmasıdır (131). Elde edilen mikro mekanik kilitleme, iyi bir bağlanma sağlanabilmesi için bir ön koşul olmakla birlikte, fonksiyonel monomerler ve dış sert dokuları arasındaki ek kimyasal etkileşim de bağlanma dayanımı açısından önemlidir (147, 150). “**Kimyasal bağlanmada**” iki madde arasında moleküler düzeyde bağlanma gerçekleşirken, “**mekanik bağlanmada**” adeziv bağlanma yüzeyi üzerindeki girinti-çıkıntılara tutunur.

2.3.1. Mineye Bağlanma

Dış minesini, farklı sert doku elemanlarından oluşan ultramorfolojik bir yapıya sahiptir. Mine dokusu, su ve organik içeriğinin yanısıra güçlü moleküllerarası bağlar ve yüksek enerjili yüzeylere sahip sert kristalli bir yapı olan hidroksiapatit (HAp) 'den oluşmaktadır. Hidroksiapatit kristalleri, mine prizmalarını oluşturmak amacıyla düzenlenirler ve dış yüzeyinde aside karşı dayanıklı prizmatik tabaka bulunan bir yapı meydana gelir. Mine asitle pürüzlendirilerek, makro ve mikro gözenekler oluşması sağlanır (151). Meydana gelen bu “**rezin tag**” yapı bağlanma kuvvetini arttırmaktadır (152).

Minede yeterli bağlanmanın sağlanmasıyla, restorasyon ve mine kenarları arasında gerçekleşen sızıntı azaltılır, polimerizasyon büzülmesiyle restorasyon kenarlarında meydana gelebilecek açıklıkların oluşması engellenir (153). Dışın yapısal olarak güçlenmesi sağlanır ve tüberkül kırığı oluşma riski azalır (154).

2.3.2. Dentine Bağlanma

Mineye bağlanmanın dentine bağlanmadan daha başarılı olduğu kanıtlanmıştır (131). Dentinin morfolojik yapısı oldukça karmaşıktır. Minenin % 92'si inorganikken, dentinde bu oran sadece % 45'tir. Mine yapısındaki düzenli yerleşmiş hidroksiapatit kristallerinin aksine, dentinde hidroksiapatit kristalleri kollagen yapıdaki organik matrisin içine rastgele yerleşmiş durumdadır (153). Ayrıca, dentin tübüllerinde pulpadan kaynaklanan bir basınçla sürekli hareket halinde olan dentin lenf sıvısı bulunmaktadır. Pulpa kompleksinden mine-dentin sınırına veya semente uzanan dentin tübülleri, daha az mineralleşmiş intertübüler dentin ile sınırlanan, oldukça mineralize yapıdaki intratübüler dentin ile çevrilidir (155). Dentin nemli bir yapıdır, düşük moleküllerarası bağları ve düşük enerjili yüzeyleri ile mineden daha az serttir (124). Dişin kavite preparasyonu sırasında oluşan “**smear tabakası**” bir bariyer gibi davranarak dentin permeabilitesini azaltmakla birlikte; adeziv materyalin bağlanmasını ise negatif yönde etkilemektedir (123, 153).

Dentine bağlanma, hem mikromekanik hem kimyasal olarak gerçekleşmektedir. Dentinin asitle pürüzlendirilmesi, dentinin demineralize olmasını ve hidroksiapatitten yoksun bir kollagen fibrin iskelesi oluşmasını sağlar (156). Oluşan bu iskele, primer içerisinde bulunan hidrofilik yapıdaki HEMA ile ıslatılır ve rezin yapının oluşması için kollagen ağını hazırlar (157). Ardından uygulanan rezinin oluşan bu kollagen yapının ve dentin tübüllerinin içine girerek polimerize edilmesiyle hibrit bir yapı oluşur (157).

Aşırı nem varlığı, bu yapının hidrofobik ve hidrofilik fazlarının birbirinden ayrılmasına ve hava kabarcığı oluşumuna neden olur. Ayrıca nemin ortamda fazla olması da, polimerizasyonun tam olarak sağlanamaması ile sonuçlanır. Bu durum yapılan restorasyonun mekanik özelliklerini etkileyerek, restorasyonun prognozunu etkilemektedir (158, 159).

2.4. Mikrosızıntı

Mikrosızıntı, kavite duvarı ile uygulanan restoratif materyal arasında klinik olarak saptanamayan sıvı, iyon veya bakteri geişı olarak tanımlanmaktadır (160). Dişlerde renk değişikliklerine, ikincil çürük oluşumuna ve pulpal irritasyona neden olabilmektedir (1, 2).

Rezin restoratif materyallerin sürekli gelişimine rağmen, polimerizasyon büzülmesi ve mikrosızıntı gibi problemler halen ortaya çıkmaktadır. Dimetakrilat resin kompozitlerinin polimerizasyonu, materyalde hacimsel bir büzülme meydana gelir. Büzülmeden kaynaklanan gerilmeler ve ortaya çıkan kuvvetler kenar uyumunda bozulma ve mikrosızıntı ile sonuçlanır (161). Restorasyonun bağlanmış yüzeylerinin bağlanmış olmayan yüzeylerine oranının (C faktörü) artması, polimerizasyon büzülmesini arttırmaktadır. Buna bağlı olarak; bağlanma dayanımı düşmekte ve daha fazla mikrosızıntı meydana gelmektedir (162). Ayrıca dolgu yüzeylerinin aşınması, restoratif materyalde zamanla meydana gelen elastik deformasyon, restoratif materyal ve diş dokuları arasındaki termal genişleme katsayı farkı, ağız içinde mevcut olan stresler ve restorasyonun doğru şekilde yerleştirilmemiş olması mikrosızıntının meydana gelmesine yol açan diğer durumlardır (163). Mevcut adeziv sistemlerin mikrosızıntıyı tamamen engelleyemedikleri görülmektedir (164).

Mikrosızıntının azaltılabilmesi amacıyla; yeni resin monomerlerinin ve sistemlerin geliştirilmesi, tabakalama tekniğinin kullanılması, ışık kaynağının türü ve polimerizasyon modu, C faktörünün azaltılması, güçlü bir ışık kaynağının seçilmesi ve ışık kaynağının restorasyon yüzeyine yakın tutulması gibi önerilerde bulunmaktadır (83).

2.5. İn-Vitro Testler

Laboratuvar testleri, üretilen veya geliştirilen yeni materyallerin ve tekniklerin, klinik açıdan uygun olup olmadıklarını saptamaya yarayan testlerdir. Laboratuvar testlerini etkileyen bazı parametreler mevcuttur. Bu tip testlerde standart sapmanın mümkün olduğunca düşük tutularak, testlerin bu parametrelerden minimum düzeyde etkilenmesini sağlayabilmek amaçlanmıştır. Bu sebeple, ölçülen değerlerin değişkenliğinin mümkün olabildiğince az olması önemlidir. Ayrıca, kullanılan cihazların bu testleri yapmaya uygun ve kalibre edilebilir olmaları gerekmektedir. Materyallerden elde edilen bu sonuçlar, restorasyonların klinik bulgularıyla uyumlu olmalıdır (165).

Laboratuvar testleri;

- Belirli bir parametre hakkında hızlı veri toplama,
- Tüm diğer değişkenleri sabit tutarken belirli bir parametreyi ölçme,
- Yeni ve/veya deneysel bir malzeme ve tekniğin performansını “altın standart” olarak kabul edilen diğer bir değişkenle kıyaslama,
- Aynı anda birçok örneği test edebilme,
- Mümkün olabildiğince ekonomik test protokollerini/araçlarını kullanarak, elde edilen sonuçlar sayesinde, restorasyonlarda klinik olarak meydana gelmeleri beklenen sonuçların önceden tahmin edilebilir olmalarını sağlamaktadır (134).

2.5.1. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testleri

İki materyal arasındaki bağlama dayanımını ölçen birçok mekanik test bulunmaktadır. Bağlanma dayanımı, temel olarak testin yapılacağı bölgenin boyutuna bağlı olarak makro veya mikro test düzeneği kullanılarak statik olarak ölçülebilir (134). Bu ölçümler sırasında “**makaslama (shear)**”, “**çekme (tensile)**” veya “**itme (push-out)**” testleri kullanılabilir.

Bağlanma dayanımı testleri aynı zamanda “**debonding testleri**” olarak da isimlendirilmektedir (166). Diş sert dokuları ile restoratif materyal arasındaki bağlanma gücünün öğrenilmesine yönelik olarak uygulanan bu testler, kullanılan materyal ve tekniklerin klinik başarılarının yorumlanmasına ve özelliklerinin geliştirilmesine katkı sağlamayı hedeflemektedirler. İn-vitro olarak (laboratuvar ortamında) yapılan ve ağız ortamını taklit etmek üzere uygulanan bu testler, klinik koşulları tam olarak yansıtamazlar bile, kullanılan materyallerin sonuçları ile ilgili fikir sahibi olmamıza yardımcı olmaktadır (167).

İdeal bir bağlanma dayanımı ölçüm testinin; teknik hassasiyetinin düşük ve uygulama prosedürlerinin nispeten hızlı ve kolay olması istenmektedir. En sık kullanılan test, kolay ve hızlı bir test tekniği olan “**makaslama bağlanma dayanımı**” testidir (168). Testin doğruluğu; bağlanılacak yüzeyin dokusal özellikleri, kavite preparasyonu süresince oluşan yüzey kontaminasyonu, smear tabakası, bağlanmaya karşı koyan eksternal streslerin gelişimi, adezyon yüzeyindeki yüklerin dağılımı, adezivin fiziksel ve kimyasal özellikleri, örneklerin saklanma koşulları ve test tasarımına bağlıdır (167, 169, 170). Bağlanma değerlerini etkileyen faktörlerden biri de; makaslama kuvvetini ölçmek amacıyla kullanılan farklı konfigürasyonda çeşitli uçlardır (171). Bu amaçla, en sık olarak; “**keski şeklindeki**” uçların kullanımı önerilmektedir (172).

Ağız ortamında meydana gelen sonuçlara yakın sonuçlar elde edebilmek amacıyla, örneklere klinik olarak daha doğal koşulların taklit edilerek yaşılandırma prosedürünün gerçekleştirildiği “**termal siklus (termal yaşılandırma)**” işlemi

uygulanabilmektedir (173). Yaşlandırma prosedürünün, bağlanma dayanımı çalışmalarının yaklaşık % 35'inde kullanıldığı bildirilmektedir (134). Termal siklus yöntemi en sık kullanılan yapay yaşlandırma yöntemleri arasındadır, bununla birlikte literatürde, enzimlerin, çeşitli kimyasal maddelerin ve su emilimi ölçüm yönteminin de bu amaçla kullanıldığı bildirilmektedir (174).

Bağlanma sırasında ara yüzeylerde oluşan farklı tipte kırıklar; ara yüzeyler üzerinde meydana gelen çekme stresinden kaynaklanmaktadır (168).

Bağlanma dayanımı testlerinin ölçüm sonuçları, deneysel faktörlerden önemli düzeyde etkilemektedirler (167, 169-171). Bu nedenle klinik sonuçları kesin olarak yansıtamayabilirler (175). Bununla birlikte, bu in-vitro testler yardımıyla farklı birkaç materyalin ölçüm değerleri arasındaki farklılıklar veya üstünlükler konusunda fikir sahibi olunabilmektedir.

2.5.2. Mikrosızıntı Testleri

Mikrosızıntı testleri; çekilmiş dişler üzerinde, laboratuvar koşullarında gerçekleştirilen ve restoratif materyallerin klinik performansları hakkında bilgi sahibi olmamızı kolaylaştıran in-vitro testlerdir. Böylelikle, bu materyallerle yapılan restorasyonların prognozları hakkında fikir sahibi olmak ve restorasyonlara ait klinik bulguların desteklenmesi amaçlanmaktadır. Materyal ve diş sert dokuları arasında görülebilir bir boşluk olmasa dahi, mikrosızıntının meydana gelebileceğinin anlaşılmasının ardından, bu konuda farklı yöntemler izlenerek birçok araştırma yapılmıştır (176).

Sızıntının tespit edilebilmesi için yapılan bu çalışmalarda birçok yöntem kullanılmaktadır. Bunlar arasında boyar madde penetrasyon testleri, radyoizotoplar, kimyasal ajanlar, bakteriyel çalışmalar, hava basıncı yöntemi, nötron aktivasyon analizi, elektro-kimyasal çalışmalar, mikroskopik inceleme yöntemleri bulunmaktadır (177).

Boyar madde penetrasyon testleri: Bu testler literatürde, kolay uygulanabilir olmaları, biyouyumlu ve ucuz olmaları, hızlı sonuç vermeleri ve sonuçların değerlendirilmesinin kolay olması gibi sebeplerle en sık kullanılan test yöntemleri olarak bildirilmektedirler (177). Gümüş nitrat, metilen mavisi, bazik fuksin, eritrosin veya bazı radyoaktif belirteçlerin; restoratif materyal ve diş arayüzeyine sızdırılmalarını takiben, laboratuvar koşullarında mikroskopik olarak değerlendirilmeleri ile mikrosızıntı sonuçları elde edilmektedir (178, 179). Restorasyonun yapıldığı bölgenin ve boya maddelerinin boya penetrasyon oranını etkilediği bildirilmektedir (179-181).

Bu test yönteminde, kenar sızıntısının ölçülebilmesi için kademeli olarak artan değerlerin kaydedilebildiği skalalar kullanılmaktadır (182).

Radyoizotopların Kullanılması: Sık kullanılan yöntemler arasındadır. Restorasyon tamamlandıktan sonra test edilecek örnek, radyoizotop içeren solüsyonda bekletildikten sonra radyografik yöntemlerle sızıntı tespit edilir. Mikrosızıntı hakkında daha detaylı bilgi vermesine rağmen, çok hassas bir çalışma gerektirmesi önemli bir dezavantajdır (1).

Kimyasal Ajanların Kullanılması: İki renksiz bileşenin kenar aralığından sızdırılarak çökeltilmesi prensibine dayanır. Bu amaçla, sıklıkla gümüş tuzları kullanılmaktadır (1). Amalgam ve cam iyonomer siman restorasyonlarında kullanıldığında ise hatalı sonuçlar verebilmektedir (177).

Bakteriyel Çalışmalar: Hazırlanan örnek kültür ortamında bekletilerek diş ve materyal arasında bakteri üremesi sağlanır. Ardından bakteriler boyanarak sızıntı tespit edilir. Bu tekniğin duyarlılığı açısından bakterinin boyutu ve türü önem taşımaktadır (1).

Hava Basıncı Yöntemi: 1912 yılında Harper tarafından tanıtılan bir yöntemdir. Materyale yüksek basınçlı bir hava gönderilerek sızan hava miktarının tespitiyle mikrosızıntı varlığı ölçülmektedir (1).

Nötron Aktivasyon Analizi: Radyoaktif olmayan mangan tuzlarının diş sızdırılması ve sızan mangan miktarının belirlenmesi temeline dayanmaktadır (1).

Elektro-kimyasal Çalışmalar: Bir elektrotun kaviteye yerleştirilmesi ve kenar aralığından geçen akımın ölçülmesiyle mikrosızıntıyı belirlemeyi hedefleyen bir yöntemdir (1).

Her ne kadar mikrosızıntı testleri prensip olarak bağlanma dayanımı ölçümlerinden daha kolay uygulanabilir olsalar da, geleneksel mikrosızıntı protokollerinin güvenilirliği tartışmalıdır (178, 183).



3. MATERYAL- METOT

Çalışmamız için, Süleyman Demirel Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan (18.04.2018 tarih ve 101 sayılı) izin alınmıştır.

Güncel dental materyallerin, daimi dişlere bağlanma dayanımlarının ve mikrosızıntı skorlarının in-vitro koşullarda belirlenebilmesi amacıyla, taze çekilmiş 3.molar dişler kullanılmıştır. Bağlanma dayanımını değerlendirmek için “**makaslama test yöntemi**”, arayüz kırıklarının tipinin belirlenmesi için “**stereomikroskop ile gözlem metodu**” kullanılmıştır. Mikrosızıntı miktarlarını değerlendirmek için ise “**boya penetrasyonu yöntemi**” seçilmiştir. Tüm işlemler tek bir araştırmacı tarafından gerçekleştirilmiştir.

3.1. Kullanılan Materyaller

Çalışmada kullanılan test materyalleri ve içerikleri Tablo. 2’de verilmiştir.

3.1.1. Çalışmada Kullanılan Restoratif Materyaller

3.1.1.1. Filtek Bulk fill Posterior Restoratif

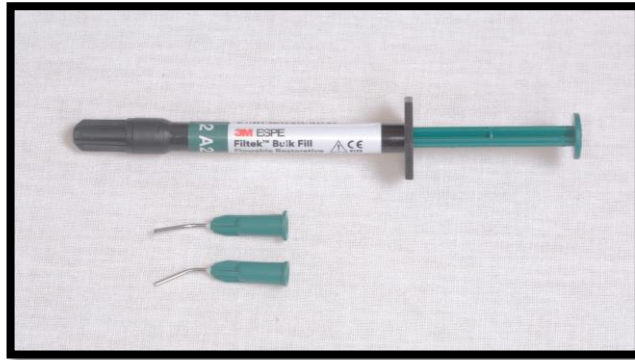
Filtek Bulk fill Posterior Restoratif (3M ESPE) kompozit farklı renk seçeneklerine sahip, 4 mm'lik kalınlıklarda polimerize edilebilir bir materyaldir (Resim 1). Bis-GMA, Bis-EMA (bisfenol-A etoksi dimetakrilat), UDMA, 1, 12-dodecane-DMA ve prokrilat rezinleri içermektedir. Zirkon, silika ve ytterbiyum triflorid yapıda dolduruculardan meydana gelmektedir (69).



Resim 1. Filtek Bulk fill Posterior Restoratif Materyal (A2)

3.1.1.2. Filtek Bulk fill Akışkan Restoratif

Filtek Bulk fill Akışkan Restoratif (3M ESPE) materyal, görünür ışıkla aktive olan, radyopak bir kompozit rezindir (Resim 2). 4 mm'lik polimerizasyon derinliğine sahip olan bu materyal; Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA ve prokriyat rezinleri içermektedir (68).



Resim 2. Filtek Bulk fill Akışkan Restoratif Materyal (A2)

3.1.1.3. Beautifil II

Beautifil II (Shofu) flor salınımı yapabilen, reşarj özelliği olan, optimum estetik ve biyouyumluluk sağlayan giomer bir materyaldir (Resim 3). Bis-GMA, Trietilen Glisidil Dimetakrilat (TEGDMA), UDMA ve PRG doldurucularını içermektedir. Beautifil II, yüzey reaksiyonu tipi PRG (S-PRG) ile oluşturulmuştur (184).



Resim 3. Beautifil II Giomer Materyal (A2)

3.1.2. Çalışmada Kullanılan Adeziv Sistemler

3.1.2.1. Clearfil SE Bond (2 basamaklı self-etch) Adeziv Sistem

Işıklı sertleşen, self-etch bir adeziv ve primer'den oluşan sistemdir (Resim 4).



Resim 4. Clearfil SE Bond Adeziv Sistem

3.1.2.2. Adper Single Bond 2 (2 basamaklı total-etch) Adeziv Sistem

Klinik olarak kanıtlanmış Adper Single Bond'dan temel olarak üretilen, ağırlıkça % 10 oranında, 5 nm çaplı silika doldurucuları içeren total-etch bir adeziv sistemdir (Resim 5). Adeziv aşaması tek şişeden oluşmaktadır ve uygulaması fosforik asit uygulama basamağı ile birlikte yapılır (Resim 6). Bis-GMA, HEMA, etanol vb. bileşenler içermektedir (185).



Resim 5. Adper Single Bond 2 Adeziv Sistem



Resim 6. i-Dental i-Gel Fosforik Asit

Tablo 2. Çalışmada kullanılan test materyalleri

MATERYAL	İÇERİK	İNORGANİK DOLDURUCU ORANI	ÜRETİCİ FIRMA (LOT NO)	UYGULAMA ŞEKLİ
Filtek Bulk fill Posterior Restoratif	AUDMA UDMA, DDDMA, Silika doldurucular, Zirkon doldurucular, Ytterbium trifluoride doldurucular	Kütlece % 76,5 Hacimce % 58,4	3M ESPE, ABD (N899704)	1. Materyal 4-5 mm kalınlıkta yerleştirilir. 2. LED ışık kaynağı ile 40 sn ışık uygulaması yapılır.
Filtek Bulk fill Akışkan Restoratif	Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA, Prokrilat rezin, Silika doldurucular Zirkon doldurucular, Ytterbium trifluoride doldurucular	Kütlece % 64,5 Hacimce % 42,5	3M ESPE, ABD (N930488)	1. Materyal 4-5 mm kalınlıkta yerleştirilir. 2. LED ışık kaynağı ile 40 sn ışık uygulaması yapılır.
Beautiful II	Bis-GMA, TEGDMA, İnorganik cam doldurucular, S-PRG, Di-kamforkinon ve Pigmentler	Kütlece % 83,3 Hacimce % 68,6	SHOFU, Japonya (031601)	1. Materyal 2 mm kalınlıkta yerleştirilir. 2. LED ışık kaynağı ile 20 sn ışık uygulaması yapılır.

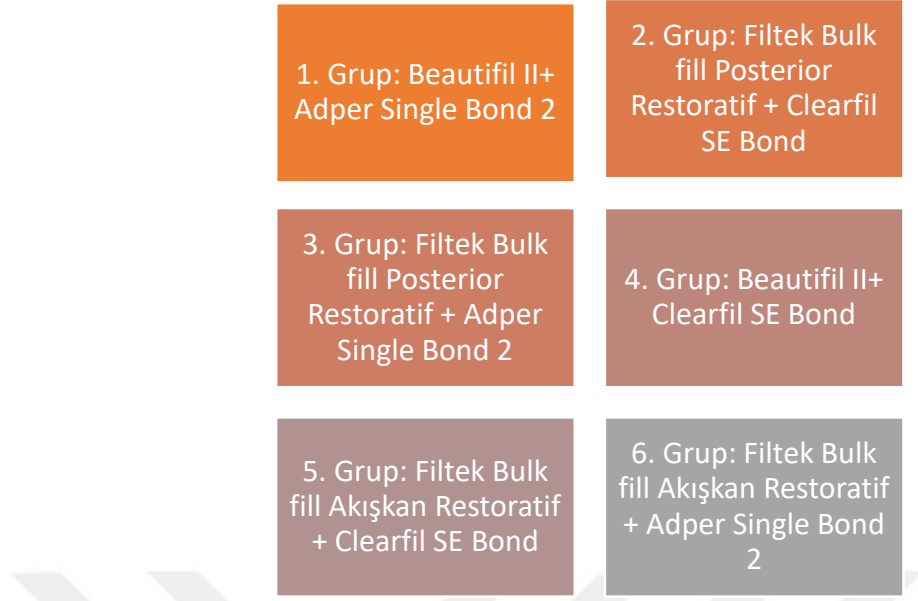
Tablo 2. Çalışmada kullanılan test materyalleri (devam)

MATERYAL	İÇERİK	İNORGANİK DOLDURUCU ORANI	ÜRETİCİ FİRMA (LOT NO)	UYGULAMA ŞEKLİ
Adper Single Bond 2	HEMA, BIS-GMA, DMA, Aminler, Poliakrilik ve poliakonik asitin metakrilat kopolimeri, Etanol, Su		3MESPE, ABD (N904781)	1. Yüzeyle 15 sn asit uygulanır. 2. Asit 10 sn yıkanır, 2 sn kurutulur. 3. Adper Single Bond 2 20 sn boyunca ovalama hareketiyle, yüzeyle uygulanır. 4. 5 sn havayla kurutulur. 5. LED ışık kaynağı ile 10 sn süreyle ışık uygulaması yapılır.
Clearfil SE Bond	Primer MDP, HEMA, Hidrofilik DMA, Su, Di-kamforokinon, N,N-dietanol-p-tolidin		Kuraray, Japonya (000274)	1. İlk olarak Clearfil SE Bond adeziv sisteminde bulunan primer 20 sn uygulanır. 2. Havayla kurutulduktan sonra bonding materyali uygulanır ve fazlalıkların

Tablo 2. Çalışmada kullanılan test materyalleri (devam)

MATERYAL	İÇERİK	İNORGANİK DOLDURUCU ORANI	ÜRETİCİ FİRMA (LOT NO)	UYGULAMA ŞEKLİ
Clearfil SE Bond	Adeziv MDP, Bis-GMA, HEMA, Di-kamforkinon, Hidrofobik dimetakrilatlar, N,N-dietanol-p-tolidin, Doldurucular			uzaklaştırılması amacıyla hava ile kurulanır. 3. LED ışık kaynağı ile 10 sn süreyle ışık uygulaması yapılır.
i-Dental i-Gel Fosforik Asit	% 37'lik fosforik asit, %1 BAC		Medicinos linija, UAB, Litvanya (161115)	

UDMA: üreten dimetakrilat; Bis-GMA: bisfenol-A-diglisidil metakrilat; Bis-EMA: bisfenol-A etoksi dimetakrilat; TEGDMA: trietilenglikol dimetakrilat; S-PRG doldurucu: yüzey tipi önceden reaksiyona girmiş cam iyonomer doldurucular; HEMA: 2-hidroksiethyl metakrilat; MDP: 10-metakriloksidetil dihidrojen fosfat; DMA: Dimetakrilat; DDDMA: 1,12-dodecanediol dimetakrilat; AUDMA: yüksek molekül ağırlıklı aromatik dimetakrilat; Prokrilat: (2,2-bis[4-(3 metakriloksipropoksi)fenil]propan).



Şekil 1. Çalışma grupları, kullanılan adeziv sistemler ve restoratif materyaller (Ticari İsim)

3.2. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi

Yapılan güç analizi sonucunda; % 95 güç için her bir alt grupta olması gereken asgari gözlem sayısının 8 olması gerektiği tespit edildi ve her alt gruptaki örnek sayısı $n = 10$ olarak belirlendi (186-190).

Bağlanma dayanımı testi için; 20-30 yaş aralığındaki bireylerden yeni çekilmiş 60 adet daimi 3.molar diş toplandı. Dişlerin mine yüzeyinde, herhangi bir gelişimsel defekt, dental florozis (Thylstrup ve Fejerskov İndeksi, TFI 0), restorasyon, çürük olmamasına ve çekim sırasında hasar görmemiş olmasına dikkat edildi. Dişlerin üzerindeki doku artıkları periodontal küret ve polisaj lastiği kullanılarak uzaklaştırıldı. Dişler mikroskop altında incelenerek, mine yüzeylerinde çatlak, çürük ve kırık olanlar çalışma dışı bırakıldı. Çalışmada kullanılacak olan dişler test işlemleri uygulanıncaya kadar distile su içinde bekletildiler. Distile su periyodik olarak her hafta tazelandı. İşlem yapılmadan önce dişler dezenfeksiyon amacıyla 37 °C'de % 0.1'lik timol solüsyonunda bir hafta bekletildi.

Makaslama bağlanma testini uygulayabilmek için dişlerin yerleştirileceği akrilik blokları hazırlamak amacıyla test cihazındaki yuvanın çapı ölçülerek bu ölçülere uygun plastik silindirik kalıplar hazırlandı. Dişlerin okluzal yüzeyleri yere paralel olacak şekilde, silikon kalıpların içine yerleştirilmiş olan ve kendiliğinden polimerize olabilen pembe akrilik rezin materyallerin (Heraeus Kulzer, Meliodent Pembe Soğuk Akrilik) içine gömüldü. Akrilik bloğa gömülmüş olan diş örnekleri her grupta 10'ar adet örnek olacak şekilde rastgele 6 alt gruba ayrıldı (Resim 7).



Resim 7. Akrilik bloklara gömülmüş diş örnekleri

Aeratöre takılan fissür frez ile (Piranha; 8.0/22.0- 1.4 mm) su soğutması altında, dişlerin okluzal yüzeyindeki merkezi fossadan başlayıp 1.5 mm derinliğe ulaşacak standart oluklar oluşturularak mine dokusu uzaklaştırıldı ve düz yüzeyler oluşturuldu (107). Her 5 dişte bir, frez değiştirildi. Dişlerde benzer özelliklere sahip standart yüzeyler oluşturmak amacıyla, diş yüzeyleri 600 gritlik zımpara kullanılarak 30 sn süreyle zımparalandı (Resim 8).



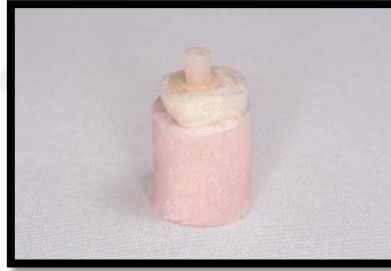
Resim 8. Standart düz yüzey kavileri hazırlanmış olan diş örnekleri

Yüzey hazırlama işlemi tamamlanan örneklere, üretici firmanın talimatları doğrultusunda, adeziv uygulaması yapıldı (Tablo 2). Örneklerin hazırlanmasında 3 mm çapında ve 4 mm yüksekliğinde plastik şeffaf kalıplardan yararlanıldı. Plastik kalıplar, dişlerin dentin yüzeyleri üzerine ve örnek alanını tam ortalayacak şekilde yerleştirildi. Materyaller, Tablo 2’de anlatıldığı gibi üretici firmanın talimatları doğrultusunda uygulandı. Materyalin üzerine şeffaf bant (Kawe Stropstrip, Kerr, İsviçre) yerleştirildi ve polimerizasyon sırasında ışık kaynağının ucu şeffaf bant üzerine direkt temas ettirilerek, ışık uygulama mesafesi sıfır olacak şekilde standardize edildi.

Çalışmamızda yer alan tüm restoratif materyallerde “A2” rengi kullanıldı ve polimerizasyon işlemleri bir LED ışık kaynağı (Delma LED-SP001, Guangzhou, Çin) kullanılarak yapıldı (Resim 9). Işık kaynağının gücü düzenli olarak kontrol edilerek 400 mW/cm^2 olacak şekilde kalibre edildi. Kalibrasyon, her 10 örnekte bir, bir radyometre (Hilux, Benlioğlu, Ankara, Türkiye) aracılığı ile yapıldı.



Resim 9. Çalışmamızda kullanılan LED ışık kaynağı (Delma LED-SP001, Guangzhou, Çin)



Resim 10. Makaslama bağlanma testinde kullanılan ve restoratif materyal uygulaması yapılmış bir örnek

Bağlanma dayanımı örneklerinin hazırlanma işlemleri tamamlandıktan sonra (Resim 10), termal siklus (termal yaşlandırma) işlemi öncesinde, örnekler 24 saat distile su içerisinde bekletildi. Termal siklus işlemi, Afyonkarahisar Sağlık Bilimleri Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Laboratuvarı'nda bulunan termal siklus cihazında (MOD Dental, Esetron Smart Robototechnologies, Ankara, Türkiye) yapıldı (Resim 11). Dişlere; 5°C ila 55°C sıcaklıklar arasında 5000 siklus olacak şekilde termal siklus işlemi uygulandı (191) (Resim 12).



Resim 11. Termal siklus cihazı (MOD Dental, Esetron Smart Robototechnologies, Ankara, Türkiye)

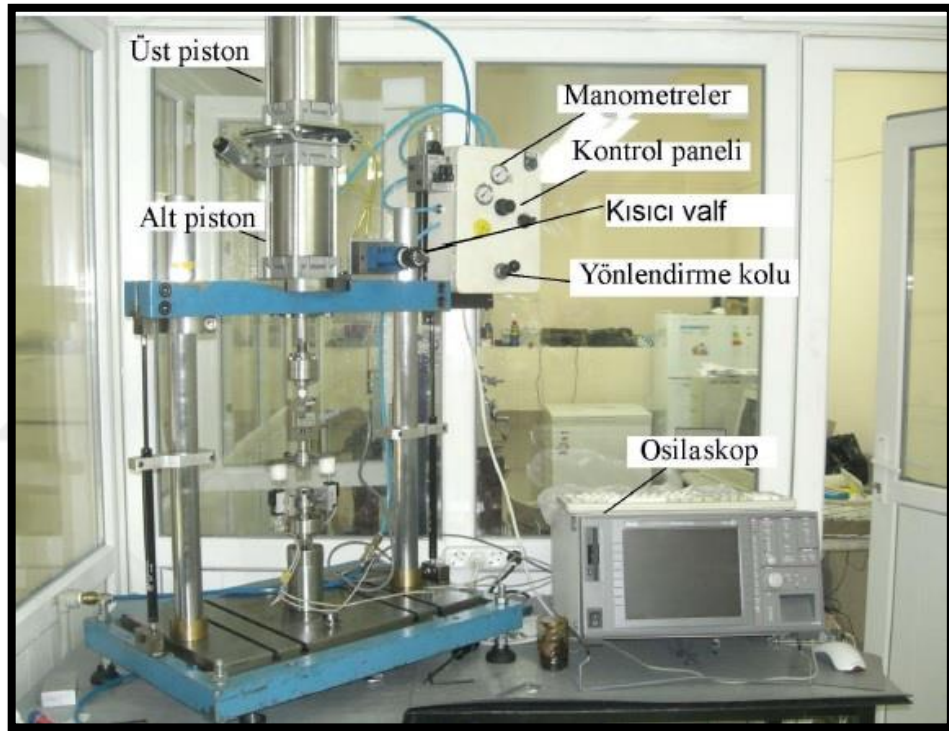


Resim 12. Örneklerin termal siklus cihazına yerleştirilmesi

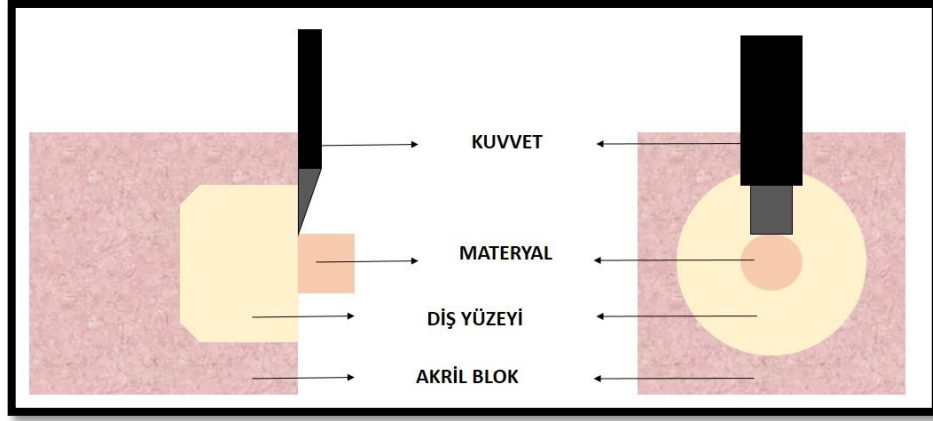
Dişlere termal siklus uygulaması yapıldıktan sonra dişler makaslama bağlanma dayanımı testi yapılacak süreye kadar 37°C’de distile su içinde etüvde (Nüve Dry Head Sterilizer, FN 055, Ankara, Türkiye) bekletildi. Bu süreçte bekletme solüsyonunu taze tutmak amacıyla 7 günde bir su yenilendi.

3.2.1. Makaslama Bağlanma Dayanım Kuvvetlerinin Ölçülmesi

Makaslama bağlanma dayanımı testleri için, Süleyman Demirel Üniversitesi Makine Mühendisliği Bölümü Araştırma Laboratuvarı bünyesinde tasarlanıp imalatı gerçekleştirilen ve Resim 13’de gösterilen cihaz kullanıldı (192, 193). Cihazın çalışma prensibi Şekil 2’de gösterilmiştir.



Resim 13. Çalışmada kullanılan statik çekme-basma deney sistemi (192, 193)



Şekil 2. Bağlanma dayanımı ölçümünün şematize edilmesi

Test bıçağı ucunun ölçüm hızı 1 mm/dk olacak şekilde bağlanma deneyi testi gerçekleştirildi. Materyal örneklerinin dış yüzeyleri üzerinden ayrılmaları sırasında meydana gelen makaslama bağlanma dayanımı değerleri voltaj cinsinden ölçüldü. Önce “Newton (N)” değerleri elde edildi, ardından elde edilen değerler bağlanma alanına bölünerek “Megapascal (MPa)” cinsinden bağlanma değerleri hesaplandı.

3.2.2. Kırılma Analizi

Makaslama bağlanma testi uygulanan her bir örnek stereomikroskopla (S4E, Leica Microsystems, Almanya) incelendi (Resim 14).



Resim 14. Çalışmamızda kullanılan stereomikroskop (S4E, Leica Microsystems, Almanya).

Başarısızlık tipleri aşağıdaki gibi sınıflandırıldı;

1. Kırılma adeziv tabakadaysa; *Adeziv*
2. Dentin ya da rezin materyalde ise; *Koheziv*
3. Adeziv ve Koheziv kırığı birlikte içeriyorsa; *Karışık(Mix)* kırık olarak belirlendi (194).

3.3. Mikrosızıntı Testi

Yapılan güç analizi sonucunda; % 95 güç için her bir alt grupta olması gereken asgari gözlem sayısının 8 olması gerektiği tespit edildi ve her alt gruptaki örnek sayısı $n = 12$ olarak belirlendi (186, 190, 195-197).

Mikrosızıntı deneyi için, son 6 ay içinde 20-30 yaş arası bireylerden yeni çekilmiş 72 adet daimi 3.molar diş toplandı. Dişlerin mine yüzeyinde, herhangi bir gelişimsel defekt, florozis (Thylstrup ve Fejerskov İndeksi, TFI 0), restorasyon, çürük olmamasına ve diş yüzeylerinin çekim sırasında hasar görmemiş olmasına dikkat

edildi. Dişlerin üzerindeki doku artıkları periodontal küret ve polisaj lastiği kullanılarak dikkatli bir şekilde uzaklaştırıldı. Dişler mikroskop altında incelendi. Yüzeylerinde çatlak, kırık ve/veya çürük bulunan dişler çalışmanın dışında bırakıldı. Çalışmaya dâhil edilecek olan dişler, kullanılmaya kadar distile su içinde bekletildi ve örneklerin suları periyodik olarak her hafta değiştirildi. İşlem yapılmadan önce dişler dezenfeksiyon amacıyla 37 °C'de % 0.1'lik timol solüsyonunda bir hafta bekletildi.

Dişlerin bukkal yüzeylerine aeratör ve mikromotor ile mine-sement sınırınının 1 mm üzerinde, mezyodistal genişliği 4 mm, okluzogingival genişliği 3 mm olan ve 2 mm derinliğindeki Sınıf V kavite hazırlandı (190) (Resim 15). Kavite boyutları periodontal sond ile kontrol edilerek standardize edildi. Kavite kenarlarına bizotaj uygulanmadı. Hazırlanan her 5 kaviteden sonra kullanılan elmas frez yenisi ile değiştirildi. Mikrosızıntı testinde kullanılan tüm dişler rastgele seçilerek Şekil 1'de gösterilmiş olan çalışma grupları oluşturuldu.



Resim 15. Sınıf V kavite hazırlanmış mikrosızıntı örneği

Kavite hazırlama işlemi tamamlandıktan sonra dişlere üretici firmanın talimatları doğrultusunda adeziv sistem ve restoratif materyaller uygulandı (Tablo 2). Materyallerin uygulaması sırasında hava kabarcığı oluşmaması için, materyaller el aletleri ile kondanse edildi. Çalışmamızda tüm restoratif materyallerin A2 rengi kullanıldı ve polimerizasyon işlemleri hep aynı ışık kaynağı kullanılarak gerçekleştirildi (Resim 9). Işık kaynağının gücü düzenli olarak kontrol edilerek 400 mW/cm² olarak sabit tutuldu. Kalibrasyon, her 10 örnekte bir, bir radyometre (Hilux,

Benlioğlu, Ankara, Türkiye) aracılığı ile yapıldı. Bütün dişlere polisaj (Super-Snap Rainbow Technique Kit, Shofu, Japonya) uygulandı (Resim 16).



Resim 16. Polisaj Kiti (Super-Snap Rainbow Technique Kit, Shofu, Japonya)

Dişler hazırlandıktan sonra 24 saat distile suda bekletildi. Bütün rneklere 5°-55° C arasında 500 kez termal siklus uygulandı. Örnekler 5° ila 55° C'lik ısılara sahip su teknelerinde, 30'ar sn kalacak şekilde bırakıldı (190, 198).

Termal siklus uygulaması sonrasında örneklerin kök uğları pembe mum ile kapatıldı. İki tabaka koyu renkli tırnak cilası restorasyon kenarlarına 1.5 mm uzağında geçecek şekilde kök ve kavite dışında kalan diş yüzeylerine uygulandı (Resim 17). Böylece, uygulanacak boyanın foramen apikale ve yan kanallardan pulpa boşluğu içerisine girmesi engellenmiş oldu.



Resim 17. Koyu renkli tırnak cilası uygulanmış örnek

Bu işlem sonrasında tüm örnekler % 0,5'lik bazik fuksin çözeltisi içerisinde 24 saat bekletildi. Dişler akan suyun altında yıkanarak artık boya uzaklaştırıldı ve oda ısısında kurutuldu.

Kesit alma cihazında kolaylıkla kesilebilmesi amacıyla, örnekler polimerize olan akrilik rezin bloklar içerisine gömüldü (Resim 18).



Resim 18. Akrilik rezin içerisine gömülmüş örnek

Ardından, hazırlanan örnekler Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Laboratuvarı'nda mevcut olan kesit alma cihazı (Struers Minitom; Struers, Kopenhag, Danimarka) ile bukkolingual yönde kesildi (Resim 19).



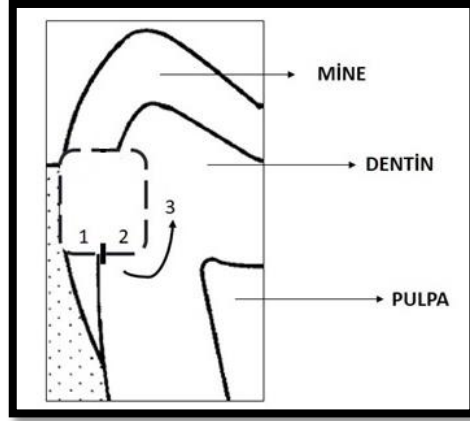
Resim 19. Kesit alma cihazı (Struers Minitom; Struers, Kopenhag, Danimarka)

Mikrosızıntının Değerlendirilmesi

Gingival duvardaki boya penetrasyon derecesi stereomikroskop (Resim 13) ile incelenerek, Tablo 3’de ve Şekil 3’de gösterilen kriterler doğrultusunda 0-3 dereceleri arasında skorlandı (199). Her kesitten, stereomikroskoba ait fotoğraf makinası (D-Lux 3, Leica, Almanya) yardımıyla fotoğraf alındı.

Tablo 3. Mikrosızıntının boya penetrasyon yöntemi ile değerlendirilmesi için kullanılan kriterler

SKOR	KRİTER
0	Sızıntı yok
1	Sızıntı var ama gingival duvarın yarısını aşmamış
2	Sızıntı gingival duvarın tamamında izlenmekte ama kavite tabanına ulaşmamış
3	Sızıntı gingival duvarın tabanına kadar ulaşmış



Şekil 3. Mikrosızıntı skorları değerlendirmesinin şematize edilmesi

3.4. İstatistiksel Analiz

Makaslama bağlanma dayanımı değerleri kullanılarak elde edilen veriler, faktöriyel düzende Varyans Analizi tekniği ile analiz edilmişlerdir. Çalışmada, düşük viskoziteli bulk fill kompozit, yüksek viskoziteli bulk fill kompozit ve giomer olmak üzere 3 farklı materyal, total-etch ve self-etch olmak üzere 2 farklı adeziv sistem mevcuttur. Alt gruplardaki gözlem analizi sayısı 10'dur. Çalışmada faktörlerin seviye ortalamaları arasındaki farklılıkların belirlenmesinde çoklu karşılaştırma yöntemlerinden Tukey Testi kullanılmıştır.

Çalışmada mikrosızıntı skorları bakımından elde edilen veriler likert tipte ölçülmüş veriler olup, parametrik test ön şartlarını sağlayamadıkları için dağılımdan bağımsız testler olarak da nitelendirilen parametrik olmayan testlerle analiz edilmişlerdir. Dolayısıyla, adeziv sistemlerle ayrı ayrı her bir materyalin karşılaştırılmasında Kruskal-Wallis Testi, restoratif materyallerle her bir adeziv sistemin karşılaştırılmasında ise Mann-Whitney U-Testi kullanılmıştır.

4. BULGULAR

Bu tez çalışmamızda, öncelikle iki farklı bulk fill rezin kompozit ve bir giomer materyaline bağlanma dayanımı testi uygulanmış ve ölçümler istatistiksel olarak değerlendirilmiştir. Bağlanma dayanımı testinin ardından, tüm örnekler stereomikroskop altında ve kırık yüzeyleri bakımından değerlendirilerek, kırık tiplerinin yüzdeleri belirlenmiştir (%).

Ardından her üç materyalle hazırlanan farklı örneklere mikrosızıntı testi uygulanarak materyallerin mikrosızıntı düzeyleri belirlenmiş ve skorlar istatistiksel olarak analiz edilmiştir.

4.1. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi Bulguları

Makaslama bağlanma dayanımı bakımından elde edilen verilerin; Anderson-Darlin Testi yapılarak varyans dağılımlarının normal, Levene testi yapılarak varyanslarının homojen olduğu, yani parametrik testlerin ön şartlarını sağladıkları tespit edilmiştir (Tablo 4).

Tablo 4. Levene Testi

F	df1	df2	p
1,673	5	54	0,157

p<0,05

Makaslama bağlanma dayanımı testi sonucunda elde edilen veriler üzerinde yapılan varyans analizi sonucunda, “rezin materyaller ve adeziv rezinler arasındaki etkileşim düzeyi (materyal x adeziv interaksyonu)” istatistiksel olarak önemli bulunmamıştır (Tablo 5).

Tablo 5. Resin materyal ve adeziv sistemler arasında yapılan varyans analizi sonuçları

	Tip III Kareler Toplamı	df	Kareler Ortalaması	F	p
Materyal x Adeziv	9,978	2	4,989	0,102	0,903

Adper Single Bond 2 ile Clearfil SE Bond adeziv sistemlerinin makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin ortalamaları arasındaki fark istatistiksel düzeyde önemli değildir ($p>0,05$). Adeziv sistemlerin ortalama değerleri, alt ve üst sınırları Tablo 6’da verilmiştir.

Tablo 6. Adeziv sistemlerin makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin ortalamaları

ADEZİV SİSTEMLER	Ortalama Değer (MPa)	%95 Güven Aralığı	
		Alt Sınır (MPa)	Üst Sınır (MPa)
Adper Single Bond 2	26,391	23,833	28,949
Clearfil SE Bond	28,890	26,332	31,448

Resin materyallerin bağlanma değerlerinin grup ortalamaları arasındaki farklılık istatistiksel düzeyde anlamlı bulunmuştur ($p<0,01$). Materyallerin makaslama

bağlanma değerlerinin farkları ve istatistiksel anlamlılık düzeyleri Tablo 7’de gösterilmiştir.

Tablo 7. Farklı restoratif materyallerin makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin farklarının karşılaştırılması

RESTORATİF MATERYALLER		Ortalamalar Arasındaki Farklar	p
Beautiful II	Filtek Bulk fill Posterior Restoratif	8,513	0,001*
	Filtek Bulk fill Akışkan Restoratif	-0,312	0,989
Filtek Bulk fill Posterior Restoratif	Beautiful II	-8,513	0,001*
	Filtek Bulk fill Akışkan Restoratif	-8,826	0,001*
Filtek Bulk fill Akışkan Restoratif	Beautiful II	-0,312	0,989
	Filtek Bulk fill Posterior Restoratif	8,826	0,001*

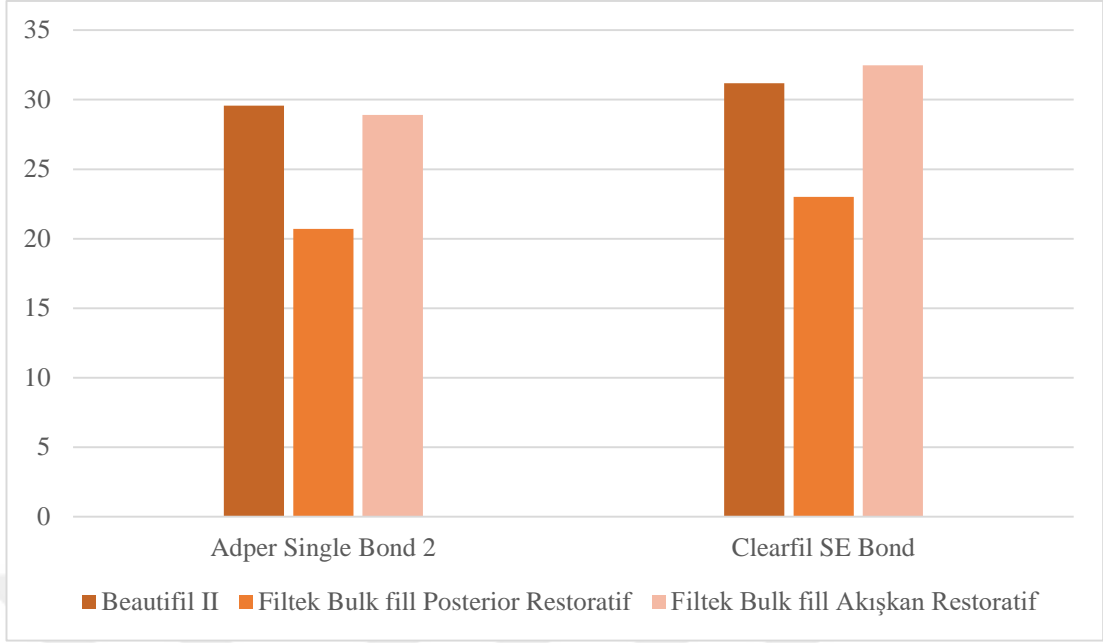
Post Hoc Çoklu Karşılaştırmalar Tukey Testi , * p<0,01

Tukey Testi sonuçları Tablo 8’de, ortalamalar üzerinde latin harfleriyle gösterilmiştir. Tablo 7 ve Tablo 8 incelendiğinde; Beautiful II ve Filtek Bulk fill Akışkan Restoratif rezin materyaller arasındaki farklılık istatistiksel olarak önemli bulunmamışken ($p>0,05$), Filtek Bulk fill Posterior Restoratif rezin materyalden elde edilen bağlanma değerleri, diğer iki materyalden daha düşük makaslama bağlanma dayanımı ortalaması göstermiştir ($p<0,05$).

Bütün grupların makaslama bağlanma değerlerinin aritmetik ortalamaları ve standart sapma değerleri Tablo 8’de; makaslama bağlanma dayanımı ortalamaları Grafik 1’de gösterilmiştir.

Tablo 8. Çalışmada kullanılan rezin materyaller ve adeziv sistemlere göre elde edilen makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin farklılıklarının karşılaştırılması

	Beautiful II ($\bar{x} \pm S\bar{x}$) (MPa)	Filtek Bulk fill Posterior Restoratif ($\bar{x} \pm S\bar{x}$) (MPa)	Filtek Bulk fill Akışkan Restoratif ($\bar{x} \pm S\bar{x}$) (MPa)	GENEL (MPa)
Adper Single Bond 2 (MPa)	29,572 ± 3,39	20,703 ± 2,29	28,898 ± 1,92	26,391 ± 2,83
Clearfil SE Bond (MPa)	31,176 ± 1,94	23,018 ± 1,28	32,475 ± 1,83	28,890 ± 2,13
GENEL (MPa)	30,373 ± 2,70A	21,860 ± 1,84B	30,686 ± 1,92A	



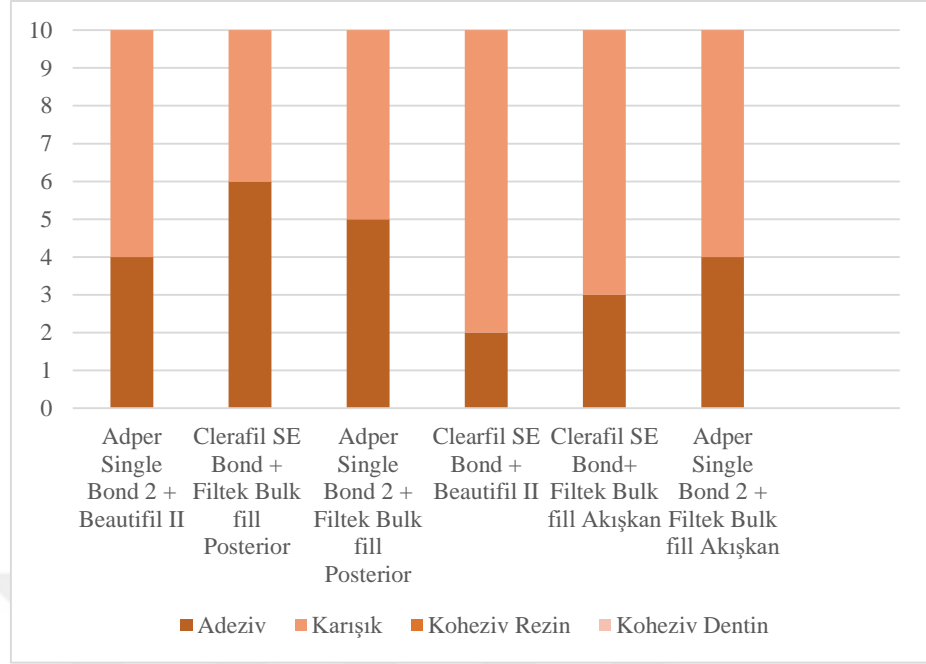
Grafik 1. Grupların makaslama bağlanma değerleri ortalamaları (MPa)

3.2.3. Kırık Tiplerinin Belirlenmesi

Makaslama bağlanma testi uygulamasından sonra, stereomikroskop altında örnekler incelenerek kırık tipleri; “adeziv”, “koheziv” ve “karışık” tip kırık olarak gruplandırılmıştır. Meydana gelen kırık tipleri Tablo 9’da ve Grafik 2’de gösterilmiştir.

Tablo 9. Gruplara göre kırık tiplerinin dağılımı

	Adeziv n (%)	Koheziv Rezin n (%)	Koheziv Dentin n (%)	Karışık n (%)	TOPLAM N
Adper Single Bond 2 + Beautiful II	4 (% 40)	-	-	6 (% 60)	10
Clearfil SE Bond + Filtek Bulk fill Posterior	6 (% 60)	-	-	4 (% 40)	10
Adper Single Bond + Filtek Bulk fill Posterior	5 (% 50)	-	-	5 (% 50)	10
Clearfil SE Bond + Beautiful II	2 (% 20)	-	-	8 (% 80)	10
Clearfil SE Bond + Filtek Bulk fill Akışkan	3 (% 30)	-	-	7 (% 70)	10
Adper Single Bond + Filtek Bulk fill Akışkan	4 (% 30)	-	-	6 (% 60)	10



Grafik 2. Kırık tiplerinin dağılımları

3.2.4. Stereomikroskop Altında İncelenen Örneklerin Kırık Yüzeylerinden Alınan Görüntüler

Kırık yüzeylere ait kırık tipleri Tablo 9'da gösterilmiştir. Kırık yüzeyleri incelendiğinde en çok görülen kırık tipinin; adeziv ve karışık tipte kırıklar olduğu belirlenmiştir (Resim 20, 21, 22, 23, 24). Bu çalışmanın sonucunda, rezin materyal veya dentine ilişkin koheziv tipte kırık tespit edilmemiştir.



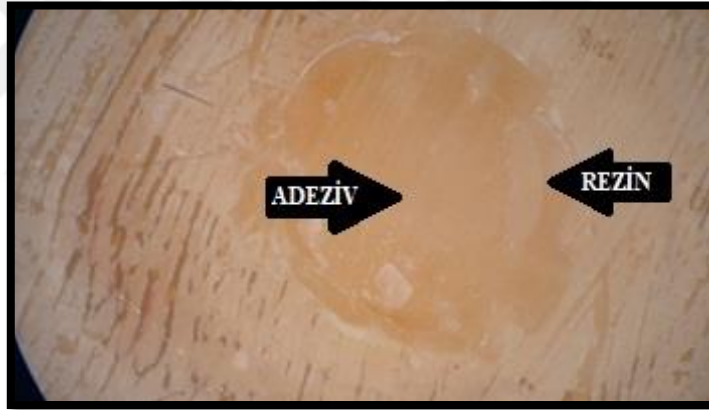
Resim 20. Adeziv Tipte Kırık Örneği



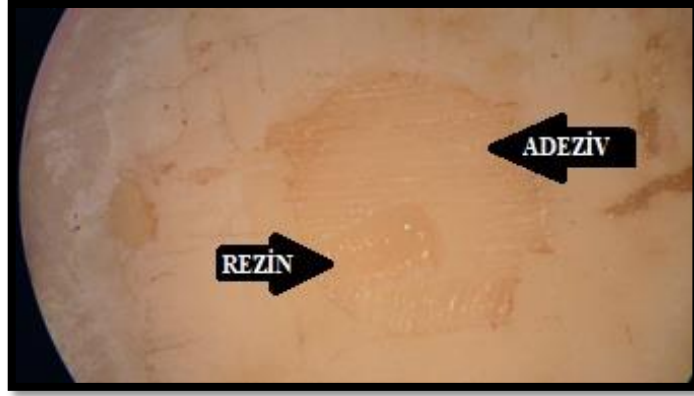
Resim 21. Adeziv Tipte Kırık Örneği



Resim 22. Karışık Tipte Kırık Örneği



Resim 23. Karışık Tipte Kırık Örneği



Resim 24. Karışık Tipte Kırık Örneği

4.2. Mikrosızıntı Testi Bulguları

Çalışmamızda mikrosızıntı dereceleri 0, 1, 2 ve 3 olarak değerlendirilmiştir (Tablo 3).

Her ne kadar istatistiksel düzeyde önemli bulunmamış olsa da ($p>0,05$), tüm restoratif materyallerin Adper Single Bond 2 adeziv sistemle beraber uygulandığı örneklerde meydana gelen mikrosızıntı düzeylerinin, materyallerin Clearfil SE Bond adeziv sistemle beraber uygulandığı örneklerde meydana gelen mikrosızıntı düzeylerinden daha yüksek ortalamaya sahip oldukları görülmüştür. Bu örneklere ait mikrosızıntı skorları, alt ve üst sınırlar ve standart sapma değerleri Tablo 10'da gösterilmiştir.

Tablo 10. Gruplarda belirlenen mikrosızıntı skorlarının ortalama değerleri.

Restoratif Materyal	Adeziv Sistem	n	Alt Sınır	Üst Sınır	Ortalama Değer	Standart Sapma
Beautiful II	Adper Single Bond 2	12	0	3	2,00	1,279
	Clearfil SE Bond	12	0	3	1,67	1,497
Filtek Bulk fill Posterior Kompozit	Adper Single Bond 2	12	0	3	2,00	0,853
	Clearfil SE Bond	12	0	3	1,92	1,311
Filtek Bulk fill Akışkan Kompozit	Adper Single Bond 2	12	0	3	2,25	1,215
	Clearfil SE Bond	12	0	3	1,33	1,231

Adper Single Bond 2 adeziv sistemde ve Clearfil SE Bond adeziv sistemde mikrosızıntı sonuçları bakımından elde edilen veriler doğrultusunda yapılan Kruskal-Wallis Testi sonucunda, materyallerin Rank ortalamaları arasındaki farklılıklar istatistik olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$) (Tablo 11).

Tablo 11. Mikrosızıntı testi sonucunda, adeziv sistemlerin Kruskal-Wallis testine göre üçlü karşılaştırılmaları

Adeziv	Restoratif Materyal	n	Sayı Sıra Ortalama Değer	P
Adper Single Bond 2	Beautifil II	12	18,38	0,462
	Filtek Bulk fill Posterior	12	16,08	
	Filtek Bulk fill Akışkan	12	21,04	
Clearfil SE Bond	Beautifil II	12	18,79	0,566
	Filtek Bulk fill Posterior	12	20,50	
	Filtek Bulk fill Akışkan	12	16,21	

*p<0,05

Beautifil II, Filtek Bulk fill Posterior Restoratif ve Filtek Bulk fill Akışkan Restoratif rezin materyallerin mikrosızıntı skorları sonucunda elde edilen verilerle yapılan Mann Whitney-U Testi doğrultusunda; Adper Single Bond 2 ve Clearfil SE Bond Rank ortalamaları arasındaki farklılıklar istatistiksel düzeyde önemli bulunmamıştır (p>0,05) (Tablo 12).

Tablo 12. Materyallerin Mann Whitney-U Testine göre ikili karşılaştırılmaları

Materyal	Adeziv Sistem	n	Sayı Sıra Ortalama Değer	P
Beautiful II	Adper Single Bond 2	12	13,00	0,705
	Clearfil SE Bond	12	12,00	
Filtek Bulk fill Posterior	Adper Single Bond 2	12	12,08	0,706
	Clearfil SE Bond	12	12,92	
Filtek Bulk fill Akışkan	Adper Single Bond 2	12	14,96	0,070
	Clearfil SE Bond	12	10,04	

*p<0,05

4.2.1. Stereomikroskop Altında İncelenen Örneklerden Alınan Görüntüler

Mikrosızıntı testi uygulamasından sonra stereomikroskop altında örneklerin mikrosızıntı düzeyleri incelenmiştir. Örneklerin stereomikroskop altında alınan görüntülerinden birkaçı aşağıdaki gibidir.

Skor 0 olarak belirlenen ve mikrosızıntının en az gözlemlendiği grup; “Filtek Bulk fill Akışkan Restoratif + Clearfil SE Bond” olarak belirlenmiştir.

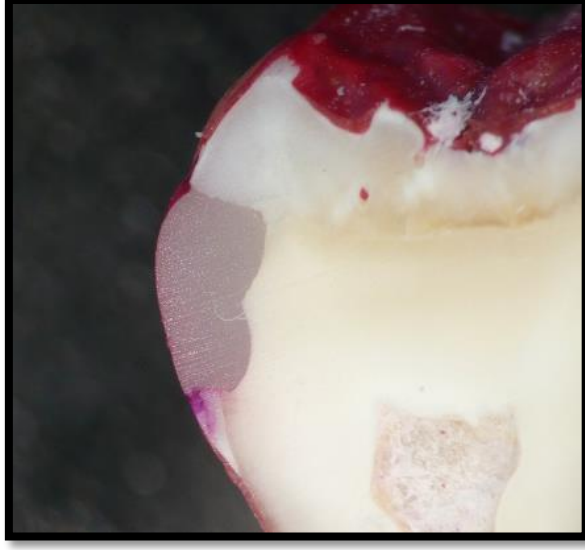
“Filtek Bulk fill Akışkan Restoratif + Clearfil SE Bond” grubuna ait skor 0 olarak belirlenen örneklerden birine ait görüntü Resim 25’de gösterilmiştir.



Resim 25. “Filtek Bulk fill Akışkan Restoratif + Clearfil SE Bond” grubundan, mikrosızıntı skoru 0 olarak belirlenen bir örneğin görüntüsü

En fazla Skor 1 gözlemlenen grup; “Filtek Bulk fill Akışkan Restoratif + Clearfil SE Bond” olarak belirlenmiştir.

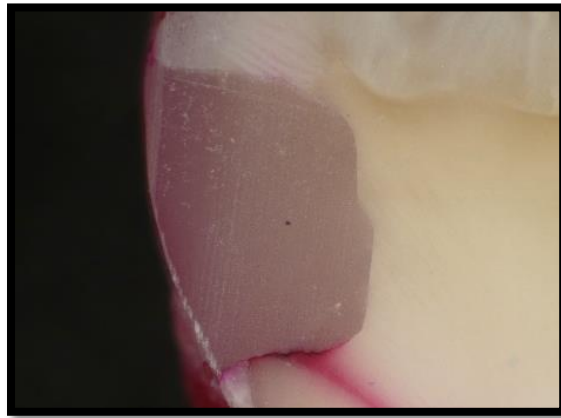
“Filtek Bulk fill Posterior Restoratif + Clearfil SE Bond” grubuna ait skor 1 olarak belirlenen bir örneğe ait görüntü Resim 26’da verilmiştir.



Resim 26. “Filtek Bulk fill Posterior Restoratif + Clearfil SE Bond” grubundan, mikrosızıntı skoru 1 olarak değerlendirilen bir örneğin görüntüsü

En fazla Skor 2 gözlemlenen grup; “Filtek Bulk fill Posterior Restoratif + Adper Single Bond 2” grubu olarak belirlenmiştir.

“Filtek Bulk fill Posterior Restoratif + Adper Single Bond 2” grubuna ait mikrosızıntı skoru 2 olarak belirlenen bir örneğe ait görüntü Resim 27’de verilmiştir.



Resim 27. “Filtek Bulk fill Posterior Restoratif + Adper Single Bond 2”, mikrosızıntı skoru 2 olarak belirlenen bir örneğin görüntüsü

Skor 3'ün en fazla gözlemlendiği ve en fazla mikrosızıntı gözlemlenen grup; “Filtek Bulk fill Akışkan Restoratif + Adper Single Bond 2” grubu olarak belirlenmiştir.

“Filtek Bulk fill Akışkan Restoratif + Adper Single Bond 2” grubuna ait mikrosızıntı skoru 2 olarak belirlenen bir örneğe ait görüntü Resim 28'de verilmiştir.



Resim 28. “Filtek Bulk fill Akışkan Restoratif + Adper Single Bond 2”, mikrosızıntı skoru 3 olarak değerlendirilen bir örneğin görüntüsü

5. TARTIŞMA

Modern diş hekimliği, arka bölge restorasyonlarında amalgamın kullanımının azalması ve diş renginde restoratif materyallerin kullanılmaya başlanmasıyla beraber estetik uygulamalara odaklanmış ve son yıllarda bu alanda yapılan çalışmalar ağırlık kazanmıştır. Bu restoratif materyallerin estetik özelliklerinin yanı sıra, mekanik ve fiziksel özellikleri, yapılan restoratif uygulamaların prognozu açısından önemlidir. Bu amaçla, hem bu materyallerin hem de diş dokularına bağlanmalarında etkin rol oynayan adeziv sistemlerin geliştirilmesi, diş hekimliği çalışmalarında önemli bir yer kaplamaktadır.

Diş rengindeki restoratif materyallerde sağlanan estetik gelişmelere rağmen, restorasyonun polimerizasyonu sırasında meydana gelen polimerizasyon büzülmesi ve buna bağlı olarak ortaya çıkan olumsuz etkiler, yapılan restorasyonların prognozunu hala negatif yönde etkilemektedir. Polimerizasyon büzülmesi, polimerizasyon sırasında monomerler arasında var olan zayıf yapıdaki van der Waals kuvvetlerinin kovalent bağa dönüşmesi sırasında ortaya çıkmaktadır (4). Polimerizasyon büzülmesi sırasında ortaya çıkan stres, restoratif materyal ve diş dokuları arasında boşluklar oluşturarak mikrosızıntı için ortam hazırlayabilir (47, 161). Restoratif materyal ve diş dokusu arasındaki bağlanmanın, polimerizasyon büzülmesine karşı koyabilecek güçte olmasının bu başarısızlığın meydana gelme olasılığını düşürebildiği bildirilmiştir (200). Restoratif materyal ve diş dokuları arasında uzun süre kalıcılığını koruyabilen, güçlü ve mikrosızıntıya dirençli bir bağlanmanın sağlanması, diş hekimliğinin önemli hedeflerindedir.

Günümüzde hala nemli ağız ortamına ve oluşan sıcaklık değişikliklerine dayanabilecek mükemmel bir sızdırmazlık sağlayan materyal arayışı ve çalışmaları sürmektedir. Ticari olarak piyasaya sunulan materyallerin bir çoğu, halen diş dokuları ve restorasyonlar arasında meydana gelen boşlukları en aza indirmeye uğraşmaktadırlar (201).

Bizim bu tez çalışmasını yapmaktaki amacımız da; düşük viskoziteli bulk fill kompozit rezin, yüksek viskoziteli bulk fill kompozit rezin ve giomer materyallerinin, total-etch ve self-etch adeziv bağlayıcı sistemler kullanılarak, daimi dişlerdeki makaslama bağlanma dayanımlarının, restorasyon/adeziv/diş yüzeyi üzerinde meydana gelen kırılma tiplerinin ve mikrosızıntılarının in-vitro koşullarda incelenmesi ve klinik çalışmalar için destekleyici nitelikte veriler elde edilmesidir.

Diş çürükleri, yeni restorasyon teknikleri ve yeni restoratif materyallerin geliştirilmesine rağmen, yetişkinlerde olduğu gibi çocuklarda da halen büyük bir sorun oluşturmaktadır. Gelişmiş ülkelerde yapılan prevalans çalışmalarında, diş çürüğü oluşma sıklığının çocuklarda azaldığı belirlense bile, dünyanın bir çok yerinde problem oluşturmaya devam ettiği gözlenmektedir. Çürük oluşumu prevalansında gözlenen bu düşüşün, flor salınımı yapan materyallerin kullanımındaki artışa bağlı olarak meydana geldiği düşünülmektedir (202). Bunun yanısıra, hem ebeveynlerin hem de çocukların yapılan restorasyonlardaki temel kaygılarının, ağızlarında yeni çürüklerin oluşumu ile ilgili olduğu değil, daha çok estetik kaygılar ile ilgili olduğu bildirilmiştir (203). Bireylerin bu gibi endişelerini ortadan kaldırmak için, yüksek estetik beklentilerini karşılayan, iyi mekanik ve fiziksel özellikler sunan ve uygulamaları daha hızlı yapılabilen estetik materyallerle ilgili yapılan çalışmalar günümüzde popülerlik kazanmıştır. Bu nedenle bizim çalışmamızda da, bu özelliklere sahip olan materyaller seçilmiştir.

Rezin içerikli materyallerin kullanımında klinik başarı, materyallerin diş dokularına bağlanma etkinliğiyle doğrudan ilişkilidir. Bağlanmayı ise, hibridizasyon tabakasının oluşturulmasının ardından elde edilen mikromekanik kilitlenme ve meydana gelen kimyasal etkileşimler sağlamaktadır (147, 150).

Modern diş hekimliğinde, materyallerin değerlendirilmesinde klinik araştırmaların önemi çok büyüktür. Ancak uygulanacak materyallerin test edilebilmeleri ve geliştirilebilmeleri amacıyla bu klinik çalışmalar, laboratuvar çalışmalarıyla desteklenmelidir. Nitekim, sadece klinik manipülatif uygulamalar ile ağız içinde mevcut olan hangi faktörün materyalin başarısızlığına neden olduğunu saptamak zor olabilmektedir. Laboratuvar testleri ile ise, tek bir değişkenin etkisi dahi değerlendirilebilmektedir, dolayısıyla bu testler materyallerin değerlendirilmesinde

oldukça önemli rol oynamaktadır (131). Yapılan laboratuvar testleri ve klinik çalışmalar arasında bulunan korelasyon da oldukça önemlidir (183). Laboratuvar testleri kolay, hızlı uygulanabilen ve nispeten ucuz yöntemlerdir. Uygun test yöntemleri kullanılarak, uygulanan yöntemler ve kullanılan materyaller ile ilgili doğrulanabilir sonuçların elde edilebilmesi için gerekli değerlendirmeler yapılabilmektedir. Bağlanma dayanımı ve mikrosızıntı test yöntemleri ISO standartlarına göre standardize edilmiştir (204).

Yapılan in-vitro çalışmalarda, insan dişleri veya sığır dişleri kullanılabilir (79, 189, 190, 205). Bu çalışmada da daha kolay elde edilebildiklerinden dolayı, 20-30 yaşlar arasındaki bireylerden çekilmiş çürüksüz, restorasyonsuz ve defekti bulunmayan insan 3. azı dişleri kullanılmıştır.

İn-vitro çalışmalarda, örneklerin nasıl depolandığının, dezenfekte edildiğinin ve saklandığının, kavitenin dizaynının, dentin tübüllerinin yapısının, kullanılan adeziv sistem ve materyallerin özelliklerinin, polimerizasyon cihazının ve testin uygulama şeklinin çalışma sonuçlarını etkilediği bildirilmiştir (206).

Literatürde çekilmiş dişlerin saklanma süreleri ve bu sürelerin yapılacak laboratuvar testlerine etkileri ile ilgili çeşitli veriler bulunmaktadır. Yapılan bir çalışmada, çekim sonrasında geçen sürenin permeabilite üzerindeki etkisi minimum bulunmuştur (207). Yapılan başka bir çalışma da bu bilgiyi desteklemektedir (208). Ancak, çekimden sonra geçen sürenin bağlanma dayanımını etkilediğini bildiren çalışmalar da bulunmaktadır (209, 210). Bu konuda mikrosızıntı alanında yapılan bir çalışma; bu sürenin mikrosızıntı açısından bir farklılık yaratmadığını bildirmiştir (211). Çalışmamızda standardizasyonu sağlamak amacıyla, son 6 ay içerisinde çekilmiş olan dişler çalışmaya dahil edilmiştir (204, 212).

Çekilmiş dişlerin dezenfeksiyonu amacıyla; timol, formalin, sodyum hipoklorit, glutaraldehit veya otoklav kullanılabilir (213, 214). Farklı saklama solüsyonlarının bağlanma dayanımı üzerindeki etkisini değerlendirilen bir çalışmada, distile suda bekletilen dişlerin bağlanma dayanımı değerleri daha yüksek bulunmuştur (215). Ancak, farklı solüsyonlarda saklanan dişlerin polimerizasyon büzülmelerinin değerlendirildiği başka bir çalışmada fark anlamlı görülmemiştir (216). Çalışmamızda,

% 0.1'lik timol solüsyonunda bir hafta süreyle bekletilerek dişlerin dezenfeksiyonu sağlanmıştır (196, 217, 218). Dişler dezenfekte edildikten sonra, bir çok çalışmada olduğu gibi bizim çalışmamızda da, örnekler testin yapılacağı süreye kadar distile su içerisinde 37°C sıcaklıkta muhafaza edilmiştir (190, 219).

Bağlanma dayanımı ve mikrosızıntı testleri, restoratif materyallerin ve adeziv sistemlerin klinik başarısını ön görebilmek için sıklıkla uygulanan testlerdendir.

5.1. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi

Bağlanma dayanımı testleri, dişlerin sert dokuları ve materyal arasındaki bağlanma dayanımının gücünün, materyalin polimerizasyonu sırasında oluşan kuvvetlere ve ağız içindeki kuvvetlere karşı ne seviyede dayanıklı olduğunun ölçülmesi prensibine dayanmaktadır (166).

Elde edilen veriler birçok değişkenden etkilenmekte ve göreceli sonuçlar elde edilebilmektedir. Ancak test ortamında gerçekleştirilen yapay yaşlandırma işlemleriyle, ağız ortamındaki koşullar laboratuvar ortamına yansıtılarak daha güvenilir sonuçlar sağlanabilmektedir (174).

Bu çalışmada, makaslama bağlanma dayanımı testi için seçilmiş olan ve mine yüzeylerinde herhangi bir gelişimsel defekt, florozis (Thylstrup ve Fejerskov İndeksi, TFI 0), restorasyon, çürük bulunmayan 60 adet daimi 3.azı diş, testin uygulanabilmesi için soğuk akrilik rezin blok içine gömülmüştür. Braga ve ark. yayınladıkları derlemede, bu konuda yapılan çalışmaların % 59'unda örnek sayısının 10 olduğunu bildirmişlerdir (168). Çalışmamızda da, makaslama bağlanma dayanımı testinde her alt grup için 10 örnek seçilmiş ve akrilik blok içine gömülen örneklerle restorasyon materyalinin yerleştirilebilmesi amacıyla gerekli kaviteler hazırlanmıştır.

Kavite konfigürasyonu, polimerizasyon sırasında meydana gelen stresleri etkilemektedir (220). Makaslama bağlanma dayanımı testlerinde; sıklıkla düz yüzey kavitelerinin hazırlandığı görülmektedir (107, 217, 218). Kavitelere adeziv

materyallerin uygulanması sırasında kavite yüzeylerinde fazla miktarda biriken bonding materyalinin bağlanmayı olumsuz yönde etkilemesi söz konusudur. Düz yüzey kavitelerinde, uygulanan adeziv sistemlerin fazlalıklarının uzaklaştırılması daha kolay olmakta ve adeziv materyalin hava ile ince bir tabaka şeklinde kalması sağlanabilmektedir (221). Ayrıca düz yüzeylerde restoratif materyalin adaptasyonunun daha iyi olduğu ve C-faktörün etkisinin ortadan kaldırılabilirdiği bildirilmiştir (222). Bu nedenlerden dolayı, bu çalışmada makaslama bağlanma dayanımı testi için, dişlerin okluzal yüzeylerinde düz yüzey kaviteleri hazırlanmıştır.

Kavite derinliği, bağlanma dayanımı kuvvetini etkilemektedir (223). Yüzeysel dentinde bağlanma dayanımı kuvvetlerinin derin dentinden daha yüksek olduğu bildirilmiştir (224). Bu durum, dentinin nemliliği ile ilişkilendirilmiştir. Dentinin nemliliği, dentin derinliği arttıkça artmaktadır. Ayrıca, bağlanma dayanımını etkileyen bir diğer faktör intertübüler dentin varlığıdır. İntertübüler dentinin yoğun olarak bulunduğu yüzeysel dentin tabakasında yüksek bağlanma dayanımı değerleri elde edilmektedir. Açığa çıkarılacak dentinin derinliği; testi bukkal yüzeyde yapan bir çalışmada 3 mm (218); okluzal yüzeyde yapan bir başka çalışmada ise, merkezi fossa rehber alınarak 1.5 mm derinliğinde olacak şekilde belirlenmiştir (107). Bu çalışmada da, hazırladığımız yüzeyler okluzal düzlemde olduğundan dolayı, kavite derinliği 1.5 mm olarak belirlenmiştir.

İn-vitro bağlanma dayanımı testlerinde, restorasyon materyalinin yerleştirileceği yüzeyin özellikleri çalışma sonuçlarını etkilemektedir (225). Bu yüzeyin standardizasyonu amacıyla; alüminyum oksit, silikon karbit zımpara, karborondum diskleri, elmas diskler ve bitirme frezleri kullanılabilir (212, 225, 226). ISO standartlarında ve birçok çalışmada olduğu gibi çalışmamızda da, örneklerin standardizasyonu 600 gritlik silikon karbit zımparanın 30 sn boyunca uygulanmasıyla yapılmıştır (204, 206, 225). Yüzey hazırlama işleminin tamamlanmasının ardından birçok çalışmada da önerildiği gibi, örnekler bekletilmeden, restorasyon materyallerinin kavitelere yerleştirilmesi basamağına geçilmiştir (227, 228).

Materyalin yerleştirildiği alan büyüdükçe, çatlakların ve kırıkların meydana gelme olasılığının arttığı ve bağlanma dayanımının düştüğü bildirilmiştir (168). ISO standartlarına göre materyalin yerleştirileceği yüzey alanı sınırlandırılmış ve bu alanın

en az 3 mm çapında olması gerektiği belirtilmiştir (204). Bu nedenle, çalışmamızda materyalin çapının standardize edilmesi amacıyla, 3 mm çapında 4 mm yüksekliğinde plastik kalıplardan yararlanılmıştır. Giomer materyali üretici firmanın talimatları doğrultusunda 2 mm'lik tabakalar halinde, bulk fill materyaller ise üretici firmanın talimatları doğrultusunda 4 mm'lik tabakalar halinde yerleştirilmiştir.

Işık kaynağının tipi ve şiddeti, polimerizasyon büzülmesini etkileyerek bağlanma dayanımı ve mikrosızıntı sonuçlarında farklılıklara neden olabilir (229, 230). Çalışmamızda, tüm materyallerin polimerizasyonunda aynı işık kaynağı kullanılmış ve cihazın işık gücü, her 10 rnekke bir kontrol edilerek standardizasyon sağlanmıştır.

Materyalin içine estetik amaçla eklenen renklendiricilerin, polimerizasyon büzülmesi üzerindeki etkilerini minimuma indirmek amacıyla, tüm materyaller için A2 renk tonu seçilmiştir (231).

Ağız içinde meydana gelen ısı değişimleri ve okluzal yüklerin oluşturduğu stresler, diş-restorasyon ara yüzeylerini etkilemektedir (174). Bu nedenle, yapılan testin gerçek verilere yakın sonuçlar gösterebilmesi amacıyla ağız ortamının taklit edilmesi gerekmektedir. Bu amaçla örneklere; suda bekletme, mekanik yükleme ve termal siklus gibi yapay yaşlandırma işlemleri uygulanabilmektedir (174).

Termal siklus yönteminde, örneklere 5-55 C'de, belirlenen sayıdaki döngüyle yaşlandırma işlemi uygulanır. İşlem sırasındaki sıcaklık değişimlerinden dolayı meydana gelen büzülme/genleşme gerilmeleri, restorasyon ara yüzeyleri boyunca çatlaklara neden olabilir (232).

ISO standartlarına göre; yaşlandırma uygulamalarında, örneklere 24 saat distile suda bekletmek, 5-55 C'de 500 siklus olacak şekilde termal siklus işlemini uygulamak veya örneklere 6 ay boyunca, 37C sıcaklıktaki distile suda bekletmek gibi prosedürler önerilmiştir (204). Çalışmamızda makaslama bağlanma dayanımı testi için, yaşlandırma işleminde sık kullanılan tekniklerden biri olan termal siklus tekniği seçilmiştir (131). ISO, bağlanma dayanımı testi yapılacak örnekler hazırlandıktan sonra, örneklerin bekletilme süresinin en fazla 1 hafta olmasını önermiştir (204).

Yapılan bazı çalışmalarda ise, örneklere termal siklus işlemi uygulanmadan önce, 24 saat boyunca 37°C distile suda bekletilmeleri gerektiğini bildirilmiştir (204, 233). Bizim çalışmamızda da, hazırladığımız örnekler literatürde de önerildiği gibi, makaslama bağlanma dayanımı testi öncesinde 37°C distile suda bekletilmiştir. Ardından, makaslama bağlanma dayanımı testi için hazırlanan tüm örneklere 5°-55 °C arasında 5000 kez termal siklus işlemi uygulanmıştır (191).

Bağlanma dayanımının ölçümü için; makaslama, gerilme ve mikro-gerilme testleri sık kullanılmaktadır (165). Yapılan çalışmalar ile makaslama bağlanma dayanımı testlerinin diğer test yöntemlerine kıyasla daha tahmin edilebilir sonuçlar ortaya çıkardıkları bildirilmektedir (175). Makaslama bağlanma dayanımı testlerinin, oral çevreyi daha iyi yansıttıkları ve bu nedenle bağlanma başarısızlıklarının ölçümünde makaslama bağlanma dayanımı testlerinin kullanımının daha güvenilir olduğu belirtilmiştir (175, 234). Ayrıca, bağlanma dayanımı testlerinin büyük çoğunluğunun makaslama kuvvetlerine karşı yapıldığı bildirilmiştir (134, 165). Çalışmamızda bu nedenlerden dolayı makaslama bağlanma dayanımı testi tercih edilmiştir.

Makaslama bağlanma dayanımı testlerinde, bağlantı kuvveti 0.5-5 mm/dk aralığında değişen kuvvetler uygulanarak ölçülmektedir (223, 235, 236). Test sırasında uygulanan kuvvetin büyüklüğü, materyal yüzeyinde normalin dışında stresler yaratarak kırılma patterninde değişikliklere neden olabilmektedir (237). Bu çalışmada, birçok çalışmada da olduğu gibi 1 mm/dk'lık bir kuvvet uygulanarak materyallerin bağlanma dayanımı değerleri belirlenmiştir (170, 176). Sonuçlar yorumlanırken veriler megapaskal (MPa) cinsinden ifade edilmiştir (204).

Makaslama Bağlanma Dayanımı Sonuçlarının Tartışılması

Restoratif materyal ve diş dokusu arasındaki bağlanma, restorasyonun klinik başarısını önemli düzeyde etkilemektedir. Restoratif materyal ve diş arasında yeterli adezyonun sağlanabilmesi için; temiz yüzey, ıslanabilirlik, bonding materyalinin mine ve dentine diffüze olması ve polimerizasyon işleminin tamamlanması gerekmektedir

(238). Ayrıca, dişin yaşı, tübüllerin ve mine prizmalarının yönü, sement varlığı ve dentin tipi gibi diğer faktörler de dentine bağlanmayı etkileyebilmektedir (239).

Klinik açıdan kabul edilebilir düzeyde bir bağlanmanın sağlanabilmesi amacıyla, mine ve dentinin restoratif materyal yerleştirilmeden önce uygun şekilde hazırlanması gerekmektedir. Bu amaçla adeziv sistemler kullanılmaktadır. Total-etch adeziv sistemler, smear tabakasını dentin yüzeyinden tamamen uzaklaştırmaktadır. Bu sistemlerin kullanımıyla elde edilen hibridizasyon tabakasının kalitesinin self-etch adeziv sistemlerle meydana gelen hibridizasyon tabakasından daha yüksek olduğu ve bağlanma dayanımı değerlerini etkilediğini bildiren çalışmalar mevcuttur (187, 240-242). Ancak bu durumun aksine, self-etch sistemlerin, total etch sistemlerden elde edilenlere benzer sonuçlar verdiği çalışmalar da bulunmaktadır (218, 243).

Van Meerbeek ve ark. (2003) (152) tarafından; total-etch ve self-etch sistemlerin farklı yüzey hazırlama yöntemleri uygulanarak karşılaştırıldıkları çalışmalarında, bağlanma dayanımı değerleri arasında gözlenen asıl farklılığın, kullanılan adeziv sistemin tipine bağlı olarak meydana geldiği ve çalışmada lazerle hazırlanmış olan kavitelere, özellikle ayrı bir asitleme basamağı gerektirmeyen self-etch sistemlerin, total-etch sistemlere oranla, oldukça düşük bağlanma dayanımı sonuçları gösterdikleri bildirilmiştir.

Bizim çalışmamızda, 2 basamaklı total-etch sistem (Adper Single Bond 2) ve 2 basamaklı self-etch sistem (Clearfil SE Bond) olmak üzere iki farklı tipte adeziv sistem kullanılmış ve bu sistemler her üç restoratif materyal ile de uygulanmıştır.

Çalışmada kullandığımız Adper Single Bond 2, klinik olarak kanıtlanmış Adper Single Bond'dan temel olarak üretilen, ağırlıkça % 10 oranında, 5 nm çaplı silika doldurucuları içeren total-etch bir adeziv sistemdir. Adeziv aşaması tek şişeden oluşmaktadır ve uygulaması fosforik asit uygulama basamağı ile birlikte yapılır. Bis-GMA, HEMA, etanol vb. bileşenler içermektedir (185). İçeriğinde bulunan polialkenoik asit, diş sert dokularındaki hidroksiapatite bulunan kalsiyuma kimyasal olarak bağlanmaktadır. Bu adeziv sistemin kullanımıyla, in-vitro ve in-vivo çalışmalardan elde edilen başarılı sonuçların, bu durumun sayesinde elde edilebildiği düşünülmüştür (244). Bu adeziv sistemler doldurucu içermeyen adeziv sistemlerle

bağlanma dayanımı açısından karşılaştırıldığında, bağlanma dayanımı kuvvetlerinin daha yüksek olduğu gözlemlenmiştir (245).

Clearfil SE Bond, 2 basamaklı self-etch bir adeziv sistemdir. Primeri su bazlıdır. Bu sistemin temelleri 1978 yılında Kuraray tarafından atılmıştır. 1981'de self-etch adeziv sistemlere dentine bağlanmayı arttıran ve bir fosfat monomeri olan MDP (10- metakriloksesil dihidrojen fosfat) eklenmiştir. Bu asidik fosfat monomeri, fosforik asit uygulama basamağını ortadan kaldırmaktadır. Diş yapısındaki kalsiyuma kimyasal olarak bağlanabilir. Ayrıca, yıkama ve kurulum basamağının olmaması, meydana gelen kolagen ağının çökmesine engel olur. Bu durumun bağlanmayı iyileştirdiği bildirilmektedir (246). Clearfil SE Bond gibi self-etch adeziv sistemlerin mekanizması değerlendirildiğinde, bu adeziv sistemlerin uygulanmalarının ardından, mikroskopik olarak hibrit tabakada hidroksiapatit kristallerinin bulunduğu görülmüştür. Self-etch sistemlerle sağlanan bağlanma dayanımının, bu kristallerin hibrit tabakaya kilitlenmesine bağlı olarak meydana geldiği ve bu kilitlenme sonucunda sert ve kompakt bir arayüz tabakası oluşabildiği bildirilmiştir (247). Clearfil SE Bond adeziv sistemlerin içeriğinde doldurucu bulunması nedeniyle, restorasyonlar, polimerizasyon sırasında meydana gelen gerilmelerden daha düşük oranda etkilenirler ve bu durumun da bağlanma dayanımının artmasına neden olabileceği düşünülmüştür (248). Polimerizasyon büzülmesine karşı; materyalin içerisinde mevcut bulunan doldurucuların, hibrit tabakanın tampon oluşturabilecek kalınlıkta meydana gelmesine katkıda buldukları bildirilmiştir (249).

Maliyetlerinin yüksek olmasına rağmen self-etch adeziv sistemler, teknik hassasiyeti, klinik uygulama basamaklarını ve bunların yanı sıra hata olasılığını da nispeten azaltarak, daha iyi postoperatif sonuçların elde edilmesine olanak sağlamaktadırlar (250).

Kensche ve ark. (2016) (218) süt dişlerinde yaptıkları bir çalışmada, asitlemenin optimal bir bağlanma elde edilebilmesi için gerekli olduğunu, ancak self-etch adeziv sistemlerin de klinik olarak kabul edilebilir sonuçlar verdiklerini bildirmişlerdir.

2004 yılında 4 farklı self-etch adeziv sistem ve bir total-etch adeziv sistemin bağlanma dayanımlarının karşılaştırıldığı bir çalışmada; sadece Clearfil SE Bond self-etch adeziv materyalin bağlanma dayanımının, total-etch adeziv sistemle benzer sonuçlar gösterdiği, diğer self-etch adeziv sistemlerin bağlanma dayanımlarının ise daha düşük olduğu belirtilmiştir (243).

Adper Single Bond 2, Clearfil SE Bond, AdheSE One (flor içermeyen tek aşamalı self-etch adeziv sistem) ve AdheSE One F (flor içeren tek aşamalı self-etch adeziv sistem)'in yapay tükürükte saklanarak ve pulpal basınç yaratılarak farklı zamanlardaki bağlanma dayanımlarını karşılaştıran bir çalışmada, Adper Single Bond 2 ve Clearfil SE Bond'un 6 ayın sonunda bağlanma dayanımlarının önemli ölçüde azaldığı ancak yine de diğer adeziv sistemlerden yüksek bağlanma dayanımı değerlerine sahip oldukları bildirilmiştir (251).

Cavalcanti ve ark.'nın (2017) (250) 4 farklı adeziv materyal kullanarak yaptıkları çalışmalarında kullanmış oldukları Adper Single Bond 2 ve Clearfil SE Bond sistemler, dentinde benzer bağlanma dayanımı değerleri göstermişlerdir. Bir başka çalışmada, Clearfil SE Bond'un Adper Single Bond 2 ile benzer sonuçlar vermesinin nedeninin, bu materyalin içeriğinde bulunan ve kalsiyum iyonları ile şelasyon yapabilen, iki hidroksil grubu bulunduran MDP monomerinin bulunması ile ilgili olduğu düşünülmektedir. Ayrıca, Clearfil SE Bond'un pH'sının (pH=2), diğer self-etch adeziv sistemlerinkilere kıyasla daha düşük olmasının da, daha yüksek bağlanma kuvvetlerinin elde edilmesine olanak sağladığı belirtilmiştir (244). Bu durum çeşitli literatür sonuçları ile de desteklenmektedir (249, 252, 253).

Bu tez çalışmasında da, Clearfil SE Bond (self-etch adeziv sistem) ve Adper Single Bond 2 (total-etch adeziv sistem) benzer bağlanma dayanımı değerleri göstermişlerdir. Adper Single Bond 2 adeziv sistemin bağlanma dayanımı Clearfil SE Bond adeziv sistemden daha düşük bulunmuş, ancak bu farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0.05$). Cavalcanti ve ark. (2017) (250) çalışmaları, çalışmamızın bulgularını desteklemektedir. Self-etch adeziv sistemlerin içeriğinde bulunan çözücünün, bağlanma dayanımını etkilediği bilinmektedir. Jacobsen ve Söderholm (1995) (254) tarafından, içeriklerinde çözücü olarak su kullanılan adeziv sistemlerle elde edilen bağlanma dayanımı değerlerinin, çözücü olarak aseton

kullanılan adeziv sistemlerle elde edilen bağlanma dayanımı değerlerine kıyasla daha düşük oldukları ve bu durumun, polimerizasyon sırasında ortamda bulunan sudan kaynaklandığı bildirilmektedir. Çalışmada kullandığımız adeziv sistemlerin her ikisinin de çözücüsü su olduğundan çalışma sonuçlarımız bu durumdan etkilenmemiş olabilir.

2 mm'lik kalınlıklarla uygulanan tabakalama tekniği ile yerleştirilen geleneksel kompozit rezinlerin başarılı sonuçlarına rağmen, teknik hassasiyetlerinin daha fazla olması ve zaman alıcı klinik uygulama gerektirmeleri, daha kalın tabakalar şeklinde yerleştirilebilen materyallerin popüler hale gelmesine yol açmıştır. Bu nedenle, çalışmamıza, iki farklı bulk fill materyal dahil edilmiştir.

Yüksek viskoziteli bulk fill kompozit rezin (Filtek Bulk fill Posterior Restoratif), düşük viskoziteli bulk fill kompozit rezin (Filtek Bulk fill Akışkan Restoratif) ve giomer (Beautiful II) materyalleri çalışmamızda kullanılan materyallerdir.

Bulk fill kompozitler, inorganik/organik matriksinde yapılan değişiklikler sayesinde polimerizasyon büzülmesi ile ilgili umut vaadedici sonuçlar vermektedirler (226, 255). Bu materyallerin doldurucu oranlarının artırılması, polimerizasyon büzülmesini azaltan bir faktör olarak bildirilmektedir (256). Bulk fill kompozit rezinlerin ve geleneksel kompozit rezinlerin kıyaslandığı çalışmalarda, materyallerin polimerizasyonu sırasında meydana gelen streslerin benzer oldukları görülmüştür (4, 256, 257). Düşük viskoziteli bulk fill kompozit rezinler ise, geleneksel düşük viskoziteli kompozit rezinlere kıyasla daha az polimerizasyon stresi ile ilişkilendirilmişlerdir (4). Düşük viskoziteli kompozit rezinler ile, akışkan yapıları sayesinde polimerizasyon sırasında meydana gelen gerilimler azaltılabilmektedir. Düşük viskoziteli restoratif materyaller düşük oranda inorganik doldurucu içerirler ve kavite duvarlarına adaptasyonları daha iyi sağlanır. Polimerizasyon büzülmeleri geleneksel düşük viskoziteli kompozit rezinlere kıyasla daha düşük, ancak yüksek viskoziteli bulk fill kompozit rezinlere kıyasla daha yüksek olarak gözlenmiştir (83).

Restoratif materyal ve diş dokusu arasındaki bağlanma, polimerizasyon büzülmesine karşı koyabilecek güçte olursa, materyalin “debonding (bağlantının

kopması)” olasılığı azalır (200). Bu nedenle bağlanma, materyalin polimerizasyon büzülmesiyle doğrudan ilişkilidir. Bağlanma dayanımı konusunda, bulk fill materyallerle yapılan çeşitli çalışmalarda başarılı sonuçların elde edildiği bildirilmiştir (258, 259). Bu materyallerle ilgili yapılan çalışmalarda, tüberkül kırıklarının daha az meydana geldiği ve marjinal bütünlük açısından geleneksel kompozit rezinlerden daha iyi performans gösterdikleri bildirilmiştir. Bunun yanısıra, klinik kullanımda başarılı veya benzer sonuçlar elde edildiğini bildiren bazı çalışmalar da mevcuttur (255, 260, 261).

Filtek Bulk fill Posterior Restoratif’in içeriğinde bulunan DDDMA, materyale hidrofobik bir yapı ve artmış moleküler mobilite kazandırmaktadır. İlave olarak bu molekül, materyale esneklik, hızlı polimerizasyon ve gelişmiş yüzey özellikleri de sağlamıştır (262). Bu materyallerin, posterior bölge restorasyonlarında kolay, hızlı ve  mit verici klinik performans sundukları bildirilmektedir (261, 263).

Filtek Bulk fill Akışkan Restoratif (3M ESPE) materyalin doldurucu içeriği ve organik matriksinde yapılan değişikliklerle, bu materyallerin d şuk polimerizasyon büzülmesine sahip bir materyal olduğu ileri sürülmektedir (72, 73).

Çalışmamızda kullanılan materyallerden biri de giomer materyalidir. Flor reşarjına olanak sağlayan ve estetik açıdan kabul edilebilir yapıdaki bu materyallerin su emilimi ve renklenme oranlarıyla ilişkili olarak yapılan çalışmalarda, giomer materyalinin yüksek su emilimi gösterdiğini bildiren çalışmaların yanısıra (117), d şuk su emilimi gösterdiğini bildiren çalışmalar da mevcuttur (264).

Giomer materyalinin içeriğinde cam iyonomer komponentin yer almasının materyalin mekanik özelliklerini düşüreceği düşünülmüştür (88). Ancak, içeriğinde bulunan S-PRG doldurucularının özel yapısı nedeniyle, asit-baz reaksiyonu materyalin yerleştirilmesinden önce tamamlanmış olmaktadır. Üretim aşamasında S-PRG doldurucuları üretilirken aynı zamanda materyali nemden koruyan modifiye bir yüzey tabakası da meydana gelmektedir (265). Materyalin yüksek doldurucu içeriğine sahip olması da giomer materyalinin mekanik özelliklerini arttırmaktadır. Yapısında önceden polimerize edilmiş parçacıkların bulunduğu tüm materyallerin mikro çatlak oluşumu riski açısından da daha güvenilir olduğu bildirilmiştir (266). Nitekim bu

özelliğe sahip olan giomer materyalin de diş hekimliğinde uygulanan restorasyonlar açısından güvenilir bir kullanım sağlayabileceği düşüncesi ile bu materyal çalışmamızda yer almış ve test edilmiştir.

Önceden polimerize edilmiş rezin doldurucu içeren materyallerde polimerize edilecek rezin hacmi azalacağından; polimerizasyon büzülmesinin de azalması beklenmektedir (61). Ayrıca içeriğindeki doldurucu oranının geleneksel cam iyonomer simanlara göre daha fazla olması nedeniyle, materyalin makaslama bağlanma dayanımının cam iyonomer simanlardan yüksek olduğu bildirilmiştir (107).

Alınan gıdalarda mevcut olan sitrik asit ve etanol gibi bazı ürünlerin, giomer materyallerinin yüzey pürüzlülüğünü ve sertliğini etkileyebildiği bildirilmiştir. Giomerlerin sitrik asitten etkilenme nedeninin, içerdiği florosilikat cam partikülleri olduğu düşünülürken, etanolün ise Bis-GMA'yı etkilediği düşünülmektedir (108). Klinik çalışmalarda giomer materyalinin kabul edilebilir sonuçlar gösterdiği bildirilmiştir (89, 118, 121).

Beautiful II (Shofu) flor salınımı yapabilen, reşarj özelliği olan, optimum estetik ve biyouyumluluk sağlayan giomer bir materyaldir (184). Beautiful II ile yapılmış çalışma sayısı azdır ancak, yapılan klinik çalışmalar bu materyalin kabul edilebilir klinik sonuçları olduğunu bildirmektedir (89, 112, 118).

Nanohibrit yapıdaki bir kompozit rezin ve bir bulk fill kompozit rezin materyallerin makaslama bağlanma dayanımlarının kıyaslandığı bir çalışmada, bulk fill kompozit rezinlerin daha iyi performans gösterdikleri belirtilmiştir (191).

Yapılan bir başka çalışmada, yüksek viskoziteli bulk fill kompozit rezinler ve geleneksel yüksek viskoziteli kompozit rezinlerin benzer bağlanma dayanımı değerlerine sahip oldukları bildirilmiştir (267).

Düşük viskoziteli bir bulk fill kompozit rezinin, düşük viskoziteli bir self-etch kompozit rezin ile kıyaslandığı bir çalışmada, bulk fill yapıdaki kompozit rezinin makaslama bağlanma dayanımının daha yüksek olduğu bildirilmiştir (190).

Makaslama bağlanma dayanımının değerlendirildiği bir çalışmada, giomer materyalinin bağlanma dayanımı değerlerinin, nano-seramik ve ormoser materyallerle elde edilen bağlanma dayanımı değerlerinden düşük, geleneksel cam iyonomer materyali ile elde edilen bağlanma dayanımı değerlerinden ise yüksek olduğu bildirilmiştir (107).

Materyallerin doldurucu miktarlarının materyalin bağlanma dayanımını etkilediğini bildiren çalışmalar mevcuttur (268, 269). Ayrıca, düşük viskoziteli bulk fill kompozitlerin kavite duvarlarına adaptasyonlarının daha iyi olmasının, bu materyallerle daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri elde edilebilmesine olanak sağladığı bildirilmiştir (270). Bizim çalışmamızda, Filtek Bulk fill Posterior Restoratif'in bağlanma dayanımı, Filtek Bulk fill Akışkan Restoratif ve Beautifil II materyallerine kıyasla istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p<0.05$). Bu sonucun; Filtek Bulk fill Akışkan Restoratif'in düşük viskoziteli olması sayesinde uygulama yapılacak yüzeye adaptasyonunun daha iyi olması ve Beautifil II materyalinin içerdiği çeşitli inorganik elementler nedeniyle meydana geldiği düşünülebilir (271). Ayrıca, çalışmada kullandığımız materyallerin içeriğinde bulunan Bis-GMA oranı farklılıklarının su emilimini değiştirmesi de çalışma sonuçları üzerinde etkili olmuş olabilir (272).

Bağlanma dayanımı değerleri; düz yüzey kavitelerinin kullanılmasıyla elde edilen düşük tork değerine, hazırlanan kavite derinliğinin pulpaya uzaklığına ve dentin tübüllerinin yönüne bağlı olarak değişiklik gösterebilmektedir (273). Literatüre bakıldığında, bağlanma dayanımı sonuçlarının çok çeşitlilik gösterdiği gözlenmektedir. Bu durumun, çalışmalarda uygulanan çeşitli test protokollerine bağlı olarak değişiklik gösterdiği de düşünülebilir (167).

Makaslama bağlanma dayanımı testinin uygulamasının ardından örnekler stereomikroskopta incelenerek kırık tipleri belirlenmiştir. Kırık; adeziv tabakada ise **“adeziv kırık”**, dentin ya da rezin materyalde ise **“koheziv kırık”**, hem adeziv ve hem koheziv kırık tipi gözleniyorsa **“karışık (miks) kırık”** olarak sınıflandırılmıştır (194). Adeziv sistem başarısızlıklarında sıklıkla görülen kırık tipi; adeziv kırıklardır. Adeziv sistemlerin bağlanma dayanımının artması, koheziv ve karışık kırık tiplerinin görülme sıklığını arttırmaktadır (274). Bir adeziv sisteme uygulanan makaslama bağlanma

dayanımı testi sonucunda, yüksek oranda koheziv kırıkların izlenmesinin, adeziv sistemin bağlanma dayanımı değerlerinin yüksek olduğunun bir göstergesi olarak kabul edilebileceği bildirilmiştir (275). Çalışmamızda, kırık yüzeyleri incelendiğinde en çok görülen kırık tipinin; adeziv ve karışık tipte kırıklar olduğu belirlenmiştir. Koheziv tipte kırık tespit edilmemiştir. Çalışmamızın bu bulguları, aynı adeziv sistemlerle yapılan bağlanma dayanımı testlerindeki kırık tipi sonuçlarına benzerlik göstermektedir (251).

5.2. Mikrosızıntı Testi

Mikrosızıntı kavramı; restorasyon kenarlarında gözlenen polimerizasyon büzülmesi ve mikro gerilmelere bağlı olarak meydana gelen kuvvetlerin, bağlanma dayanımı kuvvetlerini aşması sonucunda, restorasyon kenarlarında mikro boşlukların oluşacağı ve bu boşluk oluşumunun restorasyonların klinik başarısını olumsuz yönde etkileyeceği prensibiyle ortaya çıkarılmıştır (276).

Çalışmamızda yapılan mikrosızıntı testi için, mine yüzeylerinde herhangi bir gelişimsel defekt, florozis (Thylstrup ve Fejerskov İndeksi, TFI 0), restorasyon veya çürük bulunmayan 72 adet daimi 3. molar diş seçilmiştir. ISO standartlarına göre, bu testin güvenilirliği için; her alt grupta en az 10 örnek olması önerilmektedir (204). Yapılan pek çok çalışmada, mikrosızıntı testlerinde yer alan örnek sayısının 8 ile 12 arasında olduğu görülmüştür (190, 196, 277). Bu nedenle bizim çalışmamızda da, her alt gruptaki örnek sayısı $n = 12$ olarak belirlenmiştir.

Çalışmamızın mikrosızıntı bölümünde kullanılacak olan dişler, % 0.1'lik timol solüsyonunda dezenfekte edilerek testin yapılacağı süreye kadar distile su içinde bekletilmiştir (190, 219).

Yapılan önceki mikrosızıntı çalışmalarında uygulanan kavite tipleri incelendiğinde, mikrosızıntının değerlendirilmesi için Sınıf I, Sınıf II ve Sınıf V kavite konfigürasyonlarının uygulandığı görülmüştür (190, 196, 199, 277, 278). ISO standartlarına göre, restoratif materyal ve dişlerin sert dokuları arasındaki

mikrosızıntının tespiti için, en az 3 mm genişliğinde ve 1 mm derinliğinde hazırlanan Sınıf V kaviterlerde sızıntı seviyelerinin tespit edilmesi önerilmektedir (204). Bizim çalışmamızda da, kaviterlerin standardizasyonunun daha kolay sağlanabilmesi ve teknik hassasiyetin minimuma indirilebilmesi amacıyla, Sınıf V kaviterler hazırlanmıştır (279). Kavite boyutları; mezyodistal boyutu 4 mm, okluzogingival boyutu 3 mm ve aksiyal derinliği 2 mm olacak şekilde belirlenmiştir (190).

Dentin tübüllerinin şekilleri, yapıları ve özellikleri dişin farklı bölümlerinde farklılıklar göstermektedir (280). Bu nedenle, çalışmamızda bu değişkenin çalışma sonuçlarını etkilemesini engellemek amacıyla, Sınıf V kaviterler mine-sement sınırının 1 mm koronalinde olacak şekilde dizayn edilmiştir (190, 198, 281, 282). Ayrıca bu bölgelerde incelenmiş restorasyon kenarları oluşumuna sebep olmamak amacıyla kavitelere bizotaj uygulaması yapılmamıştır (29).

Restorasyon işlemi tamamlandıktan sonra ağız ortamının taklit edilebilmesi amacıyla mikrosızıntı örnekleri de termal siklus işlemine tabii tutulmuştur. Termal siklus prosedürüyle ilgili olarak, bu işlemin mikrosızıntıyı arttırabileceği bildiren çalışmaların olmasına rağmen (182, 283, 284), mikrosızıntıyı etkilemediğini ileri süren çalışmalar da mevcuttur (199, 285, 286). Bağlanma dayanımı testleriyle kıyaslandığında, suda bekletme ve termal siklus gibi yapay yaşlandırma yöntemlerinin mikrosızıntı üzerindeki etkilerinin düşük olduğu da bildirilmektedir (182, 232, 284). Çalışmamızda da, örneklere yaşlandırma işlemi uygulaması için literatürlerde sık kullanılan yöntemlerden biri olan termal siklus prosedürü seçilmiştir (233). Buna göre, önceki mikrosızıntı çalışmalarında belirtilen prosedürler izlenerek, örnekler termal siklus işlemi uygulanmadan önce, 37 °C'lik distile suda bekletilmişlerdir. Termal siklus işlemi de, 5 °C - 55 °C sıcaklıktaki su banyolarında, 500 siklus olacak şekilde uygulanmıştır (190, 198).

Mikrosızıntıyı değerlendirmek için birçok teknik kullanılmaktadır ve sonuçlar oldukça değişkendir (287). Her yöntemin sahip olduğu özelliklere bağlı olarak dezavantajları da bulunmaktadır. Kimyasal ajanların veya boya solüsyonlarının kullanıldığı çalışmalarda ana dezavantaj, yorumlamanın subjektif verilere dayandırılmasıdır. Radyoizotop yönteminde, yorumlamanın subjektif verilere dayandırılmasının yanısıra, kullanılan radyoizotop parçacıklarının kullanım tekniği,

maliyetli bir işlem olması ve uygun güvenlik önlemleriyle çalışma zorunluluğu bu tekniğin uygulanmasını zorlaştırmaktadır. Bakteriyel yöntemde, bakterilerin boyutları test sonuçlarını etkilemektedir. Ayrıca, mikrofloradaki çeşitliliğin tam olarak laboratuvar ve kültür ortamına yansıtılamaması da bir dezavantajdır (1). Hava basıncı yönteminde yalnızca havanın kaçtığı yollar tespit edilebilmektedir. Restoratif materyalin hava basıncıyla yerinden çıkabildiği de bildirilmiştir. Ayrıca, bu test tüm restorasyon sınırı boyunca sızıntının varlığını eşitmiş gibi göstermektedir (177). Nötron aktivasyon analizinde de sızıntının meydana geldiği nokta tespit edilemez, bunun yanı sıra yüksek maliyetli ve karmaşık bir yöntemdir (1, 177).

Boya penetrasyon yöntemi, mikrosızıntının tespitinde kullanılan en eski ve en yaygın yöntemlerden biridir. Bu yöntemde, çekilmiş bir dişte hazırlanan kaviteye materyalin yerleştirilmesinin ardından, dişin restorasyon dışında sızdırabilecek kısımları su geçirmez bir materyalle örtülür. Bizim çalışmamızda da, kök uçlarını örtülemek amacıyla pembe mum seçilmiş, ardından iki tabaka koyu renkli tırnak cilası restorasyon kenarlarının 1.5 mm uzağından geçecek şekilde, kök ve kavite dışında kalan diş yüzeylerine uygulanarak, restorasyon dışındaki alanlardan sızıntı olma olasılığı da minimuma indirgenmiştir.

Hazırlanan örneklerin mikrosızıntı düzeyleri, izolasyon işleminin ardından dişlerin boya çözeltisinde belirli bir zaman aralığında bekletilmeleri ve stereomikroskop altında boya sızıntılarının derecelerinin ölçümleri ile saptanır (1).

Türkün ve ark. (233) bir derlemelerinde, yapılan mikrosızıntı çalışmalarının % 40.8'inde bazik fuksin, % 26.5'inde gümüş nitrat ve % 20'sinde metilen mavisi kullanıldığı bildirilmiştir. Kullanılan boya materyalinin özelliklerinin kenar sızıntısını etkilediğini bildiren çalışmalara rağmen (179, 181), test sonuçları üzerinde önemli düzeyde bir etkiye sahip olmadıkları da bildirilmiştir (287). Yapılan bir çalışmada, bazik fuksin ve gümüş nitratın dentinde benzer sonuçlar elde edilmesine neden oldukları ancak, minede farklılık gösterdikleri belirtilmiştir (2). Yapılan başka bir çalışmada, seçilen 4 boya solüsyonunun arasındaki tek farklılığın pH düzeyleri olduğu bildirilmiştir (288).

Boya penetrasyon testi için özellikle önerilen bir boyar madde yoktur (204). Ancak metilen mavisinin, bulunduğu ortamın sıcaklığından ve ışığından etkilenmesi, hidroksil iyonu varlığında transforme olarak renksiz bir bileşene dönüşmesi ve ortamda güçlü asitler bulunduğunda stabil olmayan bir hale gelmesi, mikrosızıntı testlerinde bu solüsyonun kullanımını zorlaştırmaktadır (183). Bizim çalışmamızda, çoğu çalışmada da olduğu gibi % 0.5'lik bazik fuksin solüsyonu kullanılmış ve hazırlanan örnekler 24 saat boyunca bu solüsyonda bekletilmiştir.

Kesit alma işlemine geçilmeden önce örnekler akrile gömülerek kesit alma cihazına daha kolay yerleştirilmeleri sağlanmıştır. Yapılan bir çalışmada, örneklerin kenarlarında mikrosızıntının daha yoğun olduğu ve bu bölgelerden alınan kesitlerin çalışmanın sonuçlarını etkileyeceği bildirilmiştir (289). Bizim çalışmamızda da bu nedenle, yapılan çalışmalara paralel olarak örnekler tam ortalarından bukkolingual yönde kesilmiştir (113, 190, 281).

Mikrosızıntının yorumlanmasında dijital yöntemlerle de penetrasyon miktarının ölçülebildiği belirtilmektedir (290, 291). Ama çalışmalarda sıklıkla skorlama yönteminin kullanıldığı görülmektedir (179, 197, 284, 292, 293). Bu skorların belirlenmesinde, çalışmaların çoğunda olduğu gibi çalışmamızda da stereomikroskop kullanılmıştır (195, 281, 282). Çalışmamızda, kesilen örnekler stereomikropropta fotoğraflanmış ve literatürler doğrultusunda 0-3 arasında skorlar verilmiştir (197, 284, 292). Skorlama işlemi, araştırmalarda da belirtildiği üzere göz yanılığının bertaraf edilebilmesi amacıyla, aynı araştırmacı tarafından iki sefer tekrarlanmıştır (165).

Mikrosızıntı Bulgularının Tartışılması

Restoratif materyallerin iyi sızdırmazlık özelliklerinin olması, materyalin klinik başarısını arttırmaktadır. İyi bir sızdırmazlığın elde edilebilmesi için, dişlerin sert dokuları ve adeziv sistemler arasındaki bağlanmanın dayanıklı olması gerekmektedir.

Mikrosızıntı; kavite konfigürasyonu (C-faktörü), servikal duvardaki dentin tübüllerinin yönü, dentinin organik içeriği, dentin sıvısının hareketi, smear tabakasının

demineralizasyonu, hibrit tabakanın yapısı, dentinin yüzey nemliliği, kullanılan adeziv sistemlerin asiditesi, restorasyonun polimerizasyonu sırasında meydana gelen hacimsel büzülme, restorasyon materyalinin özellikleri, kenar adaptasyonu ve cilalama ve parlatma prosedürlerinden etkilenmektedir (131, 180, 294, 295).

Adeziv sistemlerin mikrosızıntılarının değerlendirildiği bir çok çalışma yapılmıştır. İki basamaklı total-etch sistemlerde, asit uygulaması ve tek şişede birleştirilmiş hidrofilik primer ve hidrofobik rezin uygulaması yapılmaktadır. İki basamaklı self-etch adeziv sistemlerde ise, asit uygulaması primer uygulamasına dahil edilmiştir. İki basamaklı self-etch sistemlerde hidrofilik yapı total-etch sistemlere kıyasla artmıştır. Bu nedenle, diş dokuları ve restoratif materyalin ara yüzeyinin difüzyona izin verebileceği belirtilmektedir (296, 297). Self-etch adeziv sistemler total-etch adeziv sistemlere kıyasla daha ince bir hibrit tabakasının oluşmasına neden olmaktadır. Self-etch sistemlerle meydana gelen dentin demineralizasyonu daha az belirgindir ve daha az rezin tag oluşumunu meydana gelir (298, 299). Total-etch adeziv sistemlerin daha az mikrosızıntıya neden olduğunu ileri süren çalışmalar bulunmakla birlikte (300, 301), self-etch adeziv sistemler ve total-etch adeziv sistemlerin benzer mikrosızıntı gösterdiğini bildiren çalışmalar da mevcuttur (302, 303).

Çalışmamızda, 2 basamaklı total-etch adeziv sistem (Adper Single Bond 2) ve 2 basamaklı self-etch adeziv sistem (Clearfil SE Bond) olmak üzere, iki farklı tipte adeziv sistem kullanılmış ve bu adeziv sistemler çalışmada yer alan restoratif materyallerin tümüyle uygulanarak test edilmişlerdir.

Clearfil SE Bond'un içeriğinde bulunan MDP, bağlanma dayanımını arttırmanın yanısıra, smear tıkaçlarında minimal düzeyde çözünmeye yol açarak tübüllerin açılımının sınırlı miktarda olmasını sağlamaktadır. Bu, dentinin geçirgenliğinin azaltılmasına katkıda bulunan bir durumdur (304). Ayrıca, MDP'nin kalsiyum ile şelasyon yaparak diş dokularına kimyasal bağlanması da dentin geçirgenliğini azaltmaktadır (150). Smear tabakanın self-etch adeziv sistemlerde tam olarak kaldırılmaması ve hibrit tabakaya dahil edilmesi bir dezavantaj olarak görülebilmektedir (305). Bununla birlikte, asitleme işlemi yapılarak uygulanan self-etch adeziv sistemlerde mikrosızıntı açısından bir farklılık görülmediğini bildiren çalışmalar da mevcuttur (306). Yapılan bir çalışmada, smear tabakasının

Etilendiamin Tetraasetik Asit (EDTA) uygulamasıyla kaldırılarak Clearfil SE Bond adeziv sisteminin mikrosızıntısının azaltılabildiği bildirilmiştir (307).

Adper Single Bond 2 doldurucu içeren bir beşinci nesil adeziv sistemdir. Smear tabakasını kaldırır, dentin tübüllerini genişletir ve dentinde demineralizasyon meydana getirir. Adper Single Bond 2'nin mine üzerindeki etkinliği yüksek iken, dentin üzerindeki etkinliği ise dentinin pörözlü kollagen yapısı ve nemli bağlanma koşullarının mevcudiyeti nedeniyle daha düşüktür (308).

Organik matrikslerinde inorganik doldurucu içeren adeziv sistemlerin polimerizasyon büzülmesinin daha düşük olacağı bildirilmiştir (309). Ancak, içeriğinde doldurucu bulunan adeziv sistemlerin mikrosızıntı oluşumunu azaltacağını düşünen bir grup araştırmacı, doldurucu içermeyen Adper Sinle Bond'la, doldurucu içeren Adper Single Bond 2'yi mikrosızıntı açısından kıyaslamışlar ve doldurucu varlığının mikrosızıntı üzerinde belirgin düzeyde etkili olmadığı sonucuna varmışlardır (245).

Üç farklı self-etch sistem ve bir total-etch sistemin mikrosızıntı açısından kıyaslandığı bir çalışmada, bir self-etch adeziv sistem olan Clearfil SE Bond'un total-etch adeziv sistemle benzer miktarda mikrosızıntıya neden olduğu bildirilmiştir (310).

Ağız ortamının sıcaklığını ve bağıl nemini taklit edilerek bir total-etch ve bir self-etch adeziv sistemin karşılaştırıldığı bir çalışmada, ortam koşullarının değişmesinin mikrosızıntıyı arttırdığı ancak en düşük artışın Clearfil SE Bond grubunda olduğu bildirilmiştir (311).

Tükürükle kontamine olan total-etch ve self-etch adeziv sistemlerin mikrosızıntılarının kıyaslandığı bir çalışmada, kontaminasyonun mikrosızıntıyı arttırmadığı ileri sürülmüş ve bu iki adeziv sistemle benzer sonuçlar elde edildiği bildirilmiştir (312).

Termal siklus işleminin total-etch ve self-etch adeziv sistemlerin mikrosızıntı değerleri üzerindeki etkisini inceleyen bir çalışmada, termal siklus işleminden bağımsız olarak total-etch adeziv sistemlerin daha az sızıntıya neden oldukları bildirilmiştir (199).

Bizim çalışmamızda, adeziv sistemler arasında mikrosızıntı açısından istatistiksel açıdan anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p>0,05$). Ancak total-etch bir adeziv sistem olan Adper Single Bond 2'nin, self-etch bir adeziv sistem olan Clearfil SE Bond'dan daha fazla mikrosızıntıya neden olduğu gözlemlenmiştir. Çalışmamızda elde ettiğimiz bu bulgular, Soares ve ark.'nın (313) yaptıkları çalışmayı destekler niteliktedir. Clearfil SE Bond'un Adper Single Bond 2'den daha az mikrosızıntıya neden olmasının, bu self-etch adeziv sistemin bağlanma dayanımının çalışmada kullanılan total-etch adeziv sisteme göre istatistiksel düzeyde olmamakla birlikte daha yüksek bağlantı değerleri sağlamasıyla ve içeriğindeki MDP ile ilişkili olduğu düşünülebilir.

Literatürde, rezin materyallerde meydana gelen polimerizasyon büzülmesinin azaltılabilmesi amacıyla, bu materyallerin “tabakalama tekniği” (inkremental teknik) uygulanarak yerleştirilmeleri sıklıkla önerilmektedir (3). Ancak bu tekniğin uygulanmasının zaman alıcı olması, hava kabarcığı oluşumunun meydana gelmesi ve uygulama sırasında kontaminasyon riskinin bulunması gibi restorasyonun prognozunu negatif yönde etkileyen dezavantajların da söz konusu oldukları bildirilmektedir (4, 293). Bu problemlerin çözümü amacıyla, kompozit rezin materyallerin kaviteye tek seferde uygulanabildikleri “**kütle tekniği (Bulk teknik)**” önerilmiştir. Bu amaçla kompozit rezinlerin içeriklerinde çeşitli değişiklikler yapılarak tek kütle halinde kaviteye uygulanabilen materyaller piyasaya sürülmüştür. Mikrosızıntı çalışmasında kütle halinde kaviteye yerleştirilebilen yüksek viskoziteli bulk fill kompozit rezin (Filtek Bulk fill Posterior Restoratif), düşük viskoziteli bulk fill kompozit rezinin (Filtek Bulk fill Akışkan Restoratif) yanısıra, giomer (Beautifil II) materyali kullanılmıştır.

Bulk fill materyallerin mikrosızıntı değerleri ile ilişkili yapılan çalışmalarda başarılı sonuçlar elde edildiği bildirilmiştir (314, 315). Bulk fill yapıdaki posterior kompozit rezinlerin mikrosızıntı değerlendirmelerinin yapıldığı çalışmalarda, bulk fill yapıdaki kompozit rezinlerin konvansiyonel yapıdaki kompozit rezinlerden düşük veya benzer mikrosızıntı seviyeleri gösterdiği bildirilmektedir (282, 316).

Bulk fill materyaller, geleneksel kompozitlerden daha translüesenttir. Bu durum materyalin polimerizasyonu sırasında ışığın daha derine ulaşmasını sağlamaktadır.

Bucuta ve Ilie (2014) (317), yedi farklı bulk fill materyalin mekanik özelliklerini değerlendirdikleri çalışmalarında, Filtek Bulk fill Restoratif materyalin, içeriğinde zirkonyum bulunan tek bulk fill materyal olduğunu belirtmişlerdir. Zirkonyumun, materyalin mekanik özelliklerini ve ışık geçirgenliğini arttırdığı bildirilmiştir (318). Filtek Bulk fill Restoratif materyallerde doldurucu oranı azaltılarak ve monomer yapısı değiştirilerek ışık geçirgenliğinin artırılması sağlanmıştır (317). Filtek Bulk fill Restoratif materyaller “Prokriat rezin” olarak isimlendirilen ve Bis-GMA analogu olan bir monomer içermektedir (68, 69).

Yapılan bir çalışmada, düşük viskoziteli bulk fill kompozit rezinin dentini örtülemedesinin nanohibrit yapıdaki kompozit rezinlerden daha iyi olduğu ve minede benzer mikrosızıntı değerleri elde edildiği bildirilmiştir (319). Bu materyallerin mikrosızıntı değerleri geleneksel düşük viskoziteli kompozitlerle benzer bulunmuştur (195). Düşük viskoziteli bulk fill kompozit rezinin, düşük viskoziteli bir self-etch kompozit rezin ile kıyaslandığı bir çalışmada, bulk fill yapıdaki kompozit rezinin diğer materyalden daha fazla mikrosızıntıya neden olduğu bildirilmiştir (190). Bizim çalışmamızda kullanılan bulk fill materyallerle çeşitli seviyelerde mikrosızıntı meydana geldiği izlenmiştir.

Mikrosızıntının meydana gelmesinde polimerizasyon büzülmesinin yanısıra, materyalin kenar uyumu da önemli bir kriterdir. Peutzfeldt ve Asmussen (2004) (320) uygulanan restoratif materyalin viskozitesinin düşük olmasının, materyalin kavite duvarlarına adaptasyonunu arttırdığını bildirmişlerdir. Bulk fill materyallerin viskozitelerinin mikrosızıntı üzerindeki etkilerini araştıran bir çok çalışma, düşük viskoziteli bulk fill materyallerin, yüksek viskoziteli bulk fill materyallerden daha düşük oranda mikrosızıntı skorları meydana getirdiğini bildirmişlerdir (77, 321). Ayrıca, yapılan bir SEM çalışmasında, düşük viskoziteli materyallerin kenar uyumunun karşılaştırıldığı hibrit yapıli kompozitlerden daha iyi olduğu belirtilmiştir (322). Bizim çalışmamızda, yapılan istatistiksel analizde materyaller arasında mikrosızıntı açısından anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p>0,05$). Ancak, Clearfil SE Bond adeziv sistem uygulanarak kullanılan restoratif materyaller arasında en düşük mikrosızıntı değerlerinin; Filtek Bulk fill Akışkan Restoratif materyal grubunda elde edildiği görülmüştür. Clearfil SE Bond grubunda, Filtek Bulk fill Akışkan Restoratif

uygulanan örneklerin en düşük mikrosızıntı skorlarını göstermesinin nedeni olarak; bu materyallerin viskoziteleri ve kavite duvarlarına adaptasyonlarının diğer materyallerden daha iyi olması ve elastik modüllerinin düşük olması, kullanılan adeziv sistemin bağlanma dayanımının diğer adeziv sistemden daha yüksek olması ve bu adeziv sistem kullanıldığında dentin tübüllerindeki sınırlı açılmaya bağlı olarak dentin geçirgenliğinin daha düşük olması ve smear tabakasının tam olarak kaldırılmaması olduğu düşünülmüştür (77, 304, 305, 320).

Çalışmada, Adper Single Bond 2 adeziv sistem uygulanarak kullanılan restoratif materyaller arasında en yüksek mikrosızıntı seviyeleri; Filtek Bulk fill Akışkan Restoratif materyal uygulanan örneklerde, en düşük mikrosızıntı seviyeleri ise; Filtek Bulk fill Posterior Restoratif materyal uygulanan örneklerde gözlemlenmiştir. Bu bulgularımız, Tolidis ve ark. (2014) (323) 'nın yaptıkları çalışmanın sonuçları ile benzerlik göstermektedir.

Farklı adeziv sistemlerin uygulanmalarına bağlı olarak materyallerde farklı mikrosızıntı skorları gözlenmesinin sebebinin; adeziv sistemin içeriğinde yer alan monomerin ve çözücünün tipinin, adeziv sistemin uygulanma şeklinin, dentinin nemliliğine olan duyarlılığının ve adeziv sistemin pH'nın neden olduğu düşünülmektedir (324). Ayrıca, total-etch adeziv sistemlerin, self-etch adeziv sistemlere kıyasla daha fazla teknik hassasiyet gerektirmeleri de bu çalışmada gözlenen sonuçları etkilemiş olabilir (325).

Çalışmamızda seçilen materyallerden birisi de Beautifil II giomer materyalidir. Bu çalışmada giomerin seçilme nedenleri arasında, bu materyalin hızlı florür salınımı yapabilmesi, reşarj edilebilmesi ve cam iyonomer içerikli olan diğer restoratif materyallere oranla, daha iyi estetik ve fiziksel özelliklere sahip olması bulunmaktadır ve bu bakımdan pedodonti kliniklerinde kullanılabilirliği açısından da değerlendirilmesi arzu edilmiştir (102, 104). Ayrıca, literatürde belirtildiği gibi dentinde remineralizasyon sağlayabilmesi (90) ve gelişkin antiplak özellikleri de (105, 326) çalışmamızda bu materyalin de seçilmesine etken olmuştur. Tüm bu avantajlarına rağmen, giomer materyalindeki yüksek oranda bulunan ve rezine bağlanmayan S-PRG doldurucularının, Beautifil II materyalinin kenar uyumunun azalmasına yol açtığı ve yüzey pürüzlüğü ve renklenme oranlarında artışa neden olduğu da bildirilmiştir (112).

Soderholm ve ark. (1984) (266) çatlak oluşumunun, matriks doldurucu arayüzündeki iyon salınımına bağlı olarak meydana geldiğini belirtmişlerdir. Rezin kompozitlerin doldurucu miktarları ve doldurucuların arasındaki boşluklarda oluşan ve su emilimine bağlı olarak meydana gelen osmotik basıncın, çatlak oluşumuna neden olduğu düşünülmektedir. Giomer materyalinin de, su ile etkileşimi sırasında içeriğindeki önceden reaksiyona girmiş partiküller sebebiyle osmotik basınç oluşturduğu bildirilmiştir. Yapılan bir çalışmada, materyalin mekanik özelliklerinde zaman içerisinde meydana gelen azalmanın bu durumla ilişkisi olabileceği düşünülmüştür (88).

Total-etch ve self-etch adeziv sistemlerin, ilave bir hidrojen peroksit işlem basamağının ardından uygulanarak giomer materyalinin dentindeki ve minedeki mikrosızıntısını değerlendiren bir çalışmada, asit uygulamasının self-etch adeziv sistemlerde minede mikrosızıntıyı azalttığı ancak, dentinde anlamlı bir farklılık meydana getirmediği gözlenmiştir (110).

Cam iyonomer, Giomer, zirkonomer ve Ceram-X'in mikrosızıntılarının değerlendirildiği bir çalışmada, en yüksek mikrosızıntı skorları Giomer restorasyonlarda gözlenmiştir (109).

Giomer, bulk fill kompozit, nanohibrit kompozit, mikrohibrit kompozit ve düşük viskoziteli bir kompozit materyalin mikrosızıntılarının kıyaslandığı bir çalışmada, giomer materyalinin mikrosızıntı skorları diğer materyallerden yüksek bulunmuştur (327).

Süt dişlerinde yapılan bir çalışmada ise, Giomer ve kompomer materyallerinin mikrosızıntı oranları karşılaştırılmış ve giomer restorasyonlarda gözlenen mikrosızıntı seviyeleri kompomer restorasyonlardakilere oranla düşük bulunmuştur (196).

Farklı viskozitelerde giomer ve bulk fill kompozit resin materyallerinin mekanik özelliklerini ve polimerizasyon derinliklerini kıyaslayan bir çalışmada, materyallerin tümünde polimerizasyon derinliğinin polimerizasyon zamanına bağlı olarak artış gösterdiği, yüksek viskoziteli bulk fill materyallerin mekanik özelliklerinin düşük viskoziteli bulk fill materyallerden yüksek olduğu bildirilmiştir. Ayrıca bulk fill

rezin kompozitlerin hacimsel büzülmelerinin giomer materyalinden düşük olduğu da belirtilmiştir (82).

Giomer materyaliyle yapılan mikrosızıntı çalışmalarında, alınan sonuçların geleneksel kompozit rezinlerden daha yüksek, geleneksel cam iyonomerler ve kompomerler gibi materyallerden ise daha düşük skorlar verdiği bildirilmektedir (109, 111, 113, 117, 196, 197). Bu materyalde gözlenen mikrosızıntı oranlarının yüksek olma nedeninin, rezin içerisindeki S-PRG doldurucularına bağlanmayan yüksek doldurucu içeriğinin kenar adaptasyonunu bozması olduğu düşünülmektedir (112). Bizim çalışmamızda, Beautifil II giomer restoratif materyalde gözlenen mikrosızıntı skorları ile, bulk fill rezin kompozit restoratif materyallerde gözlenen mikrosızıntı skorları arasında istatistiksel olarak anlamlı düzeyde farklılık bulunmamıştır ($p>0.05$). Mikrosızıntı skorlarının diğer materyallerle benzer, ortalama bir aralıkta oldukları görülmüştür. Çalışmamızda; giomer materyali önceki çalışmalarda gözlenen yüksek mikrosızıntı değerlerine benzer değerler göstermekle birlikte, diğer iki bulk fill kompozit rezin materyalinkine yakın mikrosızıntı skorları gösterdiği gözlenmiştir. Bu durumun; bu çalışmada kullanılan tüm materyallerin doldurucu oranları arasında farklılıkların bulunmasına rağmen, giomer materyalinin diğer iki bulk fill kompozit rezin materyalinkilere kıyasla, daha yüksek oranda doldurucu içermesine bağlı olabileceği düşünülmüştür. İlave olarak, test yöntemleri ve basamaklarına ilişkin standardize edilemeyen çeşitli farklılıkların da, önceki çalışmalarla bizim çalışmamız arasındaki farka yol açmış olabileceği de düşünülebilir.

Mikrosızıntı skorlarının literatürde; “gingival veya okluzal/gingival” olarak değerlendirilebildiği görülmüştür (195, 327). Çalışmamızda, mikrosızıntı skorları gingival alanda değerlendirilmiş ve skorların yüksek olduğu gözlenmiştir. Bu durumun gingival bölgede mine yapısının daha ince olması, bu alanda materyallerin bağlanmalarının daha zayıf gerçekleşmesi ve gingival bölgede meydana gelmiş olabilecek mikro çatlakların varlığı ile ilişkili olabileceği düşünülmüştür (328).

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Makaslama Bağlanma Dayanımı Testine Ait Sonuçlar

Düz yüzey kavitelelerinde yüksek viskoziteli bulk fill kompozit rezin, düşük viskoziteli bulk fill kompozit rezin ve giomer materyallerinin, bir total-etch adeziv sistem ve bir self-etch adeziv sistem kullanılarak makaslama bağlanma dayanımları değerlendirilmiş ve örnek yüzeylerine ait kırık tipleri stereomikroskopta incelenmiştir.

1. 2 basamaklı self-etch adeziv sistem olan Clearfil SE Bond ile elde edilen makaslama bağlanma dayanımı değerleri ve 2 basamaklı total-etch adeziv sistem olan Adper Single Bond 2'nin makaslama bağlanma dayanımı değerleri arasında istatistiksel açıdan anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p>0,05$).
2. Clearfil SE Bond ile elde edilen makaslama bağlanma dayanımı değerleri istatistiksel düzeyde anlamlılık göstermese de, Adper Single Bond 2 ile elde edilen bağlanma dayanımı değerlerinden sayısal olarak daha yüksek bulunmuştur.
3. Materyallerin makaslama bağlanma dayanımları kıyaslandığında; Filtek Bulk fill Akışkan Restoratif materyal ve Beautifil II rezin materyalleri ile elde edilen makaslama bağlanma dayanımı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p>0,05$). Ancak Filtek Bulk fill Posterior Restoratif materyal, diğer iki materyalden istatistiksel düzeyde anlamlı derecede düşük bağlanma dayanımı sonuçları sergilemiştir ($p<0,05$).
4. Makaslama bağlanma dayanımı testi sonrasında, kırık tiplerinin değerlendirilmesi amacıyla stereomikroskop altında incelenen örneklerden elde edilen veriler bağlanma dayanımı testi sonuçlarını destekler nitelikte bulunmuştur.

Mikrosızıntı Testine Ait Sonuçlar

Sınıf V kavitelerde yüksek viskoziteli bulk fill kompozit rezin, düşük viskoziteli bulk fill kompozit rezin ve giomer materyallerinin, bir total-etch adeziv sistem ve bir self-etch adeziv sistem kullanılarak gerçekleştirilen mikrosızıntı testi skorları değerlendirilmiş ve örnekler stereomikroskop altında incelenerek 0-3 düzeyleri arasında skortama yapılmıştır. Buna göre;

1. 2 basamaklı self-etch adeziv sistem Clearfil SE Bond kullanılarak elde edilen mikrosızıntı skorları ve 2 basamaklı total-etch adeziv sistem Adper Single Bond 2 kullanılarak elde edilen mikrosızıntı skorları arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p>0,05$).
2. İstatistiksel olarak anlamlı düzeyde bulunmasa da ($p>0,05$), Adper Single Bond 2 kullanımı sonucunda elde edilen mikrosızıntı skorlarının, Clearfil SE Bond kullanılarak elde edilen mikrosızıntı skorlarından daha fazla olduğu gözlenmiştir.
3. Materyallerin mikrosızıntı skorları kıyaslandığında; Filtek Bulk fill Akışkan Restoratif materyal, Filtek Bulk fill Posterior Restoratif materyal ve Beautifil II giomer materyalleri ile elde edilen mikrosızıntı düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmamıştır ($p>0,05$).
4. Adeziv sistem olarak Clearfil SE Bond'un kullanıldığı gruplarda mikrosızıntı skorları sırasıyla; Filtek Bulk fill Posterior Restoratif > Beautifil II > Filtek Bulk fill Akışkan Restoratif şeklinde bulunmuştur.
5. Adeziv sistem olarak Adper Single Bond 2'nin kullanıldığı gruplarda mikrosızıntı skorları sırasıyla; Filtek Bulk fill Akışkan Restoratif > Beautifil II > Filtek Bulk fill Posterior Restoratif olarak bulunmuştur.

Sonuç olarak;

Total-etch adeziv sistemlerin başarısı, bağlanma dayanımı ve mikrosızıntı konularında yapılan çalışmalarla kanıtlanmıştır. Ancak son zamanlarda self-etch adeziv sistemlerle yapılan çalışmalar bu adeziv sistemlerin de total-etch sistemlerle benzer başarılı sonuçlar verdiğini göstermektedir.

Bizim çalışmamızın sonuçları da genel olarak önceki çalışmaların sonuçlarını destekler nitelikte bulunmuş ve çalışmamızdan elde ettiğimiz bu sonuçlar doğrultusunda; pedodonti ve restoratif tedavi kliniklerinde uygulanan restoratif işlemler sırasında kullanılan restoratif materyaller ile birlikte, total-etch adeziv sistemler gibi, self-etch adeziv sistemlerin de rahatlıkla kullanılabilceği fikri desteklenmiştir. Ayrıca self-etch adeziv sistemlerin, total-etch adeziv sistemlerden daha az teknik hassasiyet gerektirmeleri sebebiyle, bu sistemlerin pedodonti kliniklerinde çocuk hastaların dental ünitlerde oturma zamanlarını kısaltmaları sayesinde, kullanımlarının hasta ve hekim açısından avantaj oluşturabileceği düşünülmüştür.

Ayrıca çalışmamızda test ettiğimiz bulk fill materyallerin pedodonti kliniklerinde hızlı uygulamalara olanak sağlamaları açısından, özellikle çocuk veya anksiyeteli hastaların posterior bölge restorasyonlarında, tedavi süresinin kısaltılmasının istenildiği durumlar açısından avantajlı ve tercih edilebilir bir materyal olduğu fikrine varılmıştır.

Bunun yanısıra; bu çalışmanın sonuçlarına göre hızlı flor salınımı özelliği olan ve rezin içeren giomer materyallerinin de klinik uygulamalar sırasında kullanılmalarının faydalı olabileceği de düşünülmektedir.

Çalışmamızda mevcut olan kısıtlılıklardan dolayı, farklı materyallerin ve adeziv sistemlerin test edilmeleri ile bu çalışma sonucunda elde edilen tüm bulguların, yapılacak ileriki çalışmalarla da desteklenmesinin uygun olacağı kanaatindeyiz.

ÖZET

3 Farklı Rezin Bazlı Materyalin, Total-Etch ve Self-Etch Adeziv Sistemler Kullanılarak, Daimi Dişlerdeki Bağlanma Dayanımlarının, Yüzey Kırılma Tiplerinin ve Mikrosızıntılarının İn-Vitro Koşullarda İncelenmesi

Amaç: Filtek Bulk fill Posterior Restoratif (3M ESPE) materyal, Filtek Bulk fill Akışkan Restoratif (3M ESPE) materyal ve Beautifil II (Shofu) materyallerinin, Clearfil SE Bond (Kuraray) self-etch adeziv sistem ve Adper Single Bond 2 (3M ESPE) total-etch adeziv sistemleri ile, daimi 3.molar dişlerdeki bağlanma dayanımı değerlerinin, kırık tiplerinin ve gingival bölgedeki mikrosızıntılarının in-vitro olarak karşılaştırılması amaçlanmıştır.

Yöntemler: Bağlanma dayanımını değerlendirmek amacıyla, makaslama bağlanma dayanımı test yöntemi uygulandı. Bağlanma dayanımı testi için, 60 adet daimi 3. molar dişin okluzal yüzeylerine düz yüzey kaviteleri hazırlandı (n = 10). Restoratif materyallerin tümü üretici firmanın talimatları doğrultusunda, her iki adeziv sistemle düz yüzey kavitelerine yerleştirildi. Bağlanma dayanımı testi için; 5000 siklus olacak şekilde termal siklus işlemi uygulandı ve ardından 1 mm/dk hızla, kırılma meydana gelinceye kadar kuvvet uygulandı. Örneklerin yüzeyleri stereomikroskop altında incelendi. Adeziv, koheziv ve karışık kırık tipleri belirlendi.

Mikrosızıntıyı değerlendirmek amacıyla, boya penetrasyon yöntemi seçildi. Test için 72 adet daimi 3. molar dişin bukkal yüzeylerine Sınıf V kaviteler hazırlandı (n = 12). Restoratif materyallerin tümü üretici firmanın talimatları doğrultusunda, her iki adeziv sistemle beraber Sınıf V kavitelere uygulandı. Mikrosızıntı testi için; 500 kez termal siklus işlemi uygulandı. Dişler % 0,5'lik bazik fuksin içerisinde 24 saat bekletildi. Ardından dişler bukkolingual yönde, tam ortadan olacak şekilde, ikiye ayrıldı. Örnekler stereomikroskopta incelenerek sızıntı derecesine göre 0-3 arasında skor verildi.

Bulgular: Makaslama bağlanma dayanımı testi sonucunda; adeziv sistemlerin makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin ortalamaları arasındaki fark, istatistiksel

olarak anlamlı bulunmadı ($p>0,05$). Beautifil II ve Filtek Bulk fill Akışkan Restoratif rezin materyaller arasındaki farklılık, istatistiksel düzeyde önemli bulunmamışken ($p>0,05$), Filtek Bulk fill Posterior Restoratif rezin materyal ile elde edilen makaslama bağlanma değerleri, diğer iki materyalden elde edilen makaslama bağlanma dayanımı değerlerinden daha düşük değerler ortalaması gösterdi ($p<0,05$). Mikrosızıntı testi sonucunda gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmadı ($p>0,05$).

Sonuç: Çalışmamızda, uygulanan makaslama bağlanma dayanımı ve mikrosızıntı testleri sonucunda, çalışmada yer alan farklı adeziv sistemlerden benzer sonuçlar elde edilmiştir. Bu sonuçlar klinik uygulamalar sırasında, total-etch adeziv sistemler gibi, self-etch adeziv sistemlerin de rahatlıkla tercih edilebileceği fikrini desteklemiştir. Ayrıca çalışmamızda test ettiğimiz bulk fill restoratif materyallerin hızlı ve pratik klinik uygulamalara olanak sağlamaları ve giomer restoratif materyalinin ise ekstra flor salınımı sayesinde çürük oluşumunu azaltıcı avantajlarının bulunması; özellikle çocuk yaştaki veya anksiyeteli tüm yaş gruplarında bulunan hastaların posterior bölge restorasyonlarında faydalı olabileceğini düşündürmüştür. Bununla birlikte, çalışmamızın sonuçlarında elde edilen tüm bulguların, uzun dönemli klinik çalışmaların sonuçları ile de desteklenmesinin uygun olacağı görüşündeyiz.

Anahtar Kelimeler: Mikrosızıntı, Makaslama Bağlanma Dayanımı, Bulk fill kompozit, Giomer, Daimi Diş

ABSTRACT

In-Vitro Evaluation of Bond Strength, Surface Failure Mode and Microleakage Properties to Permanent Teeth of 3 Different Resin Based Materials Using Total-Etch and Self-Etch Adhesive Systems

Aim: The aim of this in vitro study is to evaluate the bond strength, failure mode and gingival zone microleakage between third permanent teeth and Filtek Bulk fill Posterior Restorative (3M ESPE) material, Filtek Bulk fill Flowable Restorative (3M ESPE) material and Beautifil II (Shofu) material using with Clearfil SE Bond self-etch adhesive system and Adper Single Bond 2 total-etch adhesive system.

Methods: Shear bond strength test method was selected to evaluate the bond strength. Flat surface cavities were prepared on occlusal surfaces of sixty 3. permanent molar teeth for shear bond strength test (n = 10). All of the restorative materials and adhesive systems were placed to flat surface cavities according to the manufacturer's instructions. Thermal cycling was applied for 5000 times for shear bond strength test and then shear force was applied to each specimen at a crosshead speed of 1 mm/min until failure occurred. The surface of samples were examined under stereomicroscope. Surface failure mode was determined as adhesive, cohesive and mix.

Dye penetration method was selected for the microleakage test. Class V cavity was prepared on buccal surface of the seventy-two 3.molar teeth (n = 12). All of the restorative materials and adhesive systems were placed to Class V cavities according to the manufacturer's instructions. Thermal cycling was applied for 5000 times for microleakage test. After keeping them in a 0.5 % basic fuchsin solution for 24 hours. Then, the samples were cut along the center line in the bucco-lingual direction. The samples were examined by stereomicroscope and scored between 0-3 according to the degree of leakage.

Results: As a result of shear bond strength test, no statistically difference was observed between total-etch and self-etch adhesive systems ($p>0,05$). The difference between Beautifil II and Filtek Bulk fill Flowable Restorative materials was not statistically significant ($p>0,05$), however Filtek Bulk fill Posterior Restorative material showed lower shear bond strength than the other two materials ($p<0,05$). According to the microleakage evaluation, no statistically difference was found between the groups ($p>0,05$).

Conclusions: As a result of the shear bond strength and microleakage tests, results were found similar between the different adhesive systems used in this study. The idea of that self-etch adhesive systems can be used easily in clinical practice were supported as well as total-etch adhesive systems. In addition, through its advantages such as rapid and practical clinical application of the bulk fill restorative materials and fluoride release of the giomer material that we had tested in our study; may be useful in posterior restorations especially in children or patients with anxiety. However, it would be appropriate that this results should be supported by long term follow-up studies.

Keywords: Microleakage, Shear Bond Strength, Bulk fill composite, Giomer, Permanent Teeth

KAYNAKLAR

1. Alani AH, Toh CG. Detection of microleakage around dental restorations: a review. *Operative Dentistry* 1997;22(4):173-85.
2. Heintze S, Forjanic M, Cavalleri A. Microleakage of Class II Restorations with Different Tracers-Comparison with SEM Quantitative Analysis. *Journal of Adhesive Dentistry* 2008;10(4):259-67.
3. Bayne SC, Thompson JY, Roberson T, Heymann H, Ritter A. *Sturdevant's art and science of operative dentistry*, United States of America: Mosby, 2006, p. 203-11.
4. Kim RJ-Y, Kim Y-J, Choi N-S, Lee I-B. Polymerization shrinkage, modulus, and shrinkage stress related to tooth-restoration interfacial debonding in bulk-fill composites. *Journal of Dentistry* 2015;43(4):430-39.
5. Atabek D, Yalçın G, Öztaş N. Comparative mechanical properties of bulk-fill resins. *Open Journal of Composite Materials* 2014;4(02):117-27.
6. Van Ende A, De Munck J, Lise DP, Van Meerbeek B. Bulk-fill composites: a review of the current literature. *Journal of Adhesive Dentistry* 2017;19(2):95-109.
7. Hajira N, Meena N. Giomer-the intelligent particle (new generation glass ionomer cement). *International Journal of Dentistry and Oral Health* 2015;2(4):1-5.
8. Baek HJ, Kim EK, Lee SG, Jeong SH, Sakong J, Merchant AT, et al. Dental amalgam exposure can elevate urinary mercury concentrations in children. *International Dental Journal* 2016;66(3):136-43.
9. World Health Organization. Elemental mercury and inorganic mercury compounds: human health aspects. United States: 2003, 21-9.
10. Kasraei S, Mortazavi H, Vahedi M, Vaziri PB, Assary M. Blood mercury level and its determinants among dental practitioners in Hamadan, Iran. *Journal of Dentistry, Tehran University of Medical Sciences* 2010;7(2):55-63.
11. Osborne J, Summitt J, Roberts H. The use of dental amalgam in pediatric dentistry: review of the literature. *Pediatric Dentistry* 2002;24(5):439-47.
12. Lynch CD, Opdam NJ, Hickel R, Brunton PA, Gurgan S, Kakaboura A, et al. Guidance on posterior resin composites: Academy of operative dentistry-European section. *Journal of Dentistry* 2014;42(4):377-83.
13. Food Drug Administration. Dental devices: classification of dental amalgam, reclassification of dental mercury, designation of special controls for dental amalgam, mercury, and amalgam alloy. Final rule. United States: 2009, 38685-714.
14. Al-Saleh I. Mercury (Hg) burden in children: the impact of dental amalgam. *Science of the Total Environment* 2011;409(16):3003-15.
15. Wilson AD, Kent B. The glass-ionomer cement, a new translucent dental filling material. *Journal of Applied Chemistry and Biotechnology* 1971;21(11):313.
16. Sidhu S, Nicholson J. A review of glass-ionomer cements for clinical dentistry. *Journal of Functional Biomaterials* 2016;7(3):16.
17. Hafshejani TM, Zamanian A, Venugopal JR, Rezvani Z, Sefat F, Saeb MR, et al. Antibacterial glass-ionomer cement restorative materials: A critical review on the current status of extended release formulations. *Journal of Controlled Release* 2017;262:317-28.
18. Krämer N, Schmidt M, Lücker S, Domann E, Frankenberger R. Glass ionomer cement inhibits secondary caries in an in vitro biofilm model. *Clinical Oral Investigations* 2018;22(2):1019-31.

19. Wiegand A, Buchalla W, Attin T. Review on fluoride-releasing restorative materials—fluoride release and uptake characteristics, antibacterial activity and influence on caries formation. *Dental Materials* 2007;23(3):343-62.
20. Williams J, Billington R, Pearson G. A long term study of fluoride release from metal-containing conventional and resin-modified glass-ionomer cements. *Journal of Oral Rehabilitation* 2001;28(1):41-7.
21. Asmussen E, Peutzfeldt A. Long-term fluoride release from a glass ionomer cement, a compomer, and from experimental resin composites. *Acta Odontologica Scandinavica* 2002;60(2):93-7.
22. Momoi Y, McCabe J. Fluoride release from light-activated glass ionomer restorative cements. *Dental Materials* 1993;9(3):151-54.
23. Kanık Ö, Türkün LŞ. Restoratif Cam İyonomer Simanlarda Güncel Yaklaşımlar. *Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi* 37(2):54-65.
24. Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Altinchi A, Ahmed SN, Donovan TE. Physical Properties, Film Thickness, and Bond Strengths of Resin-Modified Glass Ionomer Cements According to Their Delivery Method. *Journal of Prosthodontics* 2018:1-6.
25. Croll TP, Nicholson J. Glass ionomer cements in pediatric dentistry: review of the literature. *Pediatric Dentistry* 2002;24(5):423-9.
26. Iqbal A, Fishan M, Sahar R. Evaluating the Efficacy of Resin Modified Glass Ionomer Cement versus Conventional Glass Ionomer Cement in Terms of Success Rate: A Clinical Assessment Exploring the best in between. *Pakistan Journal of Medical & Health Sciences* 2017;11(1):336-8.
27. Satpute AB, Patel AV. Comparative Evaluation of Sealing Ability of Mineral Trioxide Aggregate, Resin Modified Glass Ionomer Cement and Calcium Phosphate Cement in Furcation Perforation Repair: an In-vitro Study. *International Journal of Scientific Research* 2018;7(8):6-8.
28. Bala O. Poliasit-Modifiye Kompozit Rezinler (Kompomeler) Literatür Taraması. *Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi* 1998;1:113-8.
29. Hickel R, Dasch W, Janda R, Tyas M, Anusavice K. New direct restorative materials. *International Dental Journal* 1998;48(1):3-16.
30. Milia E, Cumbo E, Cardoso JA, Gallina G. Current dental adhesives systems. A narrative review. *Current Pharmaceutical Design* 2012;18(34):5542-52.
31. Tyas MJ. Clinical evaluation of glass-ionomer cement restorations. *Journal of Applied Oral Science* 2006;14:10-3.
32. Gurgan S, Kutuk Z, Ergin E, Oztas S, Cakir F. Four-year randomized clinical trial to evaluate the clinical performance of a glass ionomer restorative system. *Operative Dentistry* 2015;40(2):134-43.
33. Diem VTK, Tyas MJ, Ngo HC, Phuong LH, Khanh ND. The effect of a nano-filled resin coating on the 3-year clinical performance of a conventional high-viscosity glass-ionomer cement. *Clinical Oral Investigations* 2014;18(3):753-9.
34. Mickenautsch S, Yengopal V, Banerjee A. Atraumatic restorative treatment versus amalgam restoration longevity: a systematic review. *Clinical Oral Investigations* 2010;14(3):233-40.
35. Hilgert LA, de Amorim RG, Leal SC, Mulder J, Creugers NH, Frencken JE. Is high-viscosity glass-ionomer-cement a successor to amalgam for treating primary molars? *Dental Materials* 2014;30(10):1172-8.

36. Mickenautsch S. High-viscosity glass-ionomer cements for direct posterior tooth restorations in permanent teeth: The evidence in brief. *Journal of Dentistry* 2016;55:121-3.
37. 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. United States: 1962. 3,066,112.
38. Leinfelder K, Sluder T, Sockwell C, Strickland W, Wall J. Clinical evaluation of composite resins as anterior and posterior restorative materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 1975;33(4):407-16.
39. Powers JM, Fan PL, Raptis CN. Color stability of new composite restorative materials under accelerated aging. *Journal of Dental Research* 1980;59(12):2071-4.
40. Ferracane JL. Resin composite—state of the art. *Dental Materials* 2011;27(1):29-38.
41. Ünlü N, Çetin AR. Kompozit Rezin Materyallerin İçeriklerindeki Yeni Gelişmeler. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences* 2008;14(3):156-67.
42. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *European Journal of Oral Sciences* 1997;105(2):97-116.
43. Ruyter IE, Øysæd H. Composites for use in posterior teeth: composition and conversion. *Journal of Biomedical Materials Research* 1987;21(1):11-23.
44. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips' science of dental materials*. 9th Ed., Philadelphia: W.B. Saunders Company, 2013, p. 273-99.
45. Moszner N, Salz U. New developments of polymeric dental composites. *Progress in Polymer Science* 2001;26(4):535-76.
46. 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):310-9.
47. Ferracane JL. Placing dental composites—a stressful experience. *Operative Dentistry* 2008;33(3):247-57.
48. Chung KH, Greener EH. Correlation between degree of conversion, filler concentration and mechanical properties of posterior composite resins. *Journal of Oral Rehabilitation* 1990;17(5):487-94.
49. Van Noort R. *Introduction to Dental Materials E-Book*. 4th Ed.: Elsevier Mosby, 2013, p. 73-95.
50. Lutz F, Phillips RW. A classification and evaluation of composite resin systems. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1983;50(4):480-8.
51. Wakefield CW, Kofford KR. Advances in restorative materials. *Dental Clinics of North America* 2001;45(1):7-29.
52. Mahn E. Clinical criteria for the successful curing of composite materials. *Revista Clínica de Periodoncia, Implantología y Rehabilitación Oral* 2013;6(3):148-53.
53. Stansbury JW. Curing dental resins and composites by photopolymerization. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 2000;12(6):300-8.
54. Buonocore M. Adhesive sealing of pits and fissures for caries prevention, with use of ultraviolet light. *The Journal of the American Dental Association* 1970;80(2):324-8.
55. Croll TP. Hand-held light filter. Google Patents. United States: 1987. 4,640,685.

56. Rueggeberg FA. State-of-the-art: dental photocuring—a review. *Dental Materials* 2011;27(1):39-52.
57. Kelsey W, Latta M, Shaddy R, Stanislav C. Physical properties of three packable resin-composite restorative materials. *Operative Dentistry* 2000;25(4):331-5.
58. Dayangaç B. Kompozit rezin restorasyonlar. Ankara: Güneş Kitabevi, 2000, p. 56-72.
59. Hugar S. Composites in Pediatric Dentistry. 1st Ed., Germany: LAP Lambert academic publishing, 2012, p. 17-38.
60. Sakaguchi RL, Berge HX. Reduced light energy density decreases post-gel contraction while maintaining degree of conversion in composites. *Journal of Dentistry* 1998;26(8):695-700.
61. Labella R, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Vanherle G. Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dental Materials* 1999;15(2):128-37.
62. Leinfelder KF, Bayne SC, Swift EJ. Packable composites: overview and technical considerations. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 1999;11(5):234-49.
63. Neme A, Maxson B, Pink F, Aksu M. Microleakage of Class II packable resin composites lined with flowables: an in vitro study. *Operative Dentistry* 2002;27(6):600-5.
64. Jackson RD, Morgan M. The new posterior resins and: a simplified placement technique. *The Journal of the American Dental Association* 2000;131(3):375-83.
65. Pfeifer CS. Polymer-Based Direct Filling Materials. *Dental Clinics* 2017;61(4):733-50.
66. Alrahlah A, Silikas N, Watts D. Post-cure depth of cure of bulk fill dental resin-composites. *Dental Materials* 2014;30(2):149-54.
67. Park HY, Kloxin CJ, Abuelyaman AS, Oxman JD, Bowman CN. Novel dental restorative materials having low polymerization shrinkage stress via stress relaxation by addition-fragmentation chain transfer. *Dental Materials* 2012;28(11):1113-9.
68. Filtek™ Bulk Fill Flowable Restorative. Technical Product Profile. United States, 3M ESPE; 2012.
69. Filtek™ Bulk fill Posterior Restorative. Technical Product Profile. United States, 3M ESPE; 2015.
70. Parekh B, Irani RS, Sathe S, Hegde V. Intraorifice sealing ability of different materials in endodontically treated teeth: An in vitro study. *Journal of Conservative Dentistry* 2014;17(3):234.
71. Hirata R, Kabbach W, De Andrade OS, Bonfante EA, Giannini M, Coelho PG. Bulk fill composites: an anatomic sculpting technique. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 2015;27(6):335-43.
72. Campodonico CE, Tantbirojn D, Olin PS, Versluis A. Cuspal deflection and depth of cure in resin-based composite restorations filled by using bulk, incremental and transtooth-illumination techniques. *The Journal of the American Dental Association* 2011;142(10):1176-82.
73. 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.
74. El-Damanhoury H, Platt J. Polymerization shrinkage stress kinetics and related properties of bulk-fill resin composites. *Operative Dentistry* 2014;39(4):374-82.

75. Leprince JG, Palin WM, Vanacker J, Sabbagh J, Devaux J, Leloup G. Physico-mechanical characteristics of commercially available bulk-fill composites. *Journal of Dentistry* 2014;42(8):993-1000.
76. Eunice C, Margarida A, João C-L, Filomena B, Anabela P, Pedro A, et al. ^{99m}Tc in the evaluation of microleakage of composite resin restorations with SonicFill™. An in vitro experimental model. *Open Journal of Stomatology* 2012;2(4):340-7.
77. Orłowski M, Tarczydło B, Chałas R. Evaluation of marginal integrity of four bulk-fill dental composite materials: in vitro study. *The Scientific World Journal* 2015. 701262.
78. Agarwal RS, Hiremath H, Agarwal J, Garg A. Evaluation of cervical marginal and internal adaptation using newer bulk fill composites: An in vitro study. *Journal of Conservative Dentistry* 2015;18(1):56.
79. Campos EA, Ardu S, Lefever D, Jassé FF, Bortolotto T, Krejci I. Marginal adaptation of class II cavities restored with bulk-fill composites. *Journal of Dentistry* 2014;42(5):575-81.
80. Ilie N, Hickel R. Investigations on a methacrylate-based flowable composite based on the SDR™ technology. *Dental Materials* 2011;27(4):348-55.
81. Reis AF, Vestphal M, Amaral RCd, Rodrigues JA, Roulet J-F, Roscoe MG. Efficiency of polymerization of bulk-fill composite resins: a systematic review. *Brazilian Oral Research* 2017;31.
82. Tsujimoto A, Nagura Y, Barkmeier WW, Watanabe H, Johnson WW, Takamizawa T, et al. Simulated cuspal deflection and flexural properties of high viscosity bulk-fill and conventional resin composites. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 2018;87:111-8.
83. Gupta R, Tomer AK, Kumari A, Mullick S, Dubey S. Bulkfill flowable composite resins—A review. *International Journal of Applied Dental Sciences* 2017;3(2):38-40.
84. 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.
85. 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.
86. Rosatto C, Bicalho A, Veríssimo C, Bragança G, Rodrigues M, Tantbirojn D, et al. Mechanical properties, shrinkage stress, cuspal strain and fracture resistance of molars restored with bulk-fill composites and incremental filling technique. *Journal of Dentistry* 2015;43(12):1519-28.
87. Ikemura K, Tay FR, Endo T, Pashley DH. A review of chemical-approach and ultramorphological studies on the development of fluoride-releasing dental adhesives comprising new pre-reacted glass ionomer (PRG) fillers. *Dental Materials Journal* 2008;27(3):315-39.
88. Ikemura K, Tay F, Kouro Y, Endo T, Yoshiyama M, Miyai K, et al. Optimizing filler content in an adhesive system containing pre-reacted glass-ionomer fillers. *Dental Materials* 2003;19(2):137-46.
89. Sunico MC, Shinkai K, Katoh Y. Two-year clinical performance of occlusal and cervical giomer restorations. *Operative Dentistry* 2005;30(3):282-9.

90. Ito S, Iijima M, Hashimoto M, Tsukamoto N, Mizoguchi I, Saito T. Effects of surface pre-reacted glass-ionomer fillers on mineral induction by phosphoprotein. *Journal of Dentistry* 2011;39(1):72-9.
91. Fujimoto Y, Iwasa M, Murayama R, Miyazaki M, Nagafuji A, Nakatsuka T. Detection of ions released from S-PRG fillers and their modulation effect. *Dental Materials Journal* 2010;29(4):392-7.
92. Kimyai S, Savadi-Oskoe S, Ajami A-A, Sadr A, Asdagh S. Effect of three prophylaxis methods on surface roughness of giomer. *Medicina Oral Patologia Oral y Cirugia Bucal* 2011;16(1):110-4.
93. Adusumilli H, Avula JSS, Kakarla P, Bandi S, Mallela GMK, Vallabhaneni K. Color stability of esthetic restorative materials used in pediatric dentistry: An in vitro study. *Journal of Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry* 2016;34(3):233-7.
94. Hodisan I, Prejmerean C, Petean I, Prodan D, Buruiana T, Colceriu L, et al. Synthesis and characterization of novel giomers for dental applications. *Studia Universitatis Babeş-Bolyai, Chemia* 2017;62(4):143-54.
95. Sonoda H, Sasafuchi Y, Kitasako Y, Arakawa M, Otsuki M, Tagami J. Pulpal response to a fluoride-releasing all-in-one resin bonding system. *Operative Dentistry* 2002;27(3):271-7.
96. Itota T, Torii Y, Nakabo S, Tashiro Y, Konishi N, Nagamine M, et al. Effect of fluoride-releasing adhesive system on decalcified dentin. *Journal of Oral Rehabilitation* 2003;30(2):178-83.
97. Saku S, Kotake H, Scougall-Vilchis RJ, Ohashi S, Hotta M, Horiuchi S, et al. Antibacterial activity of composite resin with glass-ionomer filler particles. *Dental Materials Journal* 2010;29(2):193-8.
98. Beldüz N, Kamburoğlu A, Yılmaz Y, Tosun İ, Beldüz M, Kara C. Evaluation of candida albicans biofilm formation on various dental restorative material surfaces. *Nigerian Journal of Clinical Practice* 2017;20(3):355-60.
99. Ong J, Yap A, Hong J, Eweis A, Yahya N. Viscoelastic Properties of Contemporary Bulk-fill Restoratives: A Dynamic-mechanical Analysis. *Operative Dentistry* 2018;43(3):307-14.
100. Garoushi S, Vallittu PK, Lassila L. Characterization of fluoride releasing restorative dental materials. *Dental Materials Journal* 2018;37(2):293-300.
101. Gonzalez EH, Yap A, Hsu S. Demineralization inhibition of direct tooth-colored restorative materials. *Operative Dentistry* 2004;29(5):578-85.
102. Quader SA, Alam MS, Bashar A, Gafur A, Al Mansur M. Compressive strength, fluoride release and recharge of giomer. *Update Dental College Journal* 2012;2(2):28-37.
103. Preston A, Higham S, Agalamanyi E, Mair L. Fluoride recharge of aesthetic dental materials. *Journal of Oral Rehabilitation* 1999;26(12):936-40.
104. Naoum S, Ellakwa A, Martin F, Swain M. Fluoride release, recharge and mechanical property stability of various fluoride-containing resin composites. *Operative Dentistry* 2011;36(4):422-32.
105. Yoneda M, Suzuki N, Masuo Y, Fujimoto A, Iha K, Yamada K, et al. Effect of S-PRG eluate on biofilm formation and enzyme activity of oral bacteria. *International Journal of Dentistry* 2012. 814913.
106. Tamilselvam S, Divyanand M, Neelakantan P. Biocompatibility of a conventional glass ionomer, ceramic reinforced glass ionomer, giomer and resin

composite to fibroblasts: in vitro study. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry* 2013;37(4):403-6.

107. Manuja N, Pandit I, Srivastava N, Gugnani N, Nagpal R. Comparative evaluation of shear bond strength of various esthetic restorative materials to dentin: an in vitro study. *Journal of Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry* 2011;29(1):7-13.

108. Kooi T, Tan Q, Yap A, Guo W, Tay K, Soh M. Effects of food-simulating liquids on surface properties of giomer restoratives. *Operative Dentistry* 2012;37(6):665-71.

109. Walia R, Jasuja P, Verma KG, Juneja S, Mathur A, Ahuja L. A comparative evaluation of microleakage and compressive strength of Ketac Molar, Giomer, Zirconomer, and Ceram-x: an in vitro study. *Journal of Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry* 2016;34(3):280-4.

110. Deliperi S, Bardwell D, Wegley C, Congiu M. In vitro evaluation of gomers microleakage after exposure to 33% hydrogen peroxide: self-etch vs total-etch adhesives. *Operative Dentistry* 2006;31(2):227-32.

111. Yadav G, Rehani U, Rana V. A comparative evaluation of marginal leakage of different restorative materials in deciduous molars: An in vitro study. *International Journal of Clinical Pediatric Dentistry* 2012;5(2):101-7.

112. Abdel-Karim U, El-Eraky M, Etman W. Three-year clinical evaluation of two nano-hybrid giomer restorative composites. *Tanta Dental Journal* 2014;11(3):213-22.

113. Bollu IP, Hari A, Thumu J, Velagula LD, Bolla N, Varri S, et al. Comparative evaluation of microleakage between nano-ionomer, giomer and resin modified glass ionomer cement in class V cavities-CLSM study. *Journal of Clinical and Diagnostic Research* 2016;10(5):66-70.

114. Dionysopoulos D, Koliniotou-Koumpia E, Helvatzoglou-Antoniades M, Kotsanos N. Fluoride release and recharge abilities of contemporary fluoride-containing restorative materials and dental adhesives. *Dental Materials Journal* 2013;32(2):296-304.

115. Dionysopoulos D, Koliniotou-Koumpia E, Helvatzoglou-Antoniades M, Kotsanos N. In vitro inhibition of enamel demineralisation by fluoride-releasing restorative materials and dental adhesives. *Oral Health and Preventive Dentistry* 2016;14(4):371-80.

116. McCabe JF, Rusby S. Water absorption, dimensional change and radial pressure in resin matrix dental restorative materials. *Biomaterials* 2004;25(18):4001-7.

117. Gonulol N, Ozer S, Sen Tunc E. Water sorption, solubility, and color stability of giomer restoratives. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 2015;27(5):300-6.

118. Gordan VV, Blaser PK, Watson RE, Mjör IA, McEdward DL, Sensi LG, et al. A clinical evaluation of a giomer restorative system containing surface prereacted glass ionomer filler: results from a 13-year recall examination. *The Journal of the American Dental Association* 2014;145(10):1036-43.

119. Yap A, Mok B. Surface finish of a new hybrid aesthetic restorative material. *Operative Dentistry* 2002;27(2):161-6.

120. Gordan VV, Mjor IA, Vazquez O, Watson RE, Wilson N. Self-Etching Primer and Resin-Based Restorative Material: Two-Year Clinical Evaluation. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 2002;14(5):296-302.

121. Gordan VV, Mondragon E, Watson RE, Garvan C, Mjör IA. A clinical evaluation of a self-etching primer and a giomer restorative material: results at eight years. *The Journal of the American Dental Association* 2007;138(5):621-7.
122. Söderholm K. Dental adhesives.... how it all started and later evolved. *Journal of Adhesive Dentistry* 2007;9:227-30.
123. Pashley D, Michelich V, Kehl T. Dentin permeability: effects of smear layer removal. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1981;46(5):531-7.
124. Sofan E, Sofan A, Palaia G, Tenore G, Romeo U, Migliau G. Classification review of dental adhesive systems: from the IV generation to the universal type. *Annali di Stomatologia* 2017;8(1):1-17.
125. Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A, et al. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials* 2007;28(26):3757-85.
126. Malacarne J, Carvalho RM, Mario F, Svizero N, Pashley DH, Tay FR, et al. Water sorption/solubility of dental adhesive resins. *Dental Materials* 2006;22(10):973-80.
127. 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.
128. Kugel G, Ferrari M. The science of bonding: from first to sixth generation. *The Journal of the American Dental Association* 2000;131:20-5.
129. Tao L, Pashley DH, Boyd L. Effect of different types of smear layers on dentin and enamel shear bond strengths. *Dental Materials* 1988;4(4):208-16.
130. Swift EJ. Dentin/enamel adhesives: review of the literature. *Pediatric Dentistry* 2002;24(5):456-61.
131. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, et al. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Operative Dentistry* 2003;28(3):215-35.
132. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *Journal of Biomedical Materials Research* 1982;16(3):265-73.
133. Alex G. Adhesive considerations in the placement of direct composite restorations. *Oral Health* 2008;98(4):109-19.
134. Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A, et al. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dental Materials* 2010;26(2):100-21.
135. 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;4:255-69.
136. Moszner N, Salz U, Zimmermann J. Chemical aspects of self-etching enamel-dentin adhesives: a systematic review. *Dental Materials* 2005;21(10):895-910.
137. Nazari A, Shimada Y, Sadr A, Tagami J. Pre-etching vs. grinding in promotion of adhesion to intact enamel using self-etch adhesives. *Dental Materials Journal* 2012;31(3):394-400.
138. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt K. State of the art of self-etch adhesives. *Dental Materials* 2011;27(1):17-28.

139. Van Landuyt K, Kanumilli P, De Munck J, Peumans M, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Bond strength of a mild self-etch adhesive with and without prior acid-etching. *Journal of Dentistry* 2006;34(1):77-85.
140. 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.
141. Tay FR, Pashley DH. Have dentin adhesives become too hydrophilic? *Journal-Canadian Dental Association* 2003;69(11):726-32.
142. Van Meerbeek B, Van Landuyt K, De Munck J, Hashimoto M, Peumans M, Lambrechts P, et al. Technique-sensitivity of contemporary adhesives. *Dental Materials Journal* 2005;24(1):1-13.
143. Tay FR, Pashley DH, Suh B, Carvalho R, Miller M. Single-step, self-etch adhesives behave as permeable membranes after polymerization. Part I. Bond strength and morphologic evidence. *American Journal of Dentistry* 2004;17(4):271-8.
144. Van Landuyt K, Snauwaert J, De Munck J, Coutinho E, Poitevin A, Yoshida Y, et al. Origin of interfacial droplets with one-step adhesives. *Journal of Dental Research* 2007;86(8):739-44.
145. Nishiyama N, Suzuki K, Yoshida H, Teshima H, Nemoto K. Hydrolytic stability of methacrylamide in acidic aqueous solution. *Biomaterials* 2004;25(6):965-9.
146. Inoue S, Van Meerbeek B, Abe Y, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, et al. Effect of remaining dentin thickness and the use of conditioner on micro-tensile bond strength of a glass-ionomer adhesive. *Dental Materials* 2001;17(5):445-55.
147. Yoshida Y, Van Meerbeek B, Nakayama Y, Snauwaert J, Hellems L, Lambrechts P, et al. Evidence of chemical bonding at biomaterial-hard tissue interfaces. *Journal of Dental Research* 2000;79(2):709-14.
148. Kasraei S, Atai M, Khamverdi Z, Nejad SK. The effect of nanofiller addition to an experimental dentin adhesive on microtensile bond strength to human dentin. *Journal of Dentistry, Tehran University of Medical Sciences* 2009;6(2):36-41.
149. Bonifácio CC, Werner A, Kleverlaan CJ. Coating glass-ionomer cements with a nanofilled resin. *Acta Odontologica Scandinavica* 2012;70(6):471-7.
150. Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H, et al. Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *Journal of Dental Research* 2004;83(6):454-8.
151. Gwinnett A, Matsui A. A study of enamel adhesives: the physical relationship between enamel and adhesive. *Archives of Oral Biology* 1967;12(12):1615-46.
152. 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.
153. Swift EJ, Perdigao J, Heymann HO. Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art, 1995. *Quintessence International* 1995;26(2):95.
154. Morin D, DeLong R, Douglas WH. Clinical Science Cusp Reinforcement by the Acid-etch Technique. *Journal of Dental Research* 1984;63(8):1075-8.
155. Nakabayashi N, Nakamura M, Yasuda N. Hybrid layer as a dentin-bonding mechanism. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 1991;3(4):133-8.
156. Perdigao J, Lambrechts P, Van BM, Braem M, Yildiz E, Yücel T, et al. The interaction of adhesive systems with human dentin. *American Journal of Dentistry* 1996;9(4):167-73.

157. Carvalho RM, Mendonca J, Santiago S, Silveira R, Garcia F, Tay F, et al. Effects of HEMA/solvent combinations on bond strength to dentin. *Journal of Dental Research* 2003;82(8):597-601.
158. 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.
159. Hashimoto M, Tay FR, Svizero NR, de Gee AJ, Feilzer AJ, Sano H, et al. The effects of common errors on sealing ability of total-etch adhesives. *Dental Materials* 2006;22(6):560-8.
160. Kidd EA. Microleakage: a review. *Journal of Dentistry* 1976;4(5):199-206.
161. Sadeghi M. An in vitro microleakage study of class V cavities restored with a new self-adhesive flowable composite resin versus different flowable materials. *Dental Research Journal* 2012;9(4):460-5.
162. He Z, Shimada Y, Tagami J. The effects of cavity size and incremental technique on micro-tensile bond strength of resin composite in Class I cavities. *Dental Materials* 2007;23(5):533-8.
163. Da Silva EM, Dos Santos G, Guimarães J, Barcellos A, Sampaio E. The influence of C-factor, flexural modulus and viscous flow on gap formation in resin composite restorations. *Operative Dentistry* 2007;32(4):356-62.
164. Pilo R, Ben-Amar A. Comparison of microleakage for three one-bottle and three multiple-step dentin bonding agents. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 1999;82(2):209-13.
165. Heintze SD. Clinical relevance of tests on bond strength, microleakage and marginal adaptation. *Dental Materials* 2013;29(1):59-84.
166. 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.
167. Sudsangiam S, van Noort R. Do dentin bond strength tests serve a useful purpose. *The Journal of Adhesive Dentistry* 1999;1(1):57-67.
168. Braga RR, Meira JB, Boaro LC, Xavier TA. Adhesion to tooth structure: a critical review of "macro" test methods. *Dental Materials* 2010;26(2):38-49.
169. 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.
170. 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.
171. DeHoff PH, Anusavice KJ, Wang Z. Three-dimensional finite element analysis of the shear bond test. *Dental Materials* 1995;11(2):126-31.
172. Hammad IA, Talic YF. Designs of bond strength tests for metal-ceramic complexes: review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 1996;75(6):602-8.
173. Morresi AL, D'Amario M, Capogreco M, Gatto R, Marzo G, D'Arcangelo C, 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.
174. De Munck Jd, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem 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.

175. Van Noort R, Noroozi S, Howard I, Cardew G. A critique of bond strength measurements. *Journal of Dentistry* 1989;17(2):61-7.
176. Takatsu T, Hosoda H. Microporous dentin zone beneath resin impregnated layer. *Operative Dentistry* 1994;19:59-64.
177. Taylor M, Lynch E. Microleakage. *Journal of Dentistry* 1992;20(1):3-10.
178. Raskin A, D'Hoore W, Gonthier S, Degrange M, Déjou J. Reliability of in vitro microleakage tests: a literature review. *Journal of Adhesive Dentistry* 2001;3(4):295-308.
179. Almeida J, Platt J, Oshida Y, Moore BK, Cochran MA, Eckert GJ. Three different methods to evaluate microleakage of packable composites in Class II restorations. *Operative Dentistry* 2003;28(4):453-60.
180. Santini A, Ivanovic V, Ibbetson R, Milia E. Influence of Cavity Configuration on Microleakage around Class V Restorations Bonded with Seven Self-Etching Adhesives. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 2004;16(2):128-35.
181. De Camargo DAA, Sinhoreti MAC, Correr-Sobrinho L, de Sousa Neto MD, Consani S. Influence of the methodology and evaluation criteria on determining microleakage in dentin–restorative interfaces. *Clinical Oral Investigations* 2006;10(4):317-23.
182. Wendt S, McInnes P, Dickinson G. The effect of thermocycling in microleakage analysis. *Dental Materials* 1992;8(3):181-4.
183. Heintze SD. Systematic reviews: I. The correlation between laboratory tests on marginal quality and bond strength. II. The correlation between marginal quality and clinical outcome. *Journal of Adhesive Dentistry* 2007;9(1):77-106.
184. Beautifil® II A Nano-Hybrid Composite with Fluoride Release & Recharge. Japan.
185. Adper Single Bond 2. Technical Product Profile. United States, 3M ESPE; 2004.
186. Derelioglu SS, Yilmaz Y, Celik P, Carikcioglu B, Keles S. Bond strength and microleakage of self-adhesive and conventional fissure sealants. *Dental Materials Journal* 2014;33(4):530-8.
187. Kumari RV, Siddaraju K, Nagaraj H, Poluri RK. Evaluation of shear bond strength of newer bonding systems on superficial and deep dentin. *Journal of International Oral Health* 2015;7(9):31-5.
188. Yaşa E, Yıldızeli D, Sayiner Z, Erdem A. İki farklı teknikle uygulanan üniversal bağlayıcı ajanların dentine olan makaslama bağlanma dayanımlarının incelenmesi. *Acta Odontologica Turcica* 2017;34(3):91-7.
189. Sharafeddin F, Nouri H, Koohpeima F. The effect of temperature on shear bond strength of Clearfil SE Bond and Adper Single Bond adhesive systems to dentin. *Journal of Dentistry* 2015;16(1):10-6.
190. Abdelrahman MH, Mahmoud EM, Ghoneim MM, Kammar AA. Comparative Study of Microleakage and Shear Bond Strength Between Bulk Fill and Self Adhesive Flowable Composite Resins. *Alexandria Dental Journal* 2016;41:322-7.
191. Ilie N, Schöner C, Bücher K, Hickel R. An in-vitro assessment of the shear bond strength of bulk-fill resin composites to permanent and deciduous teeth. *Journal of Dentistry* 2014;42(7):850-5.
192. Tüfekci K. Gerinim hızının kortikal kemiğin mekanik özellikleri üzerindeki etkisinin incelenmesi. Süleyman Demirel Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Isparta, 2008;43-83.

193. Bacak S. Düşük mukavemetli malzemeler için mekanik deneylerin yapılabileceği masaüstü deney cihazının tasarımı ve kurulması. Süleyman Demirel Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, Isparta, 2006;18-49.
194. Scherrer SS, Cesar PF, Swain MV. Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review. *Dental Materials* 2010;26(2):78-93.
195. Alsagob EI, Bardwell DN, Ali AO, Khayat SG, Stark PC. Comparison of microleakage between bulk-fill flowable and nanofilled resin-based composites. *Interventional Medicine and Applied Science* 2018;10(2):102-9.
196. Eldesouky HI, Hanno AG, Bakry NS, Ahmed DM. Marginal leakage evaluation of giomer and compomer in primary teeth (In-vitro study). *Alexandria Dental Journal* 2016;41(2):188-93.
197. Gönüloğlu N, Özer S, Demirel N. Giomer yapıdaki akışkan kompozit ve adeziv sistemin Sınıf V kavitelerde mikrosızıntı açısından değerlendirilmesi. *Acta Odontologica Turcica* 2014;31(1):18-22.
198. Ferreira M, Vieira R. Marginal leakage in direct and indirect composite resin restorations in primary teeth: an in vitro study. *Journal of Dentistry* 2008;36(5):322-5.
199. Rosales-Leal JI. Microleakage of Class V composite restorations placed with etch-and-rinse and self-etching adhesives before and after thermocycling. *Journal of Adhesive Dentistry* 2007;9:255.
200. Eick J, Gwinnett A, Pashley DH, Robinson S. Current concepts on adhesion to dentin. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine* 1997;8(3):306-35.
201. Sano H, Takatsu T, Ciucchi B, Horner J, Matthews W, Pashley DH. Nanoleakage: Leakage within the hybrid layer. *Operative Dentistry* 1995;20(1):18-25.
202. Featherstone JD. The science and practice of caries prevention. *The Journal of the American Dental Association* 2000;131(7):887-99.
203. Fishman R, Guelmann M, Bimstein E. Children's selection of posterior restorative materials. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry* 2007;31(1):1-4.
204. ISO Standards. Technical specification ISO/TS 11405. Dental materials – testing of adhesion to tooth structure. Switzerland: 2015.
205. Krifka S, Börzsönyi A, Koch A, Hiller K-A, Schmalz G, Friedl K-H. Bond strength of adhesive systems to dentin and enamel—human vs. bovine primary teeth in vitro. *Dental Materials* 2008;24(7):888-94.
206. Lee JJ, Nettey-Marbell A, Cook Jr A, Pimenta LA, Leonard R, Ritter AV. Using extracted teeth for research: the effect of storage medium and sterilization on dentin bond strengths. *The Journal of the American Dental Association* 2007;138(12):1599-603.
207. Outhwaite W, Livingston M, Pashley DH. Effects of changes in surface area, thickness, temperature and post-extraction time on human dentine permeability. *Archives of Oral Biology* 1976;21(10):599-603.
208. Peddey M. The bond strength of polycarboxylic acid cements to dentine: effect of surface modification and time after extraction. *Australian Dental Journal* 1981;26(3):178-80.
209. Konno ANK, Sinhoreti MAC, Consani S, Sobrinho LC, Consani RLX. Storage effect on the shear bond strength of adhesive systems. *Brazilian Dental Journal* 2003;14(1):42-7.
210. Beech D, Tyas M, Solomon A. Bond strength of restorative materials to human dentin: influence of post-extraction time. *Dental Materials* 1991;7(1):15-7.

211. Crim G. Effect of substrate age on microleakage of dentine adhesive agents. *Journal of Oral Rehabilitation* 1989;16(6):555-7.
212. Rueggeberg F. Substrate for adhesion testing to tooth structure—Review of the literature. *Dental Materials* 1991;7(1):2-10.
213. Mobarak EH, El-Badrawy W, Pashley DH, Jamjoom H. Effect of pretest storage conditions of extracted teeth on their dentin bond strengths. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2010;104(2):92-7.
214. Titley K, Chernecky R, Rossouw PE, Kulkarni G. The effect of various storage methods and media on shear-bond strengths of dental composite resin to bovine dentine. *Archives of Oral Biology* 1998;43(4):305-11.
215. Tosun G, Şener Y, Şengün A. Kompozit rezinin mineye bağlanma dayanımı üzerine farklı saklama solüsyonlarının etkisi. *Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2005;29(3):2-6.
216. Jörgensen KD, Itoh K, Munksgaard EC, Asmussen E. Composite wall-to-wall polymerization contraction in dentin cavities treated with various bonding agents. *European Journal of Oral Sciences* 1985;93(3):276-9.
217. Thanaratikul B, Santiwong B, Harnirattisai C. Self-etch or etch-and-rinse mode did not affect the microshear bond strength of a universal adhesive to primary dentin. *Dental Materials Journal* 2016;35(2):174-9.
218. Kensche A, Dähne F, Wagenschwanz C, Richter G, Viergutz G, Hannig C. Shear bond strength of different types of adhesive systems to dentin and enamel of deciduous teeth in vitro. *Clinical Oral Investigations* 2016;20(4):831-40.
219. Cantekin K, Gumus H. In vitro and clinical outcome of sandwich restorations with a bulk-fill flowable composite liner for pulpotomized primary teeth. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry* 2014;38(4):349-54.
220. Shirai K, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Lambrechts P, Suzuki K, et al. Effect of cavity configuration and aging on the bonding effectiveness of six adhesives to dentin. *Dental Materials* 2005;21(2):110-24.
221. D'Arcangelo C, Vanini L, Prosperi GD, Bussolo GD, De Angelis F, D'Amario M, et al. The influence of adhesive thickness on the microtensile bond strength of three adhesive systems. *Journal of Adhesive Dentistry* 2009;11(2).
222. Van Ende A, De Munck J, Van Landuyt K, Van Meerbeek B. Effect of bulk-filling on the bonding efficacy in occlusal class I cavities. *The Journal of Adhesive Dentistry* 2016;18(2):119-24.
223. Perinka L, Sano H, Hosoda H. Dentin thickness, hardness, and Ca-concentration vs bond strength of dentin adhesives. *Dental Materials* 1992;8(4):229-33.
224. Yoshikawa T, Sano H, Burrow M, Tagami J, Pashley DH. Effects of dentin depth and cavity configuration on bond strength. *Journal of Dental Research* 1999;78(4):898-905.
225. Vargas M, Cobb D, Armstrong S. Resin-dentin shear bond strength and interfacial ultrastructure with and without a hybrid layer. *Operative Dentistry* 1997;22:159-66.
226. Rizzante FAP, Mondelli RFL, Furuse AY, Borges AFS, Mendonça G, Ishikiriyama SK. Shrinkage stress and elastic modulus assessment of bulk-fill composites. *Journal of Applied Oral Science* 2019;27:1-9.

227. Toledano M, Osorio R, Osorio E, Aguilera FS, Yamauti M, Pashley DH, et al. Durability of resin–dentin bonds: effects of direct/indirect exposure and storage media. *Dental Materials* 2007;23(7):885-92.
228. Özcan M, Schoonbeek G, Gökçe B, Cömlekoglu E, Dündar M. Bond strength comparison of amalgam repair protocols using resin composite in situations with and without dentin exposure. *Operative Dentistry* 2010;35(6):655-62.
229. Rencz A, Hickel R, Ilie N. Curing efficiency of modern LED units. *Clinical Oral Investigations* 2012;16(1):173-9.
230. Oberholzer TG, Du Preez IC, Kidd M. Effect of LED curing on the microleakage, shear bond strength and surface hardness of a resin-based composite restoration. *Biomaterials* 2005;26(18):3981-6.
231. Sakaguchi R, Douglas W, Peters M. Curing light performance and polymerization of composite restorative materials. *Journal of Dentistry* 1992;20(3):183-8.
232. Gale M, Darvell B. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of Dentistry* 1999;27(2):89-99.
233. Türkün Ş, Ergücü Z. Estetik restoratif materyallerin mikrosızıntı çalışmalarında kullanılan gereç ve yöntemlerin karşılaştırılması. *Acta Odontologica Turcica* 2004;21(2):143-51.
234. Fowler C, Swartz M, Moore B, Rhodes B. Influence of selected variables on adhesion testing. *Dental Materials* 1992;8(4):265-9.
235. Schreiner RF, Chappell RP, Glaros AG, Eick JD. Microtensile testing of dentin adhesives. *Dental Materials* 1998;14(3):194-201.
236. McDonough WG, Antonucci JM, He J, Shimada Y, Chiang MY, Schumacher GE, et al. A microshear test to measure bond strengths of dentin–polymer interfaces. *Biomaterials* 2002;23(17):3603-8.
237. Hara A, Pimenta LAF, Rodrigues Jr A. Influence of cross-head speed on resin–dentin shear bond strength. *Dental Materials* 2001;17(2):165-9.
238. Bedran-Russo A, Leme-Kraus AA, Vidal CM, Teixeira EC. An Overview of Dental Adhesive Systems and the Dynamic Tooth–Adhesive Interface. *Dental Clinics* 2017;61(4):713-31.
239. Duke E, Lindemuth J. Variability of clinical dentin substrates. *American Journal of Dentistry* 1991;4(5):241-6.
240. Bouillaguet S, Gysi P, Wataha J, Ciucchi B, Cattani M, Godin C, et al. Bond strength of composite to dentin using conventional, one-step, and self-etching adhesive systems. *Journal of Dentistry* 2001;29(1):55-61.
241. 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):394-8.
242. Masarwa N, Mohamed A, Abou-Rabii I, Zaghlan RA, Steier L. Longevity of self-etch dentin bonding adhesives compared to etch-and-rinse dentin bonding adhesives: a systematic review. *Journal of Evidence Based Dental Practice* 2016;16(2):96-106.
243. Lopes G, Marson F, Vieira L, De Andrada M, Baratieri L. Composite bond strength to enamel with self-etching primers. *Operative Dentistry* 2004;29(4):424-9.
244. Sezinando A. Looking for the ideal adhesive—a review. *Revista Portuguesa de Estomatologia, Medicina Dentária e Cirurgia Maxilofacial* 2014;55(4):194-206.

245. Pongprueksa P, Kuphasuk W, Senawongse P. Effect of elastic cavity wall and occlusal loading on microleakage and dentin bond strength. *Operative Dentistry* 2007;32(5):466-75.
246. Clearfill™ SE Bond. Technical Information. Japan, Kuraray; 1999.
247. Kaaden C, Powers JM, Friedl K-H, Schmalz G. Bond strength of self-etching adhesives to dental hard tissues. *Clinical Oral Investigations* 2002;6(3):155-60.
248. Van Meerbeek B, Willems G, Celis J-P, Roos J, Braem M, Lambrechts P, et al. Assessment by nano-indentation of the hardness and elasticity of the resin-dentin bonding area. *Journal of Dental Research* 1993;72(10):1434-42.
249. Yazici A, Celik C, Özgünaltay G, Dayangaç B. Bond strength of different adhesive systems to dental hard tissues. *Operative Dentistry* 2007;32(2):166-72.
250. Cavalcanti A, Lima R, Aguiar Y, Sousa Y, Guênes GM, Ribeiro AI, et al. Evaluation of Different Adhesive Systems on Dentin Bond Strength. *WebmedCentral Dentistry* 2017;8(1):3-6.
251. El-Deeb H, Al Sherbiney H, Mobarak E. Bond durability of adhesives containing modified-monomer with/without-fluoride after aging in artificial saliva and under intrapulpal pressure simulation. *Operative Dentistry* 2013;38(1):48-56.
252. Sensi L, Lopes G, Monteiro Jr S, Baratieri L, Vieira L. Dentin bond strength of self-etching primers/adhesives. *Operative Dentistry* 2005;30(1):63-8.
253. Shimada Y, Senawongse P, Harnirattisai C, Burrow M, Nakaoki Y, Tagami J. Bond strength of two adhesive systems to primary and permanent enamel. *Operative Dentistry* 2002;27(4):403-9.
254. Jacobsen T, Söderholm K-J. Some effects of water on dentin bonding. *Dental Materials* 1995;11(2):132-6.
255. Kruly PDC, Giannini M, Pascotto RC, Tokubo LM, Suga USG, Marques AdCR, et al. Meta-analysis of the clinical behavior of posterior direct resin restorations: Low polymerization shrinkage resin in comparison to methacrylate composite resin. *Plos One* 2018;13(2):1-18.
256. Al Sunbul H, Silikas N, Watts DC. Polymerization shrinkage kinetics and shrinkage-stress in dental resin-composites. *Dental Materials* 2016;32(8):998-1006.
257. Jang J, Park S, Hwang I. Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk-fill resin composites and highly filled flowable resin. *Operative Dentistry* 2015;40(2):172-80.
258. Flury S, Peutzfeldt A, Lussi A. Influence of increment thickness on microhardness and dentin bond strength of bulk fill resin composites. *Dental Materials* 2014;30(10):1104-12.
259. Colak H, Ercan E, Hamidi MM. Shear bond strength of bulk-fill and nano-restorative materials to dentin. *European Journal of Dentistry* 2016;10(1):40.
260. Roggendorf MJ, Krämer N, Appelt A, Naumann M, Frankenberger R. Marginal quality of flowable 4-mm base vs. conventionally layered resin composite. *Journal of Dentistry* 2011;39(10):643-7.
261. Bayraktar Y, Ercan E, Hamidi MM, Çolak H. One-year clinical evaluation of different types of bulk-fill composites. *Journal of Investigative and Clinical Dentistry* 2017;8(2):1-9.
262. Lee T, Guymon C, Jönsson ES, Hoyle CE. The effect of monomer structure on oxygen inhibition of (meth) acrylates photopolymerization. *Polymer* 2004;45(18):6155-62.

263. Akah M, Daifalla L, Yousry M. Bonding of bulk fill versus contemporary resin composites: A systematic review and meta-analysis. *Indian Journal of Science and Technology* 2016;9(20):1-13.
264. Kareem SA, Jehad RH. An evaluation of water absorption of Giomer in comparison to other resin-based restorative materials. *Journal of Baghdad College of Dentistry* 2012;24(3):25-8.
265. Roberts TA, Miyai K, Ikemura K, Fuchigami K, Kitamura T. Fluoride ion sustained release preformed glass ionomer filler and dental compositions containing the same. Google Patents. United States: 1999. 5,883,153.
266. Söderholm K-J, Zigan M, Ragan M, Fischlschweiger W, Bergman M. Hydrolytic degradation of dental composites. *Journal of Dental Research* 1984;63(10):1248-54.
267. Cerda-Rizo E, de Paula Rodrigues M, Vilela A, Braga S, Oliveira L, Garcia-Silva T, et al. Bonding Interaction and Shrinkage Stress of Low-Viscosity Bulk Fill Resin Composites With High-Viscosity Bulk Fill or Conventional Resin Composites. *Operative Dentistry* 2019.
268. Meguid S, Sun Y. On the tensile and shear strength of nano-reinforced composite interfaces. *Materials & Design* 2004;25(4):289-96.
269. Boyer DB, Chalkley Y, Chan KC. Correlation between strength of bonding to enamel and mechanical properties of dental composites. *Journal of Biomedical Materials Research* 1982;16(6):775-83.
270. Yakushijin Kumagai R, Colombo Zeidan L, Augusto Rodrigues J, Figueiredo Reis A, Roulet J-F. Bond Strength of a Flowable Bulk-fill Resin Composite in Class II MOD Cavities. *Journal of Adhesive Dentistry* 2015;17(5):427-32.
271. Akimoto N, Sakamoto T, Kubota Y, Kondo Y, Momoi Y. A novel composite-to-composite adhesive bond mechanism. *Dental Materials Journal* 2011;30(4):523-7.
272. 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.
273. Marshall Jr GW, Marshall SJ, Kinney JH, Balooch M. The dentin substrate: structure and properties related to bonding. *Journal of Dentistry* 1997;25(6):441-58.
274. Oilo G, Austrheim EK. In vitro quality testing of dentin adhesives. *Acta Odontologica Scandinavica* 1993;51(4):263-9.
275. Mason P, Ferrari M, Cagidiaco M, Davidson C. Shear bond strength of four dentinal adhesives applied in vivo and in vitro. *Journal of Dentistry* 1996;24(3):217-22.
276. Roulet JF, Reich T, Blunck U, Noack M. Quantitative margin analysis in the scanning electron microscope. *Scanning Microscopy* 1989;3(1):147-58.
277. Yazici A, Baseren M, Dayangac B. The effect of flowable resin composite on microleakage in class V cavities. *Operative Dentistry* 2003;28(1):42-6.
278. Furness A, Tadros MY, Looney SW, Rueggeberg FA. Effect of bulk/incremental fill on internal gap formation of bulk-fill composites. *Journal of Dentistry* 2014;42(4):439-49.
279. Heintze S, Blunck U, Göhring T, Rousson V. Marginal adaptation in vitro and clinical outcome of Class V restorations. *Dental Materials* 2009;25(5):605-20.
280. Caiado ACRL, De Goes MF, de Souza-Filho FJ, Rueggeberg FA. The effect of acid etchant type and dentin location on tubular density and dimension. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2010;103(6):352-61.

281. Gupta A, Tavane P, Gupta PK, Tejolatha B, Lakhani AA, Tiwari R, et al. Evaluation of microleakage with total etch, self etch and universal adhesive systems in class V restorations: an in vitro study. *Journal of Clinical and Diagnostic Research* 2017;11(4):53-6.
282. Patel P, Shah M, Agrawal N, Desai P, Tailor K, Patel K. Comparative evaluation of microleakage of class II cavities restored with different bulk fill composite restorative systems: An in vitro study. *Journal of Research and Advancement in Dentistry* 2016;5(2):52-62.
283. Peterson EA, Phillips RW, Swartz ML. A comparison of the physical properties of four restorative resins. *The Journal of the American Dental Association* 1966;73(6):1324-36.
284. Wahab FK, Shaini FJ, Morgano SM. The effect of thermocycling on microleakage of several commercially available composite Class V restorations in vitro. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2003;90(2):168-74.
285. Dalli M, Ercan E, Bayram İ, Çolak H, Bahşi E, Şahbaz C, et al. Termal siklusun mikrosizintiya etkisinin sınıf v kavitelere kompozit restorasyonlarda in vitro incelenmesi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2010;20(2):105-13.
286. Pazinato FB, Campos BB, Costa LC, Atta MT. Effect of the number of thermocycles on microleakage of resin composite restorations. *Pesquisa Odontologica Brasileira* 2003;17(4):337-41.
287. Hilton TJ. Can modern restorative procedures and materials reliably seal cavities? In vitro investigations. Part 2. *American Journal of Dentistry* 2002;15(4):279-89.
288. Jones G. In vitro dentinal penetration by tracers used in microleakage studies. *International Endodontic Journal* 1998;31(2):90-9.
289. Mixson J, Eick J, Chappell R, Tira D, Moore D. Comparison of two-surface and multiple-surface scoring methodologies for in vitro microleakage studies. *Dental Materials* 1991;7(3):191-6.
290. Borsatto MC, Corona SAM, Ramos RP, Liporaci JLJ, Pécora JD, Palma-Dibb RG. Microleakage at sealant/enamel interface of primary teeth: effect of Er: YAG laser ablation of pits and fissures. *Journal of Dentistry for Children* 2004;71(2):143-7.
291. Cehreli SB, Gungor HC, Karabulut E. Er, Cr: YSGG laser pretreatment of primary teeth for bonded fissure sealant application: A quantitative microleakage study. *Journal of Adhesive Dentistry* 2006;8(6):381-6.
292. Meiers J, Kazemi R, Meier C. Microleakage of packable composite resins. *Operative Dentistry* 2001;26(2):121-6.
293. Abbas G, Fleming GJP, Harrington E, Shortall ACC, Burke FJT. Cuspal movement and microleakage in premolar teeth restored with a packable composite cured in bulk or in increments. *Journal of Dentistry* 2003;31(6):437-44.
294. Nelsen RJ, Paffenbarger GC, Wolcott RB. Fluid exchange at the margins of dental restorations. *The Journal of the American Dental Association* 1952;44(3):288-95.
295. Davidson CL, De Gee AJ, Feilzer A. The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. *Journal of Dental Research* 1984;63(12):1396-9.
296. Tay FR, Pashley DH, Suh BI, Carvalho RM, Itthagarun A. Single-step adhesives are permeable membranes. *Journal of Dentistry* 2002;30:371-82.

297. Tay FR, Pashley DH, Garcia-Godoy F, Yiu CK. Single-step, self-etch adhesives behave as permeable membranes after polymerization. Part II. Silver tracer penetration evidence. *American Journal of Dentistry* 2004;17:315-22.
298. Hannig M, Reinhardt K, Bott B. Self-etching primer vs phosphoric acid: an alternative concept for composite-to-enamel bonding. *Operative Dentistry* 1999;24:172-80.
299. Prati C, Chersoni S, Mongiorgi R, Pashley DH. Resin-infiltrated dentin layer formation of new bonding systems. *Operative Dentistry* 1998;23:185-94.
300. Koliniotou-Koumpia E, Dionysopoulos P, Koumpia E. In vivo evaluation of microleakage from composites with new dentine adhesives. *Journal of Oral Rehabilitation* 2004;31(10):1014-22.
301. Arias VG, Campos IT, Pimenta LAF. Microleakage study of three adhesive systems. *Brazilian Dental Journal* 2004;15(3):194-8.
302. Owens BM, Johnson WW, Harris EF. Marginal permeability of self-etch and total-etch adhesive systems. *Operative Dentistry* 2006;31(1):60-7.
303. Gagliardi R, Avelar R. Evaluation of microleakage using different bonding agents. *Operative Dentistry* 2002;27(6):582-6.
304. Kubo S, Yokota H, Sata Y, Hayashi Y. Microleakage of self-etching primers after thermal and flexural load cycling. *American Journal of Dentistry* 2001;14(3):163-9.
305. Koibuchi H, Yasuda N, Nakabayashi N. Bonding to dentin with a self-etching primer: the effect of smear layers. *Dental Materials* 2001;17(2):122-6.
306. Rengo C, Goracci C, Juloski J, Chieffi N, Giovannetti A, Vichi A, et al. Influence of phosphoric acid etching on microleakage of a self-etch adhesive and a self-adhering composite. *Australian Dental Journal* 2012;57(2):220-6.
307. Shafiei F, Memarpour M. Effect of EDTA conditioning on microleakage of four adhesive systems in composite restorations. *Journal of Dentistry, Tehran University of Medical Sciences* 2008;5(4):150-5.
308. Sánchez-Ayala A, Farias-Neto A, Vilanova LSR, Gomes JC, Gomes OMM. Marginal microleakage of class V resin-based composite restorations bonded with six one-step self-etch systems. *Brazilian Oral Research* 2013;27(3):225-30.
309. Silva A, Lima DANL, Souza G, Santos C, Paulillo LAMS. Influence of additional adhesive application on the microtensile bond strength of adhesive systems. *Operative Dentistry* 2006;31(5):562-8.
310. 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.
311. Besnault C, Attal J-P. Influence of a simulated oral environment on microleakage of two adhesive systems in Class II composite restorations. *Journal of Dentistry* 2002;30(1):1-6.
312. Yazici AR, Tuncer D, Dayangac B, Özgünaltay G, Önen A. The effect of saliva contamination on microleakage of an etch-and-rinse and a self-etching adhesive. *Journal of Adhesive Dentistry* 2007;9(3):305-9.
313. Soares PV, Baroni DB, Menezes MS, Santos-Filho PC, Soares CJ, Aguiar FH, et al. Does bonding to dentin reduce microleakage of composite restorations? *Acta Odontológica Latinoamericana* 2012;25(1):14-9.
314. Tayel DM, El-Sharkawy MM, Mahmoud E-SM. Microleakage of class II composite restorations with different restorative techniques. *Alexandria Dental Journal* 2016;41(2):138-45.

315. Mosharrafian S, Heidari A, Rahbar P. Microleakage of two bulk fill and one conventional composite in class II restorations of primary posterior teeth. *Journal of Dentistry* 2017;14(3):123-31.
316. Webber MBF, Marin GC, Progiante PS, Lolli LF, Marson FC. Bulk-fill resin-based composites: microleakage of class II restorations. *Journal of Surgical and Clinical Dentistry* 2014;2(1):15-9.
317. Bucuta S, Ilie N. Light transmittance and micro-mechanical properties of bulk fill vs. conventional resin based composites. *Clinical Oral Investigations* 2014;18(8):1991-2000.
318. Guo G, Fan Y, Zhang J-F, Hagan JL, Xu X. Novel dental composites reinforced with zirconia-silica ceramic nanofibers. *Dental Materials* 2012;28(4):360-8.
319. Scotti N, Comba A, Gambino A, Paolino DS, Alovise M, Pasqualini D, et al. Microleakage at enamel and dentin margins with a bulk fills flowable resin. *European Journal of Dentistry* 2014;8:1-8.
320. Peutzfeldt A, Asmussen E. Determinants of in vitro gap formation of resin composites. *Journal of Dentistry* 2004;32(2):109-15.
321. Estafan A, Estafan D. Microleakage study of flowable composite resin systems. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)* 2000;21(9):705-8.
322. Estafan D, Estafan A, Leinfelder KF. Cavity wall adaptation of resin-based composites lined with flowable composites. *American Journal of Dentistry* 2000;13(4):192-4.
323. Tolidis K, Boutsouki C, Gerasimou P, Panagiotidou E. Microleakage evaluation between higher viscosity and flowable bulk composite resins. *Dental Materials* 2014;30(1):e48.
324. Nascimento AS, Duraõ MdA, Sousa YdC, Correia TC, Braz R. Marginal microleakage in Bulk Fill resins. *Revista de Odontologia da UNESP* 2016;45(6):327-31.
325. Giachetti L, Russo DS, Bertini F, Pierleoni F, Nieri M. Effect of operator skill in relation to microleakage of total-etch and self-etch bonding systems. *Journal of Dentistry* 2007;35(4):289-93.
326. Suzuki N, Yoneda M, Haruna K, Masuo Y, Nishihara T, Nakanishi K, et al. Effects of S-PRG eluate on oral biofilm and oral malodor. *Archives of Oral Biology* 2014;59(4):407-13.
327. Miletic V, Peric D, Milosevic M, Manojlovic D, Mitrovic N. Local deformation fields and marginal integrity of sculptable bulk-fill, low-shrinkage and conventional composites. *Dental Materials* 2016;32(11):1441-51.
328. Shruthi A, Nagaveni N, Poornima P, Selvamani M, Madhushankari G, Reddy VS. Comparative evaluation of microleakage of conventional and modifications of glass ionomer cement in primary teeth: An in vitro study. *Journal of Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry* 2015;33(4):279-84.

EKLER

EK.1 Etik Kurul Onay Formu



T.C.
SÜLEYMAN DEMİREL ÜNİVERSİTESİ
Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkanlığı

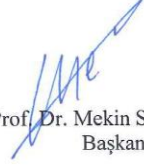
25-04-2018

Sayı : 72867572.050.01.04- 125722
Konu : Etik Kurul Kararı

Sayın Prof. Dr. Çiğdem KÜÇÜKEŞMEN
Diş Hekimliği Fakültesi
Pedodonti Anabilim Dalı

Sorumlu araştırmacı olduğunuz “3 Farklı Rezin Bazlı Materyalin, Total-Etch Ve Self-Etch Adeziv Sistemler Kullanılarak, Daimi Dişlerdeki Bağlanma Dayanımlarının, Yüzey Kırılma Tiplerinin Ve Mikrosızıntılarının İn-Vitro Koşullarda İncelenmesi” isimli çalışmanızın kurulumuz tarafından uygun görüldüğüne ilişkin 18/04/2018 tarih ve 101 sayılı Süleyman Demirel Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Kararı yazımız ekinde gönderilmiştir.

Bilgilerinize rica ederim.


Prof. Dr. Mekin SEZİK
Başkan

Eki : Etik Kurulu Kararı (2 Sayfa)

S.D.Ü. Tıp Fakültesi Dekanlığı Doğu Kampusu 32260 - ISPARTA
Tel : 0 (246) 2113704 Faks : 0 (246) 2371165
e-posta : tipetik@sdu.edu.tr İnternet Adresi : www.tip.sdu.edu.tr

Bilgi İçin : İ.Em YETİŞEN
Bilgisayar İşletmeni
Tel : 0 (246) 2113704

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

Araştırmanın Açık Adı Araştırmanın Protokol Kodu	3 Farklı Rezin Bazlı Materyalin, Total-Etch Ve Self-Etch Adeziv Sistemler Kullanılarak, Daimi Dişlerdeki Bağlanma Dayanımlarının, Yüzey Kırılma Tiplerinin Ve Mikrosızıntılarının İn-Vitro Koşullarda İncelenmesi. (18.04.2018 tarih ve 101 sayılı karar)
---	---

ETİK KURUL BİLGİLERİ	ETİK KURULUN ADI	Süleyman Demirel Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkanlığı - (2012-KAEK-38)			
	AÇIK ADRESİ	S.D.Ü. Doğu Kampüsü Tıp Fakültesi Dekanlığı Binası – ISPARTA			
	TELEFON	246.2113704			
	FAKS	246.2371165			
	E-POSTA	tipetik@sdu.edu.tr			
BAŞVURU BİLGİLERİ	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Prof. Dr. Çiğdem KÜÇÜKEŞMEN			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	Pedodonti			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı			
	VARSA İDARİ SORUMLU UNVANI/ADI/SOYADI				
	DESTEKLEYİCİ				
	PROJE YÜRÜTÜCÜSÜ UNVANI/ADI/SOYADI (TÜBİTAK vb. gibi kaynaklardan destek alanlar için)				
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ				
	ARAŞTIRMANIN FAZİ VE TÜRÜ	FAZ 1 : <input type="checkbox"/>	FAZ 2 : <input type="checkbox"/>	FAZ 3 : <input type="checkbox"/>	FAZ 4 : <input type="checkbox"/>
		Gözlemsel ilaç çalışması	<input type="checkbox"/>		
		Tıbbi cihaz klinik araştırması	<input type="checkbox"/>		
İn vitro tıbbi tanı cihazları ile yapılan performans değerlendirme çalışmaları		<input type="checkbox"/>			
İlaç dışı klinik araştırma		<input type="checkbox"/>			
	Diğer ise belirtiniz : Deneysel				
ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ <input checked="" type="checkbox"/>	ÇOK MERKEZLİ <input type="checkbox"/>	ULUSAL <input checked="" type="checkbox"/>	ULUSLARARASI <input type="checkbox"/>	
DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili	
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ			Türkçe <input type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>	
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU	13.04.2018	01.001	Türkçe <input checked="" type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>	
	OLGU RAPOR FORMU			Türkçe <input type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>	
	ARAŞTIRMA BROŞÜRÜ			Türkçe <input type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>	
DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER	Belge Adı	Açıklama			
	SİGORTA	<input type="checkbox"/>			
	ARAŞTIRMA BÜTÇESİ	<input checked="" type="checkbox"/>	Araştırmacılara aittir.		
	BIYOLOJİK MATERYEL TRANSFER FORMU	<input type="checkbox"/>			
	İLAN	<input type="checkbox"/>			
	YILLIK BİLDİRİM	<input type="checkbox"/>			
	SONUÇ RAPORU	<input type="checkbox"/>			
	GÜVENLİLİK BİLDİRİMLERİ	<input type="checkbox"/>			
DİĞER	<input checked="" type="checkbox"/>	Anabilim Dalı Akademik Kurul Kararı			

Prof. Dr. Mekin SEZİK
Etik Kurul Başkanı

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

Araştırmanın Açık Adı		3 Farklı Rezin Bazlı Materyalin, Total-Etch Ve Self-Etch Adeziv Sistemler Kullanılarak, Daimi Dişlerdeki Bağlanma Dayanımlarının, Yüzey Kırılma Tiplerinin Ve Mikrosızıntılarının İn-Vitro Koşullarda İncelenmesi						
Araştırmanın Protokol Kodu		Karar No: 101 Tarih: 18.04.2018						
KARAR BİLGİLERİ	Yukarıda bilgileri verilen başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın/çalışmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve uygun bulunmuş olup araştırmanın/çalışmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezlerde gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına toplantıya katılan etik kurul üye tam sayısının salt çoğunluğu ile karar verilmiştir.							
	SÜLEYMAN DEMİREL ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU							
ETİK KURULUN ÇALIŞMA ESASI		İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik, İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu						
BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI:		Prof. Dr. Mekin SEZİK						
Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet		Araştırma ile ilişkisi		Katılım *	İmza
Prof. Dr. Mekin SEZİK	Kadın Hast. ve Doğum	SDÜ Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Mustafa TÜZ	Kulak Burun Boğaz Hast.	SDÜ Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Buket ARIDOĞAN	Tıbbi Mikrobiyoloji	SDÜ Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Ahmet Nesimi KİŞİOĞLU	Halk Sağlığı	SDÜ Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Mehmet Fahrettin ÖNDER	Hukuk	SDÜ Hukuk Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Derya YILDIRIM	Ağız Diş ve Çene Radyoloji	SDÜ Diş Hek. Fak.	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	
Dr. Öğretim Üyesi Halil AŞCI	Farmakoloji	SDÜ Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	
Dr. Öğretim Üyesi Derya CEYHAN	Pedodonti	SDÜ Diş Hek. Fak.	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	
Dr. Öğretim Üyesi Abdullah Meriç ÜNAL	Ortopedi ve Travmatoloji	SDÜ Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	
Dr. Öğretim Üyesi Mehtap SAVRAN	Farmakoloji	SDÜ Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	
Dr. Öğretim Üyesi Giray KOLCU	Aile Hekimliği	SDÜ Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	
Uzman Dr. Seçkin AYDIN SAVAŞ	Plastik ve Estetik Cerrahi	Isparta Şehir Hastanesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	İZİNLİ
Uzman Dr. Tuğba GÜRSOY KOCA	Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları	Isparta Şehir Hastanesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	
Öğr. Gör. Mehmet Erhan ŞAHİN	Biyomedikal ve Cihaz Teknoloji	SDÜ Teknik Bil. M.Y.O.	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	
Osman PARÇAOĞLU	Sivil Üye	Esnaf	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	

* : Toplantıda Bulunma

ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Adı:	Gülben	Soyadı:	GÜNEY
Doğ. Yeri:	İstanbul	Doğum Tarihi	14.04.1991
Uyruğu	T.C	Tel:	05377372246
E-mail:	gulbenguney@gmail.com		

EĞİTİM DÜZEYİ

İlkokul:	Vedide Baha Pars İÖO (1997 - 2005)
Lise:	Pertevniyal Anadolu Lisesi (2005 - 2009)
Üniversite:	Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi (2009 - 2014)