T.C.
SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ
GÜLHANE DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
RESTORATİF ANABİLİM DALI
BAŞKANLIĞI

DENTAL ADEZİVLERİN TOTAL ETCH, SELF ETCH VE SELEKTİF ETCH UYGULAMA PROSEDÜRLERİNİN SINIF II KOMPOZİT RESTORASYONLARDA GÖRÜLEN MİKROSIZINTI ÜZERİNE ETKİSİNİN İNCELENMESİ

Dt. Mustafa YOLLAR

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

ANKARA

2022

T.C.
SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ
GÜLHANE DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
RESTORATİF ANABİLİM DALI
BAŞKANLIĞI

DENTAL ADEZİVLERİN TOTAL ETCH, SELF ETCH VE SELEKTİF ETCH UYGULAMA PROSODÜRLERİNİN SINIF II KOMPOZİT RESTORASYONLARDA GÖRÜLEN MİKROSIZINTI ÜZERİNE ETKİSİNİN İNCELENMESİ

Dt. Mustafa YOLLAR

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN
Prof. Dr. Serpil KARAOĞLANOĞLU

ANKARA

2022

Sağlık Bilimleri Üniversitesi Gülhane Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığına;

"Dental Adezivlerin Total Etch, Self Etch ve Selektif Etch Uygulama Prosedürlerinin Sınıf II Kompozit Restorasyonlarda Görülen Mikrosızıntı Üzerine Etkisinin İncelenmesi" konulu bu çalışma jürimiz tarafından Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda Diş Hekimliğinde Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Danışmanı: **Prof. Dr. Serpil KARAOĞLANOĞLU**
Gülhane Diş Hekimliği Fakültesi
Restoratif Diş Tedavisi AD. Bşk.

Üye: Prof. Dr. Çiğdem ÇELİK
Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Restoratif Diş Tedavisi AD. Öğr. Üyesi

Üye: Doç. Dr. Elif Aybala OKTAY
Gülhane Diş Hekimliği Fakültesi
Restoratif Diş Tedavisi AD. Öğr. Üyesi

ONAY: Dt. Mustafa YOLLAR'ın 10.03.2022 tarihinde savunduğu bu tez Akademi Kurulu'nca belirlenen yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Serpil KARAOĞLANOĞLU
Gülhane Diş Hekimliği Fakültesi
Dekan

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tez planlamasından yazımına kadar bütün aşamalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içerisinde elde ettiğimi, tez çalışması ile elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynaklarımda kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tez çalışması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

Mustafa YOLLAR

10.03.2022

ÖZET

Yapılan bu çalışmada, çekilmiş daimi dişlerinde hazırlanan sınıf II kavitelerde dört farklı adeziv sistemin farklı metotlarla (self etch, selektif etch, etch and rinse) uygulanması sonucunda dişlerde görülen mikrosızıntı miktarının ölçülmesi ve mikrosızıntı değerleri açısından oluşabilecek farklılıkların değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Çeşitli nedenlerle çekilmiş 60 adet daimi diş rastgele olarak 12 gruba ayrılmış ve çalışmada kullanılan adeziv materyaller (G2-Bond Universal (GC Corp., Tokyo, Japan), Clearfil Tri-S Bond Universal (Kuraray Noritake, Niigata, Japan), Prime&Bond Universal (Dentsply Sirona Pennsylvania, USA), Tokuyama Bond Force II (Tokuyama Dental, Tokyo, Japan)) uygulanmıştır. Tüm gruplar G-aenial A'CHORD (Nanohibrit) (GC, Tokyo, Japan) A2 kompozit ile restore edilmiştir.

Restorasyon sonrası dişlere 5-55±20C'de 1000 kez termal siklus uygulanmıştır. Sonrasında örnekler %0,5'lik bazik fuksin içerisinde 24 saat bekletilmiştir. Daha sonra örnekler bol su altında yıkandıktan sonra polimerize olan akrilik rezin bloklar içerisine gömülmüştür. Bazik fuksin ile boya penetrasyonu sonrasında oluşan mikrosızıntı değerleri, her örnekten mesiodistal yönde alınan kesitler üzerinde skorlama yöntemiyle kantitatif olarak tespit edilmiştir. Verilerin istatistiksel analizinde tek yönlü Varyans Analizi (ANOVA), farkın hangi grup veya gruplardan kaynaklandığını belirlemek amacıyla Tukey testi kullanılmıştır ($p<0.05$).

Sonuçlar incelendiğinde, adeziv sistemlerden G2-Bond Universal ve Tokuyama Bond Force II'nin, selektif etch , self etch ve etch and rinse uygulamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p>0,05$). Çalışmamızdaki adeziv sistemlerden Clearfil Tri-S Bond Universal'in, selektif etch, self etch ve etch and rinse uygulanmaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuş olup, etch and rinse uygulama self etch uygulamadan daha az mikrosızıntı göstermiştir ($p<0,05$). Kullanılan adeziv sistemlerden Prime&Bond Universal'in, selektif etch ve etch and rinse uygulamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmazken

($p>0,05$), self etch uygulama ise istatistiksel olarak en fazla mikrosızıntıyı göstermiştir ($p<0,05$).

Adeziv sistemlerin (G2-Bond Universal, Clearfil Tri-S Bond Universal Prime&Bond Universal ve Tokuyama Bond Force II) etch and rinse ve selektif etch uygulamaları arasında istatiksel anlamlı farklılık bulunmazken ($p>0.05$), self etch uygulamada istatiksel olarak anlamlı farklılık görülmüştür ($p<0.05$). Prime&Bond Universal'in self etch uygulaması sonucunda diğer üç adeziv sisteme göre istatistiksel olarak daha fazla mikrosızıntı göstermiştir ($p<0,05$).

Çalışmamızın sınırları içerisinde test edilen adeziv materyallerin ek olarak fosforik asit ile pürüzlendirilmesinin (selektif etch ve etch and rinse) mikrosızıntı miktarını azalttığı görülmüştür. Bundan dolayı, düşük mikrosızıntı düzeyleri göstermeleri sebebiyle mine ve/veya dentinde ek olarak fosforik asit ile pürüzlendirilmenin uygulanabileceği söylenebilir.

Anahtar Kelimeler: Adezyon, multimod adeziv sistemler, etch and rinse adezivler, self etch adezivler, selektif etch

ABSTRACT

In this study, it was aimed to measure the amount of microleakage seen in the teeth as a result of the application of four different adhesive systems with different methods (self etch, selective etch, etch and rinse) in class II cavities prepared in extracted permanent teeth and to evaluate the differences that may occur in terms of microleakage values.

60 permanent teeth extracted for various reasons were randomly divided into 12 groups and the adhesive materials used in the study (G2-Bond Universal (GC Corp., Tokyo, Japan), Clearfil Tri-S Bond Universal (Kuraray Noritake, Niigata, Japan), Prime&Bond Universal (Dentsply Sirona Pennsylvania, USA), Tokuyama Bond Force II (Tokuyama Dental, Tokyo, Japan)) was applied. All groups were restored with G-aenial A'CHORD (Nanohybrid) (GC, Tokyo, Japan) A2 composite.

After restoration, a thermal cycle was applied to the teeth 1000 times at 5-55±20C. Afterwards, the samples were kept in 0.5% basic fuchsin for 24 hours. Then, after the samples were washed under plenty of water, they were embedded in polymerized acrylic resin blocks. Microleakage values formed after dye penetration with basic fuchsin were determined quantitatively by scoring method on sections taken from each sample in the mesiodistal direction. One-way Analysis of Variance (ANOVA) was used in the statistical analysis of the data, and Tukey's test was used to determine from which group or groups the difference originated ($p<0.05$).

When the results were examined, no statistically significant difference was found between the selective etch, self etch and etch and rinse applications of adhesive systems G2-Bond Universal and Tokuyama Bond Force II ($p>0.05$). A statistically significant difference was found between the selective etch, self etch and etch and rinse applications of Clearfil Tri-S Bond Universal, one of the adhesive systems in our study, and the etch and rinse application showed less microleakage than the self-etch application ($p<0.05$). While there was no statistically significant difference between the selective etch and etch and rinse applications of Prime&Bond Universal among the adhesive systems used ($p>0.05$), self-etch application showed the highest microleakage statistically ($p<0.05$).

While there was no statistically significant difference between the etch and rinse and selective etch applications of adhesive systems (G2-Bond Universal, Clearfil Tri-S Bond Universal Prime&Bond Universal and Tokuyama Bond Force II) ($p>0.05$), there was a statistically significant difference in self-etch application (p). <0.05). As a result of Prime&Bond Universal's self-etch application, it showed statistically more microleakage than the other three adhesive systems ($p<0.05$).

It has been observed that the additional roughening of the adhesive materials tested within the limits of our study with phosphoric acid (selective etch and etch and rinse) reduces the amount of microleakage. Therefore, it can be said that enamel and/or dentin can be additionally etched with phosphoric acid, since they show low microleakage levels.

Keywords: Adhesion, multimodal adhesive systems, etch and rinse adhesives, self-etch adhesives, selective etch

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tezimin her aşamasında büyük bir sabır ve hoşgörüyle bana yardımcı olan ve yol gösteren danışman hocam Restoratif Diş Ted. AD. Başkanı ve Gülhane Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı Sayın **Prof. Dr. Serpil KARAOĞLANOĞLU'** na

Tezimin hazırlanması sırasında titizlikle bana yardım eden ve yol gösteren, uzmanlık eğitimime yapmış olduğu katkılarından dolayı **Prof. Dr. Fulya TOKSOY TOPÇU**' ya ve her konuda anlayış ve hoşgörüsüyle desteğini hissettiğim Sayın **Doç. Dr. Elif Aybala OKTAY**' a, **Dr. Öğr. Üyesi Numan AYDIN**'a ve **Dr. Öğr. Üyesi Bilge ERSÖZ**'e

Uzmanlık eğitimim sırasında bana destek ve yardımcı olan **Uzm. Dt. Ertürk BİLGEÇ**'e, **Arş. Gör. Elif Tuğba ALTIPARMAK**'a ve **Arş. Gör. Burcu KUŞ**'a

Hayatım boyunca bana destek olup bugünlere gelmemi sağlayan canım anneme, babama ve kardeşime sonsuz teşekkür eder, sevgi ve saygılarımı sunarım.

Mustafa YOLLAR

İÇİNDEKİLER

ÖZET ..... **i**
ABSTRACT ..... **iii**
TEŞEKKÜR ..... **v**
İÇİNDEKİLER ..... **vi**
SEMBOLLER VE KISALTMALAR ..... **viii**
TABLOLAR ..... **x**
ŞEKİLLER ..... **xi**
1. GİRİŞ **1**
2. GENEL BİLGİLER **3**
2.1. Adezyon 3
2.2. Diş Hekimliğinde Adezyon 4
2.2.1. Mine Dokusuna Adezyon 6
2.2.2. Dentin Dokusuna Adezyon 7
2.2.2.1. Sağlıklı Dentin Dokusuna Adezyon 7
2.2.2.2. Sklerotik Dentinde Adezyon 9
2.2.2.3. Çürükten Etkilenmiş Dentinde Adezyon 9
2.3. Dentin Adeziv Sistemlerinin Gelişimi, Kullanımı ve Sınıflandırılması 10
2.3.1. Dentin Adezivler 10
2.3.2. Dentin Adezivlerin Sınıflandırılması 12
2.3.2.1. Birinci Jenerasyon Adeziv Sistemler (Smear Tabakasının Üzerine Uygulanan Adeziv Sistemler) 14
2.3.2.2. İkinci Jenerasyon Adeziv Sistemler (Smear Tabakasının Üzerine Uygulanan Adeziv Sistemler) 14
2.3.2.3. Üçüncü Jenerasyon Adeziv Sistemler (Smear Tabakasını Modifiye Eden Adeziv Sistemler) 15
2.3.2.4. Dördüncü Jenerasyon Adeziv Sistemler: (Smear Tabakasını Tamamen Uzaklaştıran Adeziv Sistemler) 15
2.3.2.5. Beşinci Jenerasyon: (Smear Tabakasını Tamamen Uzaklaştıran Adeziv Sistemler) 19
2.3.2.6. Altıncı Jenerasyon: (Smear Tabakasını Çözen Adeziv Sistemler) 20
2.3.2.7. Yedinci Jenerasyon: (Smear Tabakasını Çözen Adeziv Sistemler) 22
2.3.2.8. Sekizinci Jenerasyon Adeziv Sistemler 23
2.3.2.9. Üniversal (Multi-mode) Adeziv Sistemler 24

2.3.3. Cam İyonomer Esaslı Adezivler 26
2.4. Kompozit Rezinler 26
2.4.1. Kompozit Rezinlerin Yapısı 26
2.4.1.1. Organik Rezin Matriks 27
2.4.1.2. İnorganik Doldurucular 30
2.4.1.3. Ara Bağlayıcılar 30
2.4.2. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması 31
2.4.2.1. Makrofil kompozitler 32
2.4.2.2. Midifil kompozitler 33
2.4.2.3. Minifil kompozitler 33
2.4.2.4. Mikrofil Kompozitler 33
2.4.2.5. Hibrit kompozitler 34
2.4.2.6. Nanokompozitler 34
2.5. Adeziv Sistemlerin Laboratuvar Performanslarının Değerlendirilmesi 36
2.5.1. Restorasyon Etrafındaki Sızıntının Değerlendirilmesi 36
3. GEREÇ VE YÖNTEM 43
3.1. Dişlerin Toplanması ve Saklanması 43
3.2. Örneklerin Hazırlanması 43
3.3. Adeziv ve Restoratif Materyallerin Uygulanması 45
3.4. Mikrosızıntı Deneyi 54
3.5. Mikrosızıntının Değerlendirilmesi 57
3.6. İstatistiksel Değerlendirme 58
4.BULGULAR 59
4.1. Test Sonuçlarının Değerlendirilmesi 59
5. TARTIŞMA 63
5.1. Metodolojinin Değerlendirilmesi 63
5.2. Bulguların Değerlendirilmesi 70
5.2.1. Daimi dişlerde adeziv materyallerin ve uygulama metotlarının karşılaştırılması 70
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER 80
6.1. SONUÇLAR 80
6.2. ÖNERİLER 81
7. KAYNAKLAR 83
8. ÖZGEÇMİŞ VE İLETİŞİM BİLGİLERİ 106

SEMBOLLER VE KISALTMALAR

°C : Derece, Celcius

µm : Mikrometre, mikron

4-MET : 4-Metakriloksietil trimellitik asit

4-META : 4-Metakriloksietil trimellitat anhidrit

10-MDP : 10-Metakriloiloksidesil dihidrojen fosfat

Ark : Arkadaşları

Bis-EMA : Etoksilat bisfenol A glikol dimetakrilat

BİS-GMA : Bisfenol glisidil metakrilat

BPDM : Bifenil dimetakrilat

EDTA : Etilen Diamin Tetraasetik Asit

HEMA : Hidroksietilmetakrilat

KYG : Kritik Yüzey Geilimi Değeri

LED : Light emiting diode

MDPB : 12-methacryloyloxydode cylpridinium bromide

MDTP : Methacryloxydecyl Dihydrojen Triphosphate

mm : milimetre

Mpa : Megapaskal

nm : Nanometre

NPG-GMA : N-fenilglisin glisidil metakrilat

NTG-GMA : N-toliglisin Glisidil Metakrilat

PENTA : Dipentaeritritol penta akrilat monofosfat

pH : Power of Hydrogen

SEM **:** Scanning Electron Microscope (Taramalı elektron mikroskobu)

Sn **:** Saniye

TEG-DMA **:** Trietilen glikol dimetakrilat

TEM **:** Transmission Electron Microscope

UDMA **:** Ürethan dimetakrilat

UTS **:** Ultimate tensile strength

TABLOLAR

Tablo

Tablo 2.1. Dentin adezivlerin sınıflandırılması

Tablo 2.2. Kompozit rezinlerin sınıflandırılması (129)

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan adeziv sistemlerin içeriği ve kullanım talimatları

Tablo 3.2. Mikrosızıntı değerleri tarif edilen skalaya göre skorlanmıştır.

Tablo 4.1. Daimi dişlerde kullanılan her bir materyalde uygulama metotlarının sızıntı miktarları açısından karşılaştırılması

ŞEKİLLER

Şekil

Şekil 2.1. Kompozit rezinlerin organik matriksinde kullanılan monomerlerin yapısı

Şekil 2.2. Silanın (3-metakriloksipropil trimetoksisilan) yapısı

Şekil 3.1. Kavite preparasyonlarının oransal gösterimi

Şekil 3.2. FG Dıamond Burs ISO 110/018

Şekil 3.3. Otomatrix Bandı Yerleştirilmiş Kavite (A) ve Restorasyonların Tamamlanmış Hali

(B)

Şekil 3.4. G2-Bond Universal

Şekil 3.5. Clearfil Tri-S Bond Universal

Şekil 3.6. Prime&Bond Universal

Şekil 3.7. Tokuyama Bond Force II

Şekil 3.8. Woodpecker Led-E Plus ışın cihazı

Şekil 3.9. G-aenial A'CHORD kompozit rezin

Şekil 3.10. K-ETCHANT Syringe %35 fosforik asit

Şekil 3.11. Polisaj Kiti (Super Snap Rainbow Technique Kit, Shofu, Japonya)

Şekil 3.12. SD Mechatronik Thermocycler cihazı

Şekil 3.13. IsoMet® 1000 Precision Sectioning Saw kesit cihazı

Şekil 3.14. Leica stereomikroskop (Leica, Wetzlar, Almanya) (D-Lux 3, Leica, Almanya)

Şekil 3.15. Otopolimerizan akrilil rezine gömülmüş ve kesit alınmış örnek

Şekil 3.16. Mikrosızıntı miktarları yukarıdaki gibi görsel olarak skorlandı

Şekil 3.17. G*Power analizi

Şekil 4.1. Kullanılan universal adezivlerin uygulama metotlarının mikrosızıntı miktarları grafikte karşılaştırılmıştır.

Şekil 4.2. “G2-Bond Universal: Total etch uygulama” grubundan, mikrosızıntı skoru 0 olarak belirlenen bir örneğin görüntüsü (A), “G2-Bond Universal: Selektif etch uygulama” grubundan, mikrosızıntı skoru 1 olarak belirlenen bir örneğin görüntüsü (B), “G2-Bond Universal: Self etch uygulama” grubundan, mikrosızıntı skoru 2 olarak belirlenen bir örneğin görüntüsü (C).

Şekil 4.3. “Clearfil Tri-S Bond Universal: Total etch uygulama” grubundan, mikrosızıntı skoru 0 olarak belirlenen bir örneğin görüntüsü (A), “Clearfil Tri-S Bond Universal: Selektif etch uygulama” grubundan, mikrosızıntı skoru 2 olarak belirlenen bir örneğin görüntüsü (B), “Clearfil Tri-S Bond Universal: Self etch uygulama” grubundan, mikrosızıntı skoru 3 olarak belirlenen bir örneğin görüntüsü (C).

Şekil 4.4. “Prime&Bond Universal: Total etch uygulama” grubundan, mikrosızıntı skoru 1 olarak belirlenen bir örneğin görüntüsü (A), “Prime&Bond Universal: Selektif etch uygulama” grubundan, mikrosızıntı skoru 3 olarak belirlenen bir örneğin görüntüsü (B), “Prime&Bond Universal: Self etch uygulama” grubundan, mikrosızıntı skoru 4 olarak belirlenen bir örneğin görüntüsü (C).

Şekil 4.5. “Tokuyama Bond Force II: Total etch uygulama” grubundan, mikrosızıntı skoru 2 olarak belirlenen bir örneğin görüntüsü (A), “Tokuyama Bond Force II: Selektif etch uygulama” grubundan, mikrosızıntı skoru 3 olarak belirlenen bir örneğin görüntüsü (B), “Tokuyama Bond Force II: Self etch uygulama” grubundan, mikrosızıntı skoru 4 olarak belirlenen bir örneğin görüntüsü (C).

1. GİRİŞ

Diş sert dokularında yıkıma sebep olan diş çürüğü bulaşıcı, kronik ve multifaktöriyel bir hastalık olarak tanımlanmaktadır (1-3). Çürüğün dişten uzaklaştırılması sonrasında meydana gelen kavitenin restoratif materyal ile yeniden şekillendirilmesi, çürük sonrası oluşan sert diş dokusu yıkımının tamiri için gereklidir. Adeziv diş hekimliğinde görülen gelişmelerle birlikte "Korumak İçin Genişlet" prensibi terk edilmeye başlanmış ve yerini yalnızca çürük diş dokusunun kaldırıldığı ''Minimal İnvaziv Tedavi'' prensibine bırakmıştır (4-6). Adeziv materyallerin geliştirilmesi ve düzenli kullanımı, restoratif ve koruyucu diş hekimliğinin birçok alanında devrim yaratmaya başlamıştır. Bu materyallerin gelişmesiyle birlikte, dolgunun tutuculuğunu sağlamak için gerekli olan kırlangıç kuyruğu, oluk, andırkat, keskin iç açılar gibi özellikler aracılığıyla kaviteye mekanik tutuculuk sağlamak için yapılan hazırlıklar artık gerekli olmadığından, kavite hazırlamaya yönelik tutumlar değişmektedir (7).

Son yıllarda yapılan çalışmaların büyük bir kısmını, estetik kaygıların artmasıyla birlikte restoratif materyallerin ve tekniklerin geliştirilmesine yönelik çalışmalar meydana getirmektedir. İdeal estetik restoratif bir materyalden beklenen özellikler şunlardır; mümkün olduğunca düzgün bir yüzeye sahip olmalı, renk değişikliğine uğramamalı, pulpada toksik reaksiyonlara yol açmamalı, mine ve dentine adezyonla bağlanmalı ve mikrosızıntı göstermemelidir.(8) Güçlü kimyasal ve fiziksel özellikleri, mükemmel estetik sergilemeleri ve çözünmeye yüksek oranlarda direnç göstermeleri gibi faktörlerden dolayı kompozit rezinler günümüzde rutin olarak kullanılan restoratif materyallerdendir (9). Kompozit rezinlerdeki gelişmelere rağmen, günümüzdeki restoratif materyallerin optimum koşullarda ağızda kalabilme sürelerinin 3-5 yıl kadar olması en önemli problemlerdendir (10-11).

Retansiyon kaybı ve yetersiz marjinal adaptasyon sonucu meydana gelen mikrosızıntı, adeziv restorasyonların başarısızlıklık nedeni olarak en çok bildirilen etkenler arasında gösterilmektedirler (12-13). Adezivler, modern diş hekimliğinde restoratif estetik materyallerin başarısı için bu sebeplerle kritik öneme sahiptir. Mine ve dentinde yeterli bağlanma kuvvetlerine ulaşabilmek için birçok dental adeziv

geliştirilmiştir (14-18). Adeziv sistemler hem hidrofilik gruplara hem de hidrofobik gruplara sahip monomerlerden oluşur. Hidrofilik gruplar diş sert dokularında ıslanabilirliği arttırırken, hidrofobik gruplar da restoratif materyal ile etkileşime ve kopolimerizasyona izin verir. Adezivlerin kimyasal bileşimi polimerizasyon başlatıcıları, inhibitörleri veya stabilizatörleri, çözücüleri ve bazı durumlarda inorganik doldurucuları içerir (19).

Günümüzde kullanılan dental adezivler üç aşamalı etch and rinse, iki aşamalı etch and rinse, iki aşamalı self etch ve tek aşamalı self etch adeziv sistemlerdir. Etch and rinse sistemlerde %30-40 konsantrasyonda ortofosforik asit ile smear tabaka kaldırılır ve kollajenler açığa çıkar. Sonrasında uygulanan rezin, dentin tübüllerinin içine sızar ve hibrit tabakaya bir temel sağlamak için kollajen liflerin arasına girerek polimerize olur (20,21). Self etch adezivler, yıkama gerektirmeyen asidik monomerler içerirler ve dentini aynı anda hem demineralize eder hem de dentine penetre olur ve smear tabakayı modifiye ederek hibrit tabakaya dahil ederler (22).

Self etch adezivler popülaritelerindeki artışa rağmen mineye bağlanma etkinlikleri hala netlik kazanmamıştır (23). Bu sorunu ortadan kaldırmak için orta dereceli self etch adezivlerin uygulanmasından önce, kavitenin mine kenarlarının ortofosforik asit ile pürüzlendirilmesi önerilmektedir (11,24). Klinik şartlarda dentine taşmadan sadece mine kenarlarının asitlenmesinin zor olduğu bilinmektedir. Son yıllarda bu problemin önüne geçilebilmesi ve klinik kullanım kolaylığı sağlaması amacıyla hem self etch hem de etch and rinse olarak kullanılabilen ‘Universal’ ya da ‘Multimod’ olarak adlandırılan adezivler ortaya çıkmıştır.

Çalışmamızın amacı; dental materyaller içerisinde yeni sayılabilecek unıversal adezivlerin total etch, self etch ve selektif etch uygulama prosedürlerinin sınıf ıı kompozit restorasyonlarda görülen mikrosızıntı üzerine etkisinin değerlendirilmesidir.

Çalışmamızın sıfır hipotezi, unıversal adezivlerin total etch, self etch ve selektif etch uygulama prosedürleri arasında sınıf ıı kompozit restorasyonlarda görülen mikrosızıntıyı etkilemeyeceğidir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Adezyon

Sözlük anlamı olarak iki yüzeyin birleşmesi ve yapışması olarak tanımlanan adezyon kelimesi, Latincedeki adhaere'den köken almaktadır. Ayrıca birbiri ile tam temas durumundaki farklı türden iki maddenin molekülleri arasındaki çekim kuvveti şeklinde de tanımlanabilir.

Adeziv, adezyonu oluşturan materyale denirken, adezivin uygulandığı materyale ise adherent adı verilir. Diş hekimliğinde ise adezivin uygulandığı diş yüzeyleri adherent iken bonding ajanları ise adezivdir. (25,26). Adezyon için, adeziv ve adherent arasında tam bir temas olması gerekmektedir (25).

Kohezyon, aynı türden moleküller arasındaki çekim kuvveti olarak tanımlanır. Kohezyon, maddenin yapısal bütünlüğünden ve biçimini koruyabilmesinden sorumludur aynı zamanda da maddeyi oluşturan molekülleri bir arada tutar.

Diş hekimliği literatüründe adezyonun 3 farklı mekanizmasından bahsedilmektedir (25).

Kimyasal Adezyon:

Farklı yapıdaki yüzeylerin atomları arasında oluşan sınırlı ve zayıf bağlanma olarak tanımlanır. Metalik, kovalent ve iyonik bağlar gibi primer bağ değerlerini (birleşme kuvvetlerini) esas alır (27).

Fiziksel Adezyon:

Hidrojen bağları ve Van der Walls kuvvetleri gibi sekonder kuvvetler sonucu farklı yapıdaki yüzeyler arasında ortaya çıkan oldukça zayıf bir bağlanma türü olarak tanımlanmaktadır (27).

Mekanik Adezyon:

Girintili çıkıntılı yüzeylerin birbiri ile karşılıklı kilitlenmesi esasına dayanan oldukça güçlü bir adezyon çeşididir. Mikroskobik seviyede bir materyalin farklı bir materyal içerisine penetrasyonunu esas alır. Güçlü kilitlenmede hem geometrik hem

de reolojik etkenler rol alır. Mikroskobik porözitenin ve yüzey pürüzlülüğünün neden olduğu mekanik bağlanma geometrik etkenlere örnek iken materyalin akışkan özelliğinden dolayı bir çıkıntı etrafına akması ve büzülerek tutunması ise reolojik etkenlere örnek oluşturur (27).

2.2. Diş Hekimliğinde Adezyon

Adeziv diş hekimliği kavramının temelleri, Buonocore tarafından 1955 yılında ilk kez mineye %85'lik fosforik asit uygulaması sonrasında akrilik rezinin diş minesine bağlantısının arttığının gösterilmesiyle atılmıştır. (28) Korumak için genişlet anlayışını benimseyen Black prensipleri, rezin monomerlerin pürüzlendirilmiş mine yüzeyinde oluşan mikro boşlukları doldurması sonucunda elde edilen mikromekanik bağlanma kavramının tanıtılmasıyla birlikte terk edilmeye başlanmıştır. Minede kabul edilebilir bir bağlanma elde edilmesinden sonra, 1970'lerin sonlarında, dentinin de asitle pürüzlendirilmesi gündeme gelmiş ve günümüzde kullanılan dental adeziv sistemlerin gelişimine öncü olmuştur. (29)

Adezyonun kalıcılığı ve dayanıklılığı birkaç faktöre bağlılık gösterir. Adherentin heterojen olan dokusal özellikleri, kavite preparasyonu süresince oluşan yüzey kontaminasyonu, smear tabakası, adezyona karşı koyan eksternal streslerin gelişimi, bileşim yüzeyindeki yüklerin dağılımı ve adezivin fiziksel-kimyasal özellikleri önemli parametreler arasında yer alır. Ayrıca materyal ve diş dokusu arasındaki adezyonu etkileyen önemli faktörlerden birkaçını da nem, fiziksel stresler, sıcaklık değişimleri, pH, beslenme, çiğneme alışkanlıkları gibi ağız içi şartları meydana getirir. (30)

Minenin Yapısal Özellikleri

İnsan vücudundaki en sert doku minedir. Olgun minenin ağırlıkça %95'i inorganik, %4'ü su ve %1'i organik materyallerden meydana gelir. Hacim bakımından ise %86'sı inorganik, %12'si su ve %2'si organik materyallerden meydana gelir. Organik kısım kollajenden, inorganik yapının büyük bir kısmı ise hidroksiapatit

kristallerinden oluşur. (25,31) Mine prizmaları, minenin histolojik yapı elemanlarıdır ve birbirlerinden 1 μm aralıklarla sıralanan 4-6 μm çapındadırlar. Bu prizmalar mine-dentin sınırından dişin dış yüzeyine doğru uzanırlar. Mine-dentin birleşimine komşu minenin üçte birlik kısmında mine prizmaları kıvrımlı bir yol izlerken; devamındaki üçte ikilik kısmında ise daha düz bir doğrultu izlerler. İnterprizmatik substans mine prizmalarının arasını dolduran bir materyaldir. (32) Daha dış yüzeydeki aprizmatik mine hariç minenin yapısı, derinliğe ve lokalizasyona bakmaksızın hemen hemen homojenlik gösterir. Minenin yüzey enerjisi, yüksek oranda inorganik yapı içermesi nedeniyle dentine göre daha yüksektir (25,33).

Dentinin Yapısal Özellikleri

Dentin dokusu diş yapısının en büyük hacme sahip kısmını oluşturur. Dentin pulpayı korur ve mineyi destekler. Mine devital iken dentin vital bir dokudur. Kollajenden zengin organik matriksin mineralizasyonu sonucu oluşur ve ektomezenşimal kökenlidir (25). Ağırlıkça %70 inorganik, %12 su ve %18 organik materyal içerir. Hacimce %50 inorganik, %25 su ve %25 organik materyal içerir (33). Bu bileşenler intertübüler ve peritübüler dentinde heterojen bir şekilde dağılırlar. Dentini meydana getiren ana yapılar; tübüller, tübüller arasını dolduran intertübüler dentin, odontoblast uzantıları ve peritübüler dentindir.

Dentin tübülleri yüksek derecede geçirgenlik gösterir ve odontoblastik uzantılar ise pulpa ile direk temas halindedir. Tübüllerin çevresinde yüksek derecede mineralizasyon gösteren peritübüler dentin bulunur. İntertübüler dentin ise tübüller arasını doldurur. İntertübüler dentin, peritübüler dentine oranla organik matrikste daha kalın kollajen lifler içerir. Mine-dentin birleşiminde 0,8 μm olan tübül çapları, pulpa yakınlarında 2,5 μm'dir. Dentin tübülleri yaşlanmayla birlikte daralır. Pulpa yakınlarında mm2 'de yaklaşık 45.000 olan tübül sayısı orta kısımlarda yaklaşık 30.000 iken mine-dentin birleşimine yakın bölgelerde ise 20.000'dir (25). Dentin tübülleri yelpaze şeklinde yayılım göstermektedir bu sebeple tübüllerin yüzey alanının %3'ü yüzeyel dentinde yer alırken %25'i derin dentinde yer alır. İntrapulpal basıncın 25-30 mm/Hg olması dolayısı ile tübüller içindeki sıvı devamlı olarak dışarıya doğru

akış gösterir. Dentin nemliliğinin ve tübül çaplarının artması derin dentin dokusuna adezyonu zorlaştıran faktörlerdir (25,33).

2.2.1. Mine Dokusuna Adezyon

Diş hekimliğinin alışılagelmiş uygulamaları arasında restorasyon materyallerinin mine yüzeyine adeziv sistemlerle bağlanması yer alır. Mine yüzeyinin asitle pürüzlendirilmesi sonucu mine yapısında mikropöröziteler meydana gelir ve bu pörözitelere nüfuz eden rezin tagları sayesinde rezinin (mikromekanik) bağlantısı gerçekleşir (33,34).

1955 yılında Buonocore (36) tarafından ortaya konmuş mine dokusuna adezyonu ve adezyon yüzeyini arttırmak için asitle pürüzlendirme işleminin yapılması gerekliliği restoratif diş hekimliğinde yeni bir dönemin başlamasına yol açmıştır. Minenin asitlenmesinin amaçları mineyi temizlemek, minedeki smear tabakasını uzaklaştırmak, prizmatik ve interprizmatik mineral kristallerini uzaklaştırarak mikropöröziteyi ve minenin yüzey enerjisini arttırmak olarak söylenebilir (36). Sıklıkla %35-37'lik fosforik asitle asitleme işlemi yapılır. Diğer asitlerle karşılaştırıldığında fosforik asidin rezinin daha derin penetrasyonunu sağladığı gözlemlenmiştir. Dentin ile uyumu iyi olan daha zayıf asidite gösteren %10'luk maleik asit, %10'luk sitrik asit, %2,5'luk oksalik asit ve %2,5'luk nitrik asidin mine yüzeyinde kullanılması sonucunda minede fosforik asitle oluşan mat-tebeşirimsi beyaz görüntünün olmadığı izlenmiştir (33).

Mine dokusuna asit uygulanmasının ardından smear tabakası kalkar, prizmatik ve interprizmatik mine kristalleri çözülür ve mikropörozite artar, sonuç olarak minenin ıslanabilirliği, yüzey enerjisi ve bağlanma alanı artış gösterir. Bu sebeplerle rezin esaslı restoratif materyaller için ideal bir bağlanma yüzeyi meydana gelir (37).

Mineye adezyon, asit uygulanmış yüzeylere polimerlerin mikromekanik retansiyonu veya hidroksiapatite kimyasal adezyonu ile meydana gelir. Mineye asit uygulanması ile mine yüzeyinde oluşan mikropöröziteler rezin monomerlerin infiltrasyonuna bağlı olarak dental adezivlerin mine ile mikromekanik etkileşimi

meydana gelir. Rezinin mine prizmalarının ve kristallerinin arasına penetre olması sonucu rezin tagları meydana gelir bu durum rezinin mineye adezyonunun temel mekanizmasını oluşturur. Mikrotaglar mine prizmalarının iç yüzeyinde görülürken, makrotaglar ise mine prizmalarının etrafında görülen rezin taglardır. Çok geniş adezyon yüzeyleri ve çok fazla sayıda olmaları nedeniyle mikrotaglar adezyona daha fazla katkıda bulunurlar (38). Rezin penetrasyonunun derinliği yani rezin tagların uzunluğu ile mine-rezin adezyon kuvveti arasında herhangi bir ilişki bulunamamıştır (39).

Kimyasal adezyon, minedeki hidroksiapatitin kalsiyum iyonu ile birleşmesi veya fosfat veya hidroksil grupları ile reaksiyona girmesi sonucu meydana gelir (40). Mineye polialkenoik asitlerin uygulanması ile bu reaksiyonlar gerçekleşir (41).

2.2.2. Dentin Dokusuna Adezyon

2.2.2.1. Sağlıklı Dentin Dokusuna Adezyon

Mine dokusunda olduğu gibi ideal bir adezyon sağlamak dentin dokusunda zordur (22). Dentinin, mineden farklı olarak nemli olması adezyon açısından büyük bir zorluk teşkil eder (23). Dentine adezyonu zorlaştıran faktörler şu şekilde sıralanabilir; mineye oranla organik içeriğin dentinde fazla miktarda olması, protein içeriğinin yüksek olması sonucu meydana gelen düşük yüzey enerjisi, dentin lenfi içeren dentin tübüllerinin varlığı ve kavite preparasyonu sonucu meydana gelen organo-inorganik yapıdaki bir smear tabakasının varlığıdır (25,42).

Diş sert dokularının prepare edilmesi sonucu diş yüzeyinde kalan organik ve inorganik bileşenler ““smear tabakası”” adı verilen bir debris meydana getirir. Smear tabakası hem intertübüler hem de intratübüler geçirgenliği azaltır ayrıca kanal ağızlarına 1-10 µ girerek smear tıkacı (smear plug) adını alır (1). Asit uygulaması ile kolaylıkla uzaklaştırılabilen smear tabakası, mekanik olarak herhangi bir alet ile ya da pomza ile uzaklaştırılamaz (43). Fusayama tarafından 1960’ta dentinin asitlenmesi düşüncesi ortaya atılmıştır. “Conditioning” olarak adlandırılan dentin yüzey koşullarının değiştirilmesi işlemi, EDTA veya asit ile dentin yüzeyindeki smear tabakasının uzaklaştırılması ve yüzeyde kimyasal değişimlerle demineralizasyon

oluşturulmasıdır. Conditioning işlemi için farklı adeziv sistemlerde, %10'luk fosforik asit, %2,5'luk maleik asit, %10'luk sitrik asit, %25'lik nitrik asit konsantrasyonlarından biri kullanılır.

Dentin dokusuna asit uygulanması sonucu smear tabakası ve dentinin 1-10 µm'lik mineral yüzeyi ve dentin kanallarının ağzını tıkayan smear tıkaçları uzaklaştırılmış olur (46,47). Asitleme neticesinde kollajen dokuda meydana gelen nanoboşlukları dolduran rezin materyal, aynı zamanda ortamda kalan hidroksiapatitlerle de karışarak yeni bir yapı meydana getirir (47, 48, 49). Monomerlerin infiltrasyonu, yüzeyin demineralizasyonu sonucu mine, dentin ve sement gibi diş sert dokularında meydana gelen bu yapıya "hibridize diş sert dokuları" ya da "hibrit tabakası", olaya da "hibridizasyon" denir (36, 50, 51).

Hibridizasyon, üç ultramorfolojik yapı gösterir (52, 53). Bu yapılar; lateral tübül hibridizasyonu, halı kılı görünümü ve tübül duvarlarını kaplayan hibrit tabakadır. Lateral tübül hibridizasyonunda dentin kanallarının lateral dallanmalarını örten çok ince bir hibrit tabakası gözlenmektedir. Halı kılı görünümü ise dentin yüzeyine asidik primer uygulaması sonrasında adeziv rezinle kollajen fibrillerin gevşek bağlanması sonucu meydana gelir. Tübül duvarlarını kaplayan hibrit tabakası da Rezin tagların dentin kanalı duvarlarına uzanarak kanalları halka şeklinde sarması sonucu oluşur (47, 50, 52, 53).

Derin dentinde kanal sayısı daha fazladır ve kanal çapı daha geniştir bu sebeplerle adezyon için uygun olan intertübüler dentin miktarı azalır ve dentinin nem oranı artar. Derin dentine bağlanma dayanıklılığının bu sebeplerdan dolayı yüzeyel dentine bağlanmaya göre daha düşük olduğu görülmektedir (25,54). Ayrıca pozitif pulpa içi basıncının bağlanmayı olumsuz etkilediği düşünülür. Dentin yüzeyine sıvı çıkışı pozitif pulpa içi basınç varlığında artış gösterir bu sebeple daha düşük bağlanma dayanıklılığı görülmektedir.

Dentin dokusunda sürekli olarak fizyolojik ve patolojik değişimler meydana gelir. Bunun sonucunda dentinin yapısı, içeriği ve geçirgenliği etkilenir ve neticede adezyon da değişir. Sklerotik dentin ve çürük dentin bu değişikliklerin başlıcalarını meydana getirir (25,31,33).

2.2.2.2. Sklerotik Dentinde Adezyon

Tübüllerin içi ve çevresi hipermineralizedir. Tübüllerin içleri aside karşı dirençli kalsiyum fosfat whitlockite kristalleri ile doludur ve asitle pürüzlendirme işlemi neticesinde çok az demineralizasyon meydana gelir. Bu sebeple sklerotik dentinde rezin uzantılarının gövdeleri mineral kristallerinden oluşur ayrıca huni şeklinde, kısa ve künttür. Tübüllerin içerisinde ve çevresinde çok fazla mineral olması dolayısıyla kimyasal adezyonun avantajından faydalanmak için sklerotik dentinde, cam iyonomer adezivlerin kullanımı önerilir (55).

2.2.2.3. Çürükten Etkilenmiş Dentinde Adezyon

Dentin tübülleri içerisinde, çürükten etkilenmiş dentinde fazla miktarda aside dirençli mineraller bulunur (56). Bu mineraller dentin geçirgenliğini azaltır ayrıca bakteri ve bakteri ürünlerinin pulpaya geçişini önler. Bu tabaka genellikle enfekte değildir ve tekrar mineralize olabileceği için daha konservatif kavite preparasyonları ile korunması tercih edilir.

Etkilenmiş dentinde, aside dirençli mineraller adeziv rezin infiltrasyonunu ve rezin taglarının oluşumunu engeller. Ek olarak etkilenmiş dentinde oluşan smear tabakasının aside dirençli kristaller içerdiği ve self-etch primerin alttaki sağlam dentine difüzyonunu engelleyeceği ifade edilmiştir. Bu sebeplerden dolayı zayıf asitlerle karşılaştırıldığında daha etkili olan %32–37'lik fosforik asit kullanılmasıyla, çürükten etkilenmiş dentin tübülleri içerisindeki mineraller daha iyi çözünerek geçirgenliğin artması sağlanır.

2.3. Dentin Adeziv Sistemlerinin Gelişimi, Kullanımı ve Sınıflandırılması

2.3.1. Dentin Adezivler

Dentin dokusu ile kompozit rezin yüzeyleri arasındaki adezyonu sağlamak, restorasyonun tutuculuğuna yardımcı olmak, mikrosızıntıyı önlemek ve dentin tübüllerinin örtülmesini sağlayarak restorasyon sonrası oluşabilecek dentin hassasiyetini engellemek amacıyla geliştirilen hem dentin dokusu ile hem de kompozit rezinle bağlanabilen ara materyaller dentin adeziv adını alır (57).

Adeziv sistemler, dentin şartlandırıcı (conditioner), dentin primeri ve dentin adezivden meydana gelir. Şartlandırıcı ile primer ve primer ile adezivin birleştiği farklı sistemler de mevcuttur (58).

Dentin Adezivlerin Özellikleri

Adeziv Sistemler, adeziv bağlanmayı gerçekleştirebilmek için kullanılan mine/ dentin bonding sistemleri olarak adlandırılırlar.

Adeziv sistemlerden beklenen özellikler şunlardır:

-Mine ve dentin dokusuna mikromekanik ve kimyasal olarak bağlanabilmelidirler.

- Klinik uygulamaları kolay olmalıdır ve teknik hassasiyet gerektirmemelidirler.

- Biyouyumlu olmalıdırlar.

- Sekonder çürükleri ve mikrosızıntıyı önlemelidirler.

- Polimerizasyon büzülmesi sonucunda ve çiğneme kuvvetleri altında oluşan streslere karşı dayanıklı olabilmelidirler.

- Mine ve dentin dokusunun yanında metal ve porselene de bağlanabilmelidirler.

- Nemli yüzeylere uygulanmaları kolay olmalıdır.

- Dentin kanallarının tümünü ya da bir bölümünü kapatarak post operatif hassasiyeti önlemelidirler (59).

Kavite preparasyonu, diş dokusunun en üst tabakasını değiştirir ve diş yüzeyini smear tabakası (60) adı verilen 1.0 μm'lik bir debris tabakasıyla kaplar. Bununla birlikte, dentin tübüllerinin ağızları, tübülün içine 1-10 mm derinliğe kadar uzanabilen debris tagları tarafından tıkanır ve bu da smear tıkaçları olarak bilinir. Bu smear tıkaçları, parçalanmış ve ezilmiş hidroksiapatite ek olarak parçalanmış ve denatüre kollajenden oluşan smear tabakası ile bitişiktir. Smear tabakasının kalınlığı ve morfolojisi kavite preparasyonları ile ilgilidir, bileşimi ise prepare edilen dokunun özelliklerine sahiptir (bunlar ayrıca bakteri ve tükürük ile kontamine olabilir).

Klinik koşullarda, smear tabakası gerçek bir fiziksel bariyer gibi davranarak dentin geçirgenliğini %86 oranında azaltır (61). Bu smear tabakası engelini aşmak için, dentin yüzeyine kimyasal adezyondan önce belirli bir derecede pürüzlendirme gereklidir. İçerisinde asit bulunan adezivler, sağlam dentin ile bir adezyon kurmada yeterince başarılı olamamışlardır. Smear tabakasından kaynaklanan düşük adezyon kuvvetinin üstesinden gelmek için temel olarak iki seçenek vardır: adezyondan önce smear tabakasının bir etch-and rinse prosedürünü takiben kaldırılması veya self-etch yaklaşım ile smear tabakasının içerisine nüfuz edebilen adeziv materyallerin kullanılması şeklindedir. Total-etch adeziv sistemlerinde, smear tabakası esasen fosforik asit (H3P04) ile çözülür ve ardından durulama ile uzaklaştırılır. Self-etch sistemlerde, smear tabakasını modifiye etmek, bozmak ve/veya çözmek için çeşitli asidik primerler kullanılır ve kalıntılar total-etch sistemlerinde olduğu gibi yıkanmasa da dentin substratı ile doğrudan adeziv etkileşime izin verir. Her iki yaklaşım için de mikromekanik bağlanma, mine ve dentine adezyonun temel mekanizmasıdır.

Adeziv bağlanmada etkili olan smear tabakasının uzaklaştırılması veya modifiye edilmesi hakkında çeşitli görüşler mevcuttur. Bir kısım araştırmacı, smear tabakasının mikroorganizmaların pulpaya ulaşmasında bir bariyer oluşturduğunu düşünmüşler ve smear tabakasının kaldırılması ile dentin geçirgenliğinin 5-10 kat artacağını ifade etmişlerdir. Başka bir grup araştırmacı ise smear tabakasının bakterilerin yerleşmesi ve çoğalması için bir barınak olduğunu bildirmişlerdir (62).

2.3.2. Dentin Adezivlerin Sınıflandırılması

Otoriteler tarafından yıllar boyunca, dentin adeziv sistemler birçok kez sınıflandırılmıştır. Sınıflandırmalar bazen jenerasyon üzerinden, bazense klinik uygulama aşamalarına ve modern adeziv stratejilerine dayandırılarak yapılmıştır.

Adeziv sistemler, adeziv diş hekimliğindeki gelişmelerle birlikte, hiç asit uygulanmayan aşamadan total-etch'e (4. ve 5. jenerasyon) ve sonrasında da self-etch (6., 7. ve 8. jenerasyon) sistemlere doğru gelişme kaydetmiştir (63). Her geliştirilen jenerasyon, prosedür adımlarını en aza indirmeye çalışmış ve bu şekilde klinisyenlerin daha az teknik hassasiyet ile daha kısa sürede restorasyonları tamamlamasına olanak sunmuştur. Ek olarak dentin adezivlerin gelişmiş kimyasal yapılarından dolayı daha iyi bir adezyon sağlanmıştır (64).

Dentin adezivler üç ana grupta sınıflandırılabilir (Tablo 1) (40-43):

Birinci grup tarihsel sınıflandırma olarak isimlendirilir. Birinci, ikinci ve üçüncü jenerasyon dentin adeziv sistemlerden meydana gelir.

İkinci grup smear tabakasında oluşturdukları etkiye göre sınıflandırılır. Smear tabakasının üzerine uygulanan, smear tabakasını modifiye eden, smear tabakasını tamamen uzaklaştıran ve smear tabakasını çözen adeziv sistemler olmak üzere dört alt gruba ayrılır (68).

Üçüncü grup güncel sınıflandırma yani dentin adezivlerin klinikteki uygulama tiplerine göre sınıflandırma olarak da bilinir:

1. Etch&rinse adeziv sistemler

a- 3 aşamalı (4. Jenerasyon)

b- 2 aşamalı (5. Jenerasyon)

2. Self-etch adeziv sistemler

a- 2 aşamalı (6. Jenerasyon)

b- 1 aşamalı (7. Jenerasyon) (All in one)

3. Üniversal (Multi-mode) adeziv sistemler (63).

Tablo 2.1. Dentin adezivlerin sınıflandırılması (65-68)

<table>
<tr><td colspan="3">KRONOLOJİK SINIFLANDIRMA</td></tr>
<tr><td>1. Tarihsel sınıflandırma</td><td>2. Smear tabakasında oluşturdukları etkiye göre sınıflandırma</td><td>3. Güncel (klinikteki uygulama tiplerine göre) sınıflandırma:</td></tr>
<tr><td rowspan="4">Birinci jenerasyon
İkinci jenerasyon
Üçüncü jenerasyon
Dördüncü jenerasyon
Beşinci jenerasyon
Altıncı jenerasyon
Yedinci jenerasyon
Sekizinci jenerasyon</td><td>Smear tabakasının üzerine uygulanan:
Birinci jenerasyon
İkinci jenerasyon</td><td>1. Etch&rinse adeziv sistemler
a- 3 aşamalı (4. Jenerasyon)
b- 2 aşamalı (5. Jenerasyon)</td></tr>
<tr><td>Smear tabakasını modifiye eden:
Üçüncü jenerasyon</td><td>2. Self-etch adeziv sistemler
a- 2 aşamalı (6. Jenerasyon)
b- 1 aşamalı (7. Jenerasyon) (All in one)</td></tr>
<tr><td>Smear tabakasını tamamen uzaklaştıran:
Dördüncü jenerasyon
Beşinci jenerasyon</td><td>3.Sekizinci jenerasyon
adeziv sistemler</td></tr>
<tr><td>Smear tabakasını çözen:
Altıncı jenerasyon
Yedinci jenerasyon</td><td>4.Üniversal (Multi-mode) adeziv sistemler</td></tr>
</table>

2.3.2.1. Birinci Jenerasyon Adeziv Sistemler (Smear Tabakasının Üzerine Uygulanan Adeziv Sistemler)

1955 yılında Buonocore (69); gliserofosforik asit dimetakrilatın hidroklorik asit ile pürüzlendirilmiş mine yüzeyine bağlanabildiğini göstermiştir. Daha sonra Bowen ve Rodriguez (70), N-fenil glisin glisidil metakrilatın (NPG-GMA) dentin ile kimyasal bir bağ oluşturduğunu kuramsal olarak belirtmişlerdir. Bu çalışmalar sonucunda üretici firmalar, 1962 yılında birinci jenerasyon dentin adezivler diye de adlandırılan NPG-GMA kökenli dentin bonding ajanları üretmişler ancak bu jenerasyondaki dentin bondingler hidrofobik bir yapıya sahip oldukları için diş dokularına bağlanma dayanımları düşük olmuştur (2-6 MPa) (71).

2.3.2.2. İkinci Jenerasyon Adeziv Sistemler (Smear Tabakasının Üzerine Uygulanan Adeziv Sistemler)

İkinci jenerasyon adeziv sistemler, 1970'lerin sonlarında tanıtılmış ve birinci jenerasyon adezivlerde kullanılan coupling ajanları geliştirilmeye çalışılmıştır. İkinci jenerasyon adeziv sistemler, mineralize diş yapısındaki kalsiyuma bağlanmayı desteklemek için öncelikle bis-GMA rezinlerine eklenen polimerize edilebilir fosfatları kullanmıştır (72,73). Bağlanma mekanizması, kalsiyum ve klorofosfat grupları arasında iyonik bağ oluşumunu içerir. Bu iyonik bağ, su altında (yine tükürük benzeri) ve hatta dentinin kendi içindeki suda hızla çözünür ve ayrışmaya ve/veya mikrosızıntıya neden olur (72). Smear tabakası kaldırılmamıştır ve bu, ikinci jenerasyonun nispeten zayıf bağlanma kuvvetleri göstermesine yol açmıştır (72). İkinci jenerasyon adeziv sistemler, esas olarak gevşek bir şekilde bağlanmış bir smear tabakasıyla bağlanma girişimlerinin başarısız olması nedeniyle artık kullanılmamaktadır. 4-6 Mpa aralığında düşük bağlanma kuvveti gösterirler (74).

2.3.2.3. Üçüncü Jenerasyon Adeziv Sistemler (Smear Tabakasını Modifiye Eden Adeziv Sistemler)

1970'lerin sonlarında ve 1980'lerin başında, üçüncü jenerasyon adeziv sistemler sunulmuştur. Bu adeziv sistemler çok önemli bir değişiklik getirmiştir: smear tabakasını değiştirmek veya kısmen kaldırmak için dentinin asitle pürüzlendirilmesi amaçlanmıştır (72). Asitle pürüzlendirme sonrasında dentin tübülleri açılır ve asit tamamen durulandıktan sonra bir primerin yerleştirilmesine izin verir. Bu yöntem daha büyük bir bağlanma sağlarken, diş hekimliğinde dentinin aşındırılmaması gerektiği hissi olduğu için tartışmalı olarak kabul edilmiştir. Primer eklendikten sonra hem dentin hem de mine üzerine doldurucusuz bir rezin yerleştirilmiştir. Bu nesilde bağlanmanın zayıf olmasının nedeni, 1988 yılında Tao ve ark.'na göre smear tabakasına etkili bir şekilde nüfuz etmeyen doldurucusuz rezinlerdir (75).

2.3.2.4. Dördüncü Jenerasyon Adeziv Sistemler: (Smear Tabakasını Tamamen Uzaklaştıran Adeziv Sistemler)

Üç Aşamalı Etch&Rinse Adeziv Sistemler

Dördüncü jenerasyon adeziv sistemler, smear tabakasını tamamen ortadan kaldıran ilk sistemdir ve altın standart olarak kabul edilir. Güncel klinik uygulamalarda halen kullanılmaya devam etmektedir (76). Smear tabakası, dentin geçirgenliğini azaltır ve difüzyon bariyeri görevi yapar. Smear tabakasını ortadan kaldıran bu sistemde %30-40'lık konsantrasyonda ortofosforik asit mine ve dentin dokusuna aynı anda uygulanmaktadır (Total-etch). Etch and rinse adeziv sistemler üç veya iki aşamalı olarak kullanılır.

Mineye 20-50 MPa ve dentine 13-80 MPa bağlanma dayanıklılığı gösteren bu adeziv sistem üç ayrı aşama ile uygulanır.

1. Aşama: Mine/dentin yüzey koşullarının değiştirilmesi (Asitle pürüzlendirme),

2. Aşama: Adezyonu güçlendiren ajanların uygulanması (Primer uygulanması),

3. Aşama: Bonding (bağlayıcı) ajanın demineralize mine/dentin yüzeyine infiltrasyonu.

1. Aşama: Mine/Dentin Yüzey Koşullarının Değiştirilmesi (Asitle pürüzlendirme)

Mine/dentin yüzey koşullarının değiştirilmesinin amacı, bonding ajanların mikro mekanik ve kimyasal bağlanmalarını sağlayabilen uygun bir mine/dentin yüzeyi meydana getirilmesidir. Mine ve dentin dokusuna aynı anda (Total-etch) farklı konsantrasyonlardaki fosforik asitler belirli bir süre [minimum (min)= 15 sn, maksimum (maks)= 30 sn] uygulanır ardından asit uygulanan süre kadar yıkanır ve diş yüzeyinden asitin uzaklaşması sağlanmış olur. Asitle pürüzlendirme işlemi neticesinde, minedeki smear tabakası kaldırılır ve böylece mine yüzeyinden yaklaşık 10 μm kalınlığında aprizmatik tabakası uzaklaştırılır. Asitle pürüzlendirme işlemi sonucunda, yaklaşık 5-50 μm derinlikte, çok sayıda mikroskobik girinti ve çıkıntılar oluşturulur böylece yüzey alanı artırılır ve mine dokusunun kritik yüzey gerilim değeri (KYG); 72 dynes/cm'ye yükselmiş olur. Bu faktörlerin hepsi kompozit rezin ile kavite duvarları arasında bir uyum sağlayarak restorasyonun tutuculuğunu artırır ve büyük ölçüde kenar sızıntılarının azalmasına yol açar.

Genellikle %37'lik ortofosforik asit asitle pürüzlendirme için tercih edilir. Silverstone ve ark. (78), mine dokusunun ortofosforik asit ile pürüzlendirilmesi sonucu, asit konsantrasyonuna ve uygulama süresine bağlı olarak üç tip pürüzlendirme meydana geldiğini Scanning Electron Micrograph (SEM) çalışmaları ile ortaya koymuşlardır. Birinci tip pürüzlendirmede, mine prizmalarının iç kısımları çözünerek uzaklaştırılır ve bal peteği görünümü ortaya çıkar, ikinci tip pürüzlendirmede ise mine prizmalarının periferleri çözünerek uzaklaştırılır ve kaldırım taşı görüntüsü oluşur, üçüncü tip pürüzlendirmede ise, prizmaların morfolojisine uyum göstermeyen bir çözünme olur ve daha silik bir görünüm elde edilir (77). Mine dokusunda hidroksiapatit kristalleri düzenli bir dağılım gösterir, dentin dokusunda ise organik matriks içerisinde rastgele dağılmış haldedir. Dentin dokusundaki hidroksiapatit kristalleri mine dokusundaki kristallere oranla daha küçüktür ve daha az kalsiyum ve karbonat içerir. Bu sebeple, dentin dokusunun mineralizasyonu mine dokusundan az iken, sement ve kemik dokusundan ise daha fazladır.

Dentin dokusu içerisinde, içi sıvı dolu çok fazla sayıda tübüller/ kanalcıklar mevcuttur. Bu tübüller ve kanalcıklar pulpa dokusundan başlar, dentin dokusu içinden geçer ve mine-dentin sınırına ulaşır. İyi mineralize olmuş peritübüler dentin ile tübüller sarılmıştır. Tübüller arasında ise mineralizasyonları peritübüler dentinden daha az olan intertübüler dentin mevcuttur. 25- 30 mm civa basıncı (34-40 cm su basıncı) ile pulpa dokusundan dış yüzeylere doğru tübüllerin içindeki sıvı itilir. Dentin dokusu bu sebeple her zaman nemliliğini korur (77). Dentin dokusu dinamik yapıdadır ve devamlı bir sıvı alışverişi vardır. Dentin dokusunun protein oranı mineye göre yüksektir bu sebeple KYG değeri (KYG=44.8 dynes/cm) mine dokusuna göre daha düşük seyreder. Dentin dokusunun yüzey enerjisi düşüktür bu durum dentin dokusunun ıslanabilirliğini azaltır bu sebeple de bağlanmayı zorlaştırır.

Dentin dokusunun içeriği (dentin tübüllerinin yoğunluğu, çapı, peritübüler ve intertübüler dentin oranı), dentin kalınlığı ve yapısı (demineralize/ sklerotik), smear tabakası ve yaş dentin adezyonunda rol oynayan ana faktörleri oluşturur. Yüzeyel veya derin kavitelerde dentin tübüllerinin çap ve sayısı, adeziv bağlanma dayanımını etkileyen faktörlerdir. Tübüller hacimce, mine-dentin sınırındaki dentinin %4'ünü meydana getirirken pulpa yakınındaki dentinin %28'ini oluşturmaktadır. Mine-dentin birleşiminde 0,8 μm olan tübül çapları, pulpa yakınlarında 2,5 μm'dir. Pulpa yakınlarında mm2 'de yaklaşık 45.000 olan tübül sayısı orta kısımlarda yaklaşık 30.000 iken mine-dentin birleşimine yakın bölgelerde ise 20.000'dir (36). Bu faktörlere bağlı olarak pulpa dokusuna daha yakın olan derin dentin yüzeylerinde adeziv bağlanma dayanımının daha düşük olduğu görülür (77).

Kavite preparasyonu sırasında döner aletler veya kesici el aletleri kullanılarak dokuların uzaklaştırılması işlemi sonucunda oluşan smear tabakası dentin dokusuna asit uygulanması ile ortadan kaldırılır, smear tıkaçları (plug) uzaklaştırılır, dentin tübüllerinden dentin yüzeyine doğru bir sıvı akışı gerçekleşir ve dentin dokusunun geçirgenliğinin 5-20 kat kadar arttığı gözlemlenir. Asit uygulanması sonucunda dentin dokusunun KYG değerinde (44,8 dynes/cm) bir düşme gerçekleşir (29,48 dynes/cm) (77). Adezyon KYG değerindeki bu düşüşten dolayı olumsuz yönde etkilenir. Adeziv sistemlerin ikinci aşamasında uygulanan primerin amacı düşen KYG değerini artırmaktır.

2. Aşama: Adezyonu Güçlendiren Ajanların Kullanılması

Asit uygulanması sebebiyle yüzey koşulları değiştirilmiş mine/dentin yüzeyine, ıslanabilirliği nedeniyle yüzey enerjisini arttırmak için HEMA monomeri içeren primer uygulanır. Primer olarak HEMA'nın dışında birçok monomer tercih edilir. Primer molekülleri bipolar yapıdadır ve farklı iki fonksiyonel grup içermektedir. Hidrofilik olan grup nemli dentin ile etkileşime girer, hidrofobik grup ise adeziv ile bağlantı meydana getirir. Primerler; su, etanol veya aseton gibi çözücülerde çözünen, adezyonu geliştirici materyallerden oluşur (77).

Asitle pürüzlendirme aşamasının ardından primer, bir mikrobrush ile dentin yüzeyine iki veya vakaya göre daha fazla katlar halinde parlak bir yüzey elde edilinceye kadar uygulanır, ardından 5-10 saniye hava ile kurutulmalıdır. Kurutma işlemi sırasında dikkat edilmesi gereken nokta, adeziv içeriğinde bulunan çözücülerin (aseton, etanol) tam olarak buharlaştırılmasıdır. Primerin görevi, kollajen fibrillerin dizilişlerini değiştirerek adeziv bağlanma için yüzeyi hazırlaması ve ardından monomer penetrasyonunun daha etkili olmasını sağlamasıdır. Primer, asit uygulanmış dentin dokusundaki artık smear tabasından geçerek aseton ve/veya etanolün uçucu özelliği nedeniyle dentin yüzeyinde bulunan su ile yer değiştirir, ardından kollojen fibriller arasında eriyen, hidroksiapatit kristallerinin bıraktığı nano boşlukları doldurur.

3. Aşama: Bonding Ajanın Demineralize Mine/Dentin Yüzeyine İnfiltrasyonu

Bu aşamada mine/dentin yüzeylerinin asitleme işlemi ile yüzey koşulları değiştirilir, ardından primer ve rezine bağlanan bonding ajanlar uygulanır. Makrotag, bonding ajanların interprizmatik boşluklara penetrasyonu sonucu mine prizmalarının dış yüzeyleri arasında oluşan rezin taglarına verilen isimdir. Mikrotag ise intraprizmatik boşluklara penetrasyonu ile ağ biçiminde oluşan çok sayıdaki rezin taglar olarak tanımlanır (79,80). Mine dokusunda mikromekanik bağlanmadan makro ve mikrotaglar sorumludur. Mikrotag'ların adezyona katkıları temas alanlarının genişliği ve sayılarının çokluğundan dolayı makrotaglara kıyasla daha fazladır. Tag uzunluğunun adezyonda önemli bir rolünün olmadığı bildirilmiştir ayrıca yapılan

çalışmalar neticesinde kabul edilebilen tag uzunluğu ortalama 10-30 μm olarak belirtilmiş ve daha uzun tagların boyun bölgelerinden kırılabildiği belirtilmiştir (81). Bir mikrobrush ile primer uygulanır, hafifçe hava sıkılarak ince bir film tabakasının oluşması sağlanır ve sonrasında polimerizasyon gerçekleştirilir. Bu şekilde primer sürülmesi sonrası oluşan hibrit tabaka, bağlayıcı ajan ile birlikte polimerize edilmiş olur.

Üç aşamalı etch and rinse adeziv sistemler (dördüncü jenerasyon) günümüzde hala altın standart olarak kabul edilir. Birden fazla uygulama adımı ve teknik hassasiyet gerektirmeleri sebebiyle karmaşık ve zaman alıcı olabilir. Bu sebeplerle klinisyenler, daha basit ve teknik hassasiyet gerektirmeyen adeziv sistemleri talep etmeye başlamıştır (65)

2.3.2.5. Beşinci Jenerasyon: (Smear Tabakasını Tamamen Uzaklaştıran Adeziv Sistemler)

İki aşamalı Etch&Rinse Adeziv Sistemler

İki aşamalı sistemlere geçilmesiyle birlikte üç aşamalı sistemlere göre uygulama basitleştirilmiş olup klinisyenler tarafından da yaygın olarak tercih edilmeye başlanmıştır. Bu sistemde, mine/dentin yüzey koşullarının değiştirilme aşamasından (1. aşama) sonra primer ve bonding ajan (adeziv rezin) uygulama aşamaları (2. ve 3. aşama) birleştirilmiştir ve hidrofilik ve hidrofobik monomerler aynı şişe içinde biraraya getirilmiştir (2. aşama). Mine dokusuna olan bağlanma dayanım değerleri (35-45 MPa) üç aşamalı adeziv sistemlerle aynı olmasına rağmen dentin dokusuna olan bağlanma dayanım değerleri (30-35 Mpa) mineden daha düşük bulunmuştur (82).

İki aşamalı etch and rinse adeziv sistemlerde, ilk adımda %30-40'lık orto fosforik asitle mine (30 saniye) ve dentin dokusu (15 saniye) aynı anda pürüzlendirilir (total-etch), sonrasında su ile durulanır. Mat bir görüntü elde edilene kadar mine hava ile kurutulur (15-10 sn). Dentin dokusunda ise aşırı nem hafif hava (15-10 sn) ya da kuru bir pamuk pelet (2-5 sn) ile alınır ve nemli bir dentin yüzeyi elde edilmek istenir. İkinci adımda ise iki veya olguya göre daha fazla katlar halinde parlak bir yüzey elde edilene kadar fırça ile tek bir şişe içerisinde birleştirilmiş primer ve bonding (adeziv)

ajan uygulanır, ince bir tabaka oluşturacak şekilde kaviteye yayılmasının sağlanması amacıyla hafif şekilde hava sıkılır (5-10 sn) ve sonrasında polimerize edilir. Nemli bağlanma dayanımı açısından, dentin dokusunun nemli olması gerekir (83). Aşırı kurutulan demineralize dentin dokusunda, kollajen fibrillere destek veren su buharlaşır ve kollajen ağda orjinal hacminden yaklaşık 1/3 oranında büzülme gerçekleşir. Lifler arası boşluklar daralır ve hibrit tabakanın oluşması engellenir. Aseton esaslı adeziv sistemlerin bağlanma dayanımlarının dentin yüzeyindeki nem miktarından etkilendiği yapılan çalışmalarla gösterilmiştir (77).

Primer içindeki polialkenoik asidin, dentin dokusundaki kalsiyum ile bir bağ oluşturduğu ve nem varlığının iyon alışverişini kolaylaştırdığı günümüzde kabul görmektedir. Nem: asit uygulandıktan sonra kollajen liflerin artan elastisite modül değerini azaltarak esneklik kazandırır, kollojen lifleri destekler ve lifler arasındaki nano düzeydeki boşlukları genişleterek monomerin bu alanlara infiltrasyonunu kolaylaştırır. Aşırı kurutulmuş dentinin tekrar nemlendirilmesi (re-wetting) işlemi, büzülen Tip 1 kollajenin eski hacmine geri dönmesine yardımcı olur ve buna bağlı olarak kollajen ağ genişler. Uniform parlak bir dentin yüzeyi, aşırı nemli (over-wet-20 pL) veya aşırı kuru (over-dry-4 pL) dentin yüzeyleri yerine klinik olarak kabul edilen nemli dentin yüzeyidir (26).

2.3.2.6. Altıncı Jenerasyon: (Smear Tabakasını Çözen Adeziv Sistemler)

İki Aşamalı Self-Etch Adeziv Sistemler

Asidik primer ile adezivin iki ayrı aşamada uygulandığı bir sistemdir. İlk adımda zayıf asidik primer, smear tabakası ile kaplı dentin yüzeyine uygulanır ve biraz beklenir böylece çözünen smear tabakasının bağlanmaya katılması ve primerin interkollojen boşluklara yeterli penetrasyonu sağlanır. Daha sonra hafif hava sıkılarak kaviteye yayılması sağlanır ve bir ışık kaynağı ile polimerize edilir. Üretici firmaların önerileri doğrultusunda gerekli görülmesi durumunda bu işlem tekrarlanabilir. İkinci adımda ise adeziv uygulanır ve ışıkla polimerize olması sağlanır.

Self etch adeziv sistemlerin geliştirilmesindeki amaçlar şu şekilde sıralanabilir; smear tabakasının dentin ve pulpa dokusunu bakteriyel irritasyonlara karşı korumak, tübüller içindeki sıvı hareketlerini ve dentin geçirgenliğini azaltmaktır. Smear tabakasını ortadan kaldırmayıp bu tabakayı çözmeye çalışmak self etch adeziv sistemlerin çalışma prensibidir. Bu sistemde, etch and rinse adeziv sistemlerdeki gibi ayrı bir asitle pürüzlendirme, yıkama ve kurutma aşamalarının olmaması klinisyenlere vakit kazandırır. Ayrıca nemli bağlanma (wet-bonding) yöntemi uygulanmadığı için ve dentin nemindeki değişikliklere (over-wet, over-dry) bu sistemin duyarlı olmaması nedeniyle uygulama sırasında yapılabilecek hata ihtimali de azalmış olur (26).

Self etch adeziv sistemler, kullanılan zayıf asidik primerlerın pH derecelerine göre de kendi içerisinde sınıflandırılır:

- Ultra-hafif self etch adezivler (pH>2,5)
- Hafif self etch adezivler (pH≥2),
- Orta self etch adezivler (pH~1,5)
- Kuvvetli self etch adezivler (pH≤1) (30)

Kullanılan asidik primerler, smear tabakasını ortadan kaldırmaz ve smear tıkaçlarının minimum düzeyde çözünmesine yol açar ayrıca dentin dokusunu kısmen demineralize ederek monomerin dentine infiltrasyonunu sağlar. Etch and rinse adeziv sistemler kadar, self etch adeziv sistemler mine dokusunda etkili bir pürüzlendirme meydana getirmez. Bu sebeple mine ile olan adezyonu arttırmak için mineye asit uygulaması önerilir (84).

Etch and rinse adeziv sistemlerle oluşan hibrit tabakanın kalınlığına göre, bu sistemlerde oluşan hibrit tabakasının kalınlığı daha incedir (0,5-1,5 µm) ve uniform bir yapıya sahiptir. Smear tabakası ile iç içe geçmiş uniform bir hibrit tabakasının oluştuğu “hibridizasyon” adezyon mekanizmasının temelini oluşturur. Hibridize smear tabakası olarak da bilinen hibrit tabakanın üst kısmı, rezin monomerlerin demineralize olmuş smear tabakasına infiltrasyonu sonucu oluşur. Gerçek bir hibrit tabakası olan smear tabakasının alt kısmı ise rezin monomerlerin kollajen ağına infiltrasyonu sonucu oluşur (77).

Self etch adeziv sistemler, her ne kadar total etch sistemlerine göre daha ince bir hibrit tabaka oluştursalar da bu sistemlerin iyi bir bağlanma dayanımı oluşturmalarının, içeriklerindeki bazı monomerlerin kalan hidroksi apatit kristalleri ile kimyasal bağ yapabilmelerinden kaynaklandığı ifade edilmiştir (85). Ayrıca self etch adeziv sistemler, bakteri içeren smear tabakasını tamamen ortadan kaldırmadığı için ağız içindeki bakterilere, özellikle de S. Mutans'a, karşı kuvvetli bir antibakteriyel aktivite gösteren, polimerizasyondan sonra da etkisini devam ettiren, bir quaterner amonyum analoğu olan, 12- metakriloksidopridinium bromid (MDPB-12-methacryloyloxydode cylpridinium bromide) içerebilir (86).

2.3.2.7. Yedinci Jenerasyon: (Smear Tabakasını Çözen Adeziv Sistemler)

Tek aşamalı Self-Etch Adeziv Sistemler

Tek aşamalı self etch adeziv sistemlerde asit, primer ve bonding aşamaları tek bir şişede birleştirilmiş olup yıkama gerektirmez bu nedenlerle klinik uygulama aşamaları azaltılmıştır ve giderek artan bir popülariteye sahiptir. Klinik uygulama aşamalarının azaltılması, hekimler için bu sistemi daha kolay bir şekilde uygulanabilir hale getirmiştir (62). Tip 1 tek aşamalı adeziv sistemler, iki komponentlidir ve uygulamadan önce karıştırma işlemi yapılır. Tip 2 tek aşamalı (all-in-one) adeziv sistemler, tek komponentlidir ve karıştırma işlemine gerek duyulmaz (88).

Tek aşamalı adeziv sistemler, klasik adeziv sistemlere kıyasla kompozite doğrudan temas eden polimerize edilmemiş iyonik monomerlere sahiptirler (64). Self-cure kompozitlerle, tek aşamalı adeziv sistemlerin arasındaki uyumsuzluğun nedeni kısmen bu reaksiyona girmemiş asidik monomerlerdir (89). Tek aşamalı adeziv sistemler yarıgeçirgen membran gibi davranma eğilimine sahiptirler (88), bu durum da rezin-dentin arayüzünün hidrolitik degradasyonuna (sulu ortamda bozulmasına) yol açmaktadır (90).

Tek aşamalı adeziv sistemler, mine dokusunu demineralize etmek ve smear tabakasını çözebilmek için yeterli asiditeye sahip olmalıdırlar bu nedenle genellikle organofosfat ve karboksilat yapısında olan rezin monomerlerine sahiptirler (91). Ek

olarak içerisinde yüksek oranda asidik hidrofilik monomer ve asidik monomerlerin iyonize olmasını sağlayan su (%5-50) bulunur. İçeriklerinden dolayı hidrolize olmaya, hidrolitik degradasyona ve kimyasal bozulmaya yatkınlık gösterirler (87,90). Polimerize edilmiş adezivin geçirgenliği, dentinden su geçişine izin verir ve kompozit-adeziv ara yüz boyunca hidrolitik bozulmaya yol açan su kabarcıkları meydana getirir (88). Su kabarcıkları, kurutma işlemi sırasında polimerize olmamış adeziv içinde kalan, yeterli derecede buharlaşmamış serbest suyun bir göstergesidir.

Tay ve Pashley (36), ilk kez Sano ve ark.'nın (91) polimerizasyon öncesi rezin infiltrasyonunun yetersiz olduğu kısımlarda rastladıkları mikroskobik oluşumların, adeziv-dentin ara yüzüne tutunmuş, adezivin iyonik yapısına, hidrofilikliğine ve kalınlığına bağlı olarak değişkenlik gösteren su ağacı (water-tree) görünümünde su kitleleri olduğunu ifade etmişlerdir (92). Nano sızıntı oluşumuna neden olan bu su kitleleri, hibrit tabakadan başlayarak adeziv-kompozit ara yüzüne ulaşır, adeziv ve hibrit tabakada suyun hareketine izin verir. Transmisyon elektron mikroskobu ile bu su kitlelerinin benekli (spotted) veya ağsı (retiküler) görüntüler oluşturduğu görülmüştür (93). Su kitleleri polimerizasyon reaksiyonunun tam olarak gerçekleşmesine ve adeziv içeriğindeki HEMA'nın hidrojel oluşumunu tamamlamasına engel teşkil eder (92). İki aşamalı self etch adezivler, tek aşamalı self etch adezivlere göre daha az geçirgen ve daha hidrofobik oldukları için böyle bir sorunla karşılaşmamışlardır (77).

2.3.2.8. Sekizinci Jenerasyon Adeziv Sistemler

İlk kez 2010 yılında tanıtılan ve nano boyutta partikül içeren sekizinci jenerasyon adeziv sistemler (90), tek bileşenlidir ve yapılarında ortalama partikül büyüklüğü 12 nm olan nano doldurucular bulunur. Nano doldurucular, rezin monomerlerin penetrasyonunu artıran ve adeziv sistemlerin mekanik özelliklerini geliştiren hibrit tabakanın kalınlığını arttırırlar (94,95). Nano-bağlayıcı ajanlar, daha iyi mine ve dentin bağlanma dayanımı ve stres emilimi gösteren ve daha uzun raf ömrüne sahip nano doldurucu çözeltileri olarak bilinirler (64).

Sekizinci jenerasyon adeziv sistemlerin yapısında asidik hidrofilik monomerler de bulunmaktadır. Bu adeziv sistemlerin en önemli avantajı, sonradan tükürük veya nem ile kontamine olmuş olsa bile asitlenmiş mine yüzeyine kolaylıkla uygulanabilmeleridir (96). Nano partiküllerin çapraz bağ gibi davranmasıyla, boyutsal değişiklikleri azaltacağını iddia eden üretici firmalar vardır (97,98). Adezivin viskozitesini ve rezin monomerlerinin kollajen lif boşluklarına nüfuz etme yeteneğini, nano doldurucuların tipi ve yapıya dahil edilme şekli etkiler. Ağırlıkça %1,0'dan daha fazla olan ve boyutları 15-20 nm'den daha büyük içeriğe sahip olan bu sistemler adezivlerin viskozitesinin artmasına yol açabilir ve nemli yüzey üzerinde doldurucuların kümelenmesine de sebep olabilir. Meydana gelen kümelenmeler, çatlaklara ve bağlanma kuvvetinde azalmaya sebep olabilirler (98).

2.3.2.9. Universal (Multi-mode) Adeziv Sistemler

2011'den bu yana universal adeziv sistemler kliniklerdeki yerini almıştır. Bu adezivler, multi-mode veya çok amaçlı adezivler olarak da isimlendirilirler. Universal adezivler; self etch adezivler, etch and rinse adezivler veya dentin dokusunda self etch adeziv ve mine dokusu üzerinde etch and rinse adeziv (ki genellikle minenin selektif olarak asitlendirilmesi olarak adlandırılan bir teknik) gibi farklı şekillerde kullanıma sahiptirler (94,95,99). Universal adezivler, total etch veya selektif etch yaklaşımlarının uygulanmasına imkan tanımak ve tek aşamalı self etch adezivlerin zayıf özelliklerini iyileştirmek, mine dokusunda dayanıklı bir bağlanma elde etmek amacıyla geliştirilmiştir. Bu adezivlerle yapılan çalışmalar neticesinde bağlanma dayanımları ile ilgili iyi sonuçlar elde edildiği ifade edilmiştir (94,100).

Universal adezivlerin çoğu, tek aşamalı self etch adeziv sistemlerden (all-in-one) yola çıkılarak tasarlanmıştır. Universal adezivlerin formülasyonlarında, hidrofilik asidik monomerleri iyonize etmek için suya ihtiyaç duyulur (94). Güncel universal adezivlerin pH'ları 2,2 ile 3,2 arasında ürüne göre değişiklik gösterir (101,102). Universal adezivlerin bu pH aralıklarında, mine dokusuna özellikle prepare edilmiş mineye bağlanma konusunda etkili olamayacakları yönünde endişeler var iken, dentin dokusu ile bağlanma açısından değerlendirildiğinde çok etkili olabileceği

düşünülmüştür (90,103). Geleneksel tek aşamalı self etch adezivlerle benzer içeriğe sahip olan universal adezivler, hidroksiapatit içerisindeki kalsiyuma bağlanan karboksilat veya fosfat monomeri içerirler. Metakriolololoksidesil dihidrojen fosfat (10-MDP), silan, poliakrilik asit gibi monomerler de yapılarına ilave edilmiştir.

Universal adezivlerde bulunan 10-MDP monomeri, hem mine hem de dentin dokusunuda var olan hidroksiapatite kimyasal olarak bağlanma sağlar (85). Ayrıca, bu sistemler diş dokularına bağlanmayı artırabilen BPDM, PENTA (104) ve polialkenoik asit kopolimeri içerirler (75). Universal adeziv sistemlerinin matriks yapısı; hidrofilik HEMA, hidrofobik UDMA ve Bis-GMA monomerlerinin kombinasyonundan oluşmaktır. Bu özelliklerin kombinasyonu sonucunda universal adezivler, çeşitli yüzey koşulları altında, hidrofilik diş dokusu ve hidrofobik kompozit rezin arasında bir köprü oluşturmayı sağlarlar. Universal adezivlerin formülasyonlarında yer alan silan, kompozit rezinlerin cam seramiklere bağlanma aşamasında silanizasyon işlemini elimine etmektedir (64). Bu sistemlerin çok yönlü kullanımları; öncelikle geleneksel etch and rinse tekniğinin avantajlarını içermektedir. Ayrıca, bu bonding sistemini kullanan klinisyenler, hem selektif etch hem de self etch tekniklerini uygulanma olanağı bulurlar. Bu nedenle, universal adezivler, 7. Jenerasyon dentin bonding sistemlerinden çok daha geniş uygulama alanına sahiptirler. Universal adezivler ek olarak, diş dokularına bağlanmayı artırabilen BPDM, PENTA (74) ve polialkenoik asit kopolimeri içermektedirler (105).

Üretici firmalar, üniversal adezivlerin direkt ve indirekt restorasyonların uygulanmasında ayrıca self-cure, light-cure ve dual-cure rezin bazlı simanlara, metale, zirkonya, porselen ve kompozite bağlanmalarında da uyumlu olduklarını bildirmişlerdir (65). Universal adezivlerin en büyük dezavantajı diğer tek aşamalı self etch adezivler gibi su içermesi ve bunun sonucunda da hidrolitik yıkımın meydana gelmesidir. Bu sebepten polimerize olan universal adezivin üzerine hidrofobik bir rezin uygulaması önerilir. Tüm tek aşamalı adezivler için suyun varlığı sorun yarattığı için etanol üzerinde çalışmalar devam etmektedir (94).

2.3.3. Cam İyonomer Esaslı Adezivler

Rezin ve cam iyonomer teknolojisinin birleştirilmesi sonucu, rezin kompozitleri diş dokusuna bağlayan rezin modifiye cam iyonomer adezivler ortaya çıkmıştır. Herhangi bir yüzey işlemi yapılmadan diş dokusuna kendi kendine bağlanabilen (self-adeziv) yegâne materyal cam iyonomerdir (60).

Cam iyonomer adeziv sistemlerin, polikarboksil bazlı polimerin yüksek molekül ağırlığı sayesinde kendi kendine bağ yapabilme yeteneği rezin bazlı self-etch adeziv sistemlerden farklılık göstermesine neden olur (33). Bu adeziv sistemler, kırılan kimyasal bağları tamir etme yeteneğine sahiptir ve üstün kavite örtücülük özellikleri nedeniyle mikrosızıntıya daha dirençli olduğu iddia edilir. Flor iyonu salma özelliği nedeniyle de karyostatik özelliğe sahiptirler (106).

2.4. Kompozit Rezinler

Diş hekimliğinde kompozit, inorganik doldurucu ile birlikte organik bir matriksin pat formundaki hali için kullanılan bir terimdir (107). 1962 yılında Dr. Rafael Bowen (26) tarafından tanıtılmış ve günümüze kadar önemli gelişmeler göstermiş olan kompozit rezinler, mine ve dentin dokusuna adezyon ile bağlanır.

Restoratif diş hekimliğinde, estetiğin daha fazla önem kazanması ve daha az kavite preperasyonu gerektirmesi, kompozitlerin kullanımını yaygın hale getirmiştir (108). Günümüzde kompozit rezinler, anterior ve posterior dişlerde kaybedilen diş dokusunun iade edilmesi, diş renginin ve konturunun değiştirilmesi ve bu sebeple estetiğin geliştirilmesi amacıyla rutin kullanıma sahip başlıca estetik restoratif dolgu materyali olarak yerini almıştır (109).

2.4.1. Kompozit Rezinlerin Yapısı

Diş hekimliğinde kullanılan kompozit rezinler organik rezin matriks, inorganik doldurucular ve bağlayıcı ajan olmak üzere 3 ana bileşenden oluşmakla birlikte,

matriks faz içinde dağılmış olarak bulunan doldurucu partiküllerin silan ajanı ile bağlanması sonucu meydana gelirler (110).

2.4.1.1. Organik Rezin Matriks

Kompozit rezinin kimyasal olarak aktive olan kısmıdır. Polimerizasyon reaksiyonu sonucunda katı bir polimere dönüşmektedir (110). Bu faz içinde monomerler, komonomerler, inhibitörler, polimerizasyon başlatıcıları ve ultraviyole (UV) stabilizatörleri bulunmaktadır (111).

Organik rezin matriks, polimerizasyon reaksiyonu sonucunda katı bir polimere dönüşmektedir ve kompozit rezinin kimyasal olarak aktive olan kısmıdır (110). Organik rezin matriks içerisinde; monomerler, komonomerler, inhibitörler, polimerizasyon başlatıcıları ve ultraviyole stabilizatörleri (UV) bulunmaktadır (111).

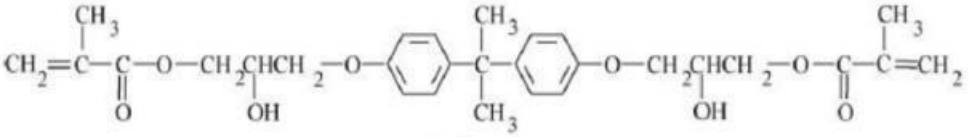
Metil metakrilat rezinler, diş hekimliğinde ilk kullanılan monomerlerdir. Metil metakrilat şeffaf olarak görülen bir sıvıdır ve karbon karbon çift bağlarının oluşturduğu bir mekanizma ile polimerize olarak, polimetilmetakrilatı meydana getirir. Başlangıçta protez yapımında kullanılan polimetilmetakrilat, daha sonra indirekt dolgu yapımında kullanılmıştır. Akrilik rezinlere benzer şekilde su emilimi fazladır, ayrıca kloroform ve aseton gibi organik çözücülerde çözünme özelliği mevcuttur. Ek olarak yüksek polimerizasyon büzülmesi, termal genleşme katsayısının yüksekliği, renklenme, sekonder çürük oluşumu gibi dezavantajları da bulunmaktadır. Dezavantajları sebebiyle, metil metakrilat yerini Bisfenol A glisidil metakrilata (Bis-GMA) bırakmıştır.

R. Bowen (1962) tarafından geliştirilmiş olan bu monomer; dimetakrilat monomeri bisfenol A ile glisidil metakrilatın reaksiyona girmesi sonucu oluşur (111, 112). Moleküler ağırlığının (512 g/mol) fazla olmasından dolayı oldukça vizköz bir yapıya sahiptir. Polimerize olmuş durumdaki bir Bis-GMA; yüksek basma dayanımı, düşük su emilimi gösterir ve sert bir yapıya sahiptir (113). Bis-GMA'nın viskozitesi yüksektir ve saf bir yapısal sentez oluşturamaz, bu dezavatajlardan dolayı daha iyi

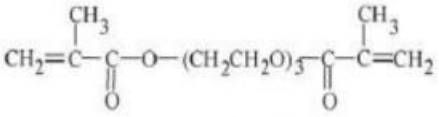
adezyon sağlayan ve renk değişimine dirençli olan üretan dimetakrilat (UDMA) monomeri geliştirilmiştir (114).

Monomer dönüşüm oranının arttırılması ve kompozitin renk değişimine daha dirençli hale gelmesi amacıyla polimer matriks içerisine UDMA eklenmiştir. UDMA'nın molekül ağırlığı (470 g/mol) Bis-GMA'nınkine oldukça yakındır. UDMA, Bis-GMA ile birlikte kullanıldığında materyalin monomer dönüşüm oranının ve bükülme dayanımının arttığı görülmektedir. Buradaki artış, UDMA moleküllerinin daha esnek ve zayıf moleküller arası bağ kurması ile açıklanabilir (115).

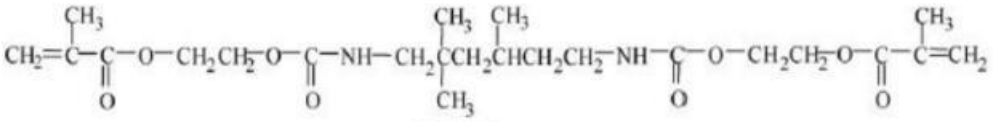
UDMA ve Bis-GMA yüksek viskositelere sahip oldukları için yoğunluğun seyreltilebilmesi amacıyla yapıya daha az viskoziteye sahip olan monomerler eklenmiştir. Bu sebeple daha çok trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) kullanılmaktadır (116). Bis-GMA gibi iki ucunda iki reaktif çift bağa sahip olan TEGDMA'nın, molekül ağırlığı (286 g/mol) ve vizkozitesi oldukça düşüktür; fakat çift bağlarının daha kısa olması, büzülmesini %15 gibi bir orana yükseltir. Bu sebeple Bis-GMA ile birlikte kullanıldığında vizkozitesi kontrol edilebilir hale gelir ve büzülmesi %3-5 arasında yer alır. Ek olarak esneklik özelliği ile monomer dönüşüm oranını da arttırmaktadır (117).



Bis-GMA



TEGDMA



UDMA

Şekil 2.1. Kompozit rezinlerin organik matriksinde kullanılan monomerlerin yapısı

a) İnhibitörler

İnhibitörler, kompozit dolgu maddelerinin ısı, ışık ve diğer kimyasal yollarla kendi kendine polimerize olmasını engellemek amacıyla organik matriks içine konan fenol türevi birleşiklerdir (118). 4-metoksifenol ve 2,4,6-tersiyerbütil fenol yaygın olarak kullanılır. Rezin sistemlerin yapısına katılmasındaki amaç, monomerlerin spontan olarak polimerize olmasını engellemektir. Monomerlere göre, inhibitörlerin serbest radikallerle reaksiyona girme potansiyeli daha fazladır. Materyal gün ışığına maruz kaldığında, inhibitörler serbest radikallerle monomerlerden önce reaksiyon oluştururlar. Bu durum kompozit rezinlerin raf ömürlerini uzatmakla birlikte, uygun çalışma süresinin sağlanmasına yardımcı olur (119).

b) Polimerizasyon başlatıcılar (initiatör/akseleratör)

Otopolimerizan kompozitlerde dibenzol peroksit initiatör (başlatıcı) etki yaparken, [N, N-bis(2hidroksietil)-p-toludin] gibi aromatik tersiyer aminler akseleratör (hızlandırıcı) etki yapmak amacıyla kullanılır. Görünür ışıkla polimerize olan kompozitlerde, 450-500 nm dalga boyundaki ışığı absorbe ederek polimerizasyon başlatan initiatörler kullanılır. Alfa-diketon olan kamferokinon, en fazla kullanılan initiatördür. Kamferokinon, ışığın etkisiyle harekete geçer ve amin ile reaksiyona girip serbest radikaller meydana getirir (118, 120).

c) Ultraviyole Stabilizatörler

Otopolimerizan kompozitlerde polimerizasyonun ardından reaksiyona girmeyen artık ürünler kalabilmektedir. Bu ürünler ultraviyole (UV) ışığın etkisiyle parçalanarak kahverengi renklenmelere yol açabilirler. Bu sebeple otopolimerizan kompozitlerin organik fazına, oksidasyonun neden olduğu renk değişimini engellemek amacıyla ultraviyole (UV) stabilizatörler (2-hidroksi-4-metoksi benzofenol) ilave edilmiştir (118).

2.4.1.2. İnorganik Doldurucular

İnorganik doldurucular, organik rezin matriks içine dağılmış çeşitli şekil ve büyüklükteki cam partiküller, kuartz, alüminyum silikat, lityumsilikat ve borosilikat gibi partiküllerden meydana gelir. Ayrıca inorganik doldurucuların yapısına, aşınmaya dirençli radyoopak görüntü veren stronsiyum (Sr), baryum (Ba), çinko (Zn), zirkonyum (Zr) ve silisyum (Si) gibi elementler eklenmiştir. İlk üretilen kompozitlere göre, her gün gelişen kompozit rezinlerin inorganik yapısını oluşturan doldurucu partikül boyutları, toplam ağırlıktaki oranları, yüzey şekilleri ve içerikleri oldukça farklılık göstermektedir (111).

Kompozit rezinlerin fiziksel ve mekanik özelliklerinin iyileştirilmesi, basınç ve çekme direncinin arttırılması, elastisite modülü değerlerinin olumlu yönde geliştirilmesi ve aynı zamanda ısısal genleşme katsayısının ve su emiliminin azaltılması amacıyla inorganik doldurucular kompozit rezinlerin yapısı içerisine eklenmişlerdir (111).

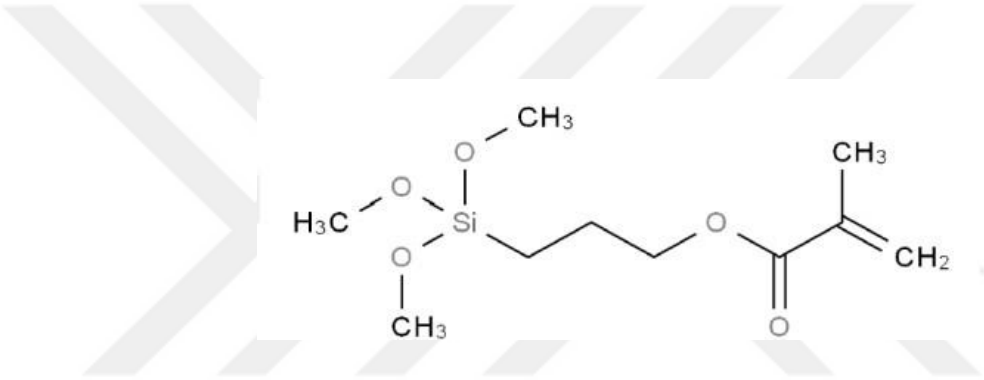
Doldurucu içeriği, boyutu ve dağılımı kompozit rezinlerin fiziksel ve mekanik özelliklerini etkiler. Doldurucu hacmi ve ağırlığı ise kompozit rezinlerin dayanıklılığı, elastisite modülleri ve kopma dayanımları ile ilişkilidir (121, 122).

Yüksek yoğunluklu radyoopak, önceden polimerize edilmiş doldurucu partiküller yeni doldurucu sistemler olarak günümüzde karşımıza çıkmaktadır. Bu doldurucular 400 nm boyutunda modifiye edilmiş stronsiyum cam ve 100 nm boyutunda lantanoid florid içerir. Modifiye edilmiş stronsiyum camın, doldurucuların dayanıklılıklarını ve yüzey sertliğini güçlendirdiği ve yüksek polisajlanabilirlik sağladığı savunulmaktadır (123).

2.4.1.3. Ara Bağlayıcılar

Kompozit rezinlerde organiks polimer matriks fazı ile inorganik faz arasında sağlam bir bağlanmaya ihtiyaç duyulmaktadır. Ara faz ile bu bağlanma gerçekleştirilir. Ara faz, organik silisyum bileşiği olan silanlardan meydana gelir (26). Bağlanmayı

elde etmek için, bir ucu hidroksil grupları ile diğer ucu da organik matriks kısmındaki çift bağlı monomerler ile kopolimerize olabilen çift fonksiyonlu bir silan bağlayıcı ajan kullanılır (118). İnorganik fazın özellikle silika partikülleriyle silan bağlanma ajanları olumlu sonuçlar vermiştir, bu sebeple silika içerikli inorganik doldurucular kompozit rezinlerin büyük bir çoğunluğunda kullanılmıştır (124). Rezinin fiziksel ve mekaniksel özelliklerini geliştiren silan bağlanma ajanları, rezin partikül ara yüzü boyunca suyun geçişini önleyerek hidrolik dengeyi sağlar, ayrıca rezinin çözünürlüğünü ve su emilimini azaltır. Silan, organik-inorganik yapılar arasında bağ oluşturur ve rezin partikül ara yüzünü kapatarak su ve tükürüğün dolgu materyali içerisine geçişini engeller (118).



Şekil 2.2. Silanın (3-metakriloksipropil trimetoksisilan) yapısı

2.4.2. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

Kompozitlerin ilk sınıflandırılması Lutz ve Phillips tarafından doldurucu boyutlarına göre yapılmıştır. (129) Daha sonra birçok araştırmacı tarafından kompozitleri doldurucuların bileşimlerine, boyutlarına ve yüzdelerine göre sınıflandırılmıştır. (126) Kompozit rezinlerin doldurucu boyutlarına göre sınıflandırılmasının sebebi, doldurucu boyutlarının polimerizasyon derinliğini ve fiziksel özellikleri etkilemesidir. Bir kompozitin doldurucu boyutlarının ve yüzdesinin bilinmesi o kompozitin mekanik özellikleri hakkında ipucu vermektedir. (130)

Tablo 2.2. Kompozit rezinlerin sınıflandırılması (129)

İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklüğü ve Yüzdelerine Göre		
Rezin	**Partikül Büyüklüğü (µm)**	**Partikül Yüzdesi (% ağırlık)**
Megafil	50-100 µm	
Makrofil	10-100 µm	%70-80
Midifil	1-10 µm	%70-80
Minifil	0,1-1 µm	%75-85
Mikrofil	0,01-0,1 µm	%35-60
Hibrit	0,04-1 µm	%75-80
Nanofil	0,005-0,01 µm	
Polimerizasyon Yöntemlerine Göre		
Kendi kendine kimyasal yolla polimerize olan kompozitler (Chemical-cured) Işık aktivasyonu ile polimerize olan kompozitler (Light-cured) Kimyasal ve ışık aktivasyonu yolu ile polimerize olan kompozitler (Dual-cured)		
Akıcılıklarına Göre		
Akışkan kompozitler (Flowable) Kondanse edilebilen kompozitler (Condansable-Packable)		

2.4.2.1. Makrofil kompozitler

İlk olarak 1960'larda geliştirilen makrofil kompozitlerin doldurucu partikülleri 10-100 µm arasındadır. Bunlar geleneksel kompozitler veya büyük partiküllü kompozitler olarak adlandırılırlar. (130) Bu kompozitlerde inorganik doldurucular kuartz partikülleridir. Makrofil kompozitlerin inorganik doldurucu partiküllerinin büyük olması organik matriksin daha kolay aşınmasına yol açmaktadır. Bu aşınmalar yüzey pürüzlülüğünü etkileyerek kompozitlerin renklenmesine neden olur. (127,131)

2.4.2.2. Midifil kompozitler

Daha sonra inorganik partikül büyüklüğü 1-10 μm olan midifil (küçük partiküllü) kompozitler üretilmiştir. (127,130) Bu kompozitler mikrofil kompozitlerden daha yüksek dayanıklılık gösterirken, makrofil kompozitlere göre daha iyi cila işlemi yapılmaktadır. (130)

2.4.2.3. Minifil kompozitler

Minifil kompozitler 0,1-10 μm partikül büyüklüğüne sahip doldurucular içermektedir. Bu kompozitler midifil kompozitlere oranla daha yüksek dayanıklılık ve yüzey özellikleri sergilerler. (127,130)

2.4.2.4. Mikrofil Kompozitler

Mikrofil kompozitler daha iyi estetik özellikler sağlayabilmek amacıyla geliştirilmişlerdir. Bu kompozitlerin partikül büyüklüğü 0,04-0,4 μm'dir. Bu kompozitler ağırlıkça %35-67, hacimce %20-59 cam doldurucular içermekteydiler. (134). Mikrofil kompozitlerin ilk versiyonları sınırlı miktarda doldurucu içermektedir. Çünkü doldurucu partiküllerin yüzey alanının hacim oranı yüksek olduğundan bu durum viskozitenin artmasına yol açmaktadır. Vizkositesini azaltmak için önceden polimerize edilmiş kompozit partikülleri, öğütülerek 1-20 μm büyüklüğünde partiküller şeklinde doldurucu olarak matrikse eklenmektedir. Böylece organik doldurucular diye de adlandırılan bu partiküllerin miktarı arttırılmış, partiküllerin polimer matrikse kimyasal yolla bağlanması ile polimer matriks içerisinde çok daha iyi özellikler gösteren adacıklar oluşturulmuştur. Farklı modifikasyonlarda doldurucu eklenen bu kompozitlere "Heterojen Kompozitler" adı verilmiştir. (127)

Mikrofil kompozitler sınıf V, stres almayan III ve I. sınıf restorasyonlarda kullanımları uygundur. Ayrıca hastanın bruksizm gibi parafonksiyonel alışkanlıkları yoksa direkt kompozit vener restorasyonlarda da kullanılabilirler. Mikrofil kompozitlerin düşük kırılma dayanıklılıkları nedeniyle sınıf II ve geniş sınıf I restorasyonlarda kullanımları kontrendikedir. (132)

2.4.2.5. Hibrit kompozitler

Günümüz diş hekimliği kullanılan kompozitlerin büyük bölümü "hibrit kompozitler" olarak sınıflandırılmaktadır. Hibrit kompozitler; hibrit, mikrohibrit ve nanohibrit kompozitler şeklinde alt gruplara ayrılmaktadır. Hibrit tanımı submikron boyuttaki (0,04 μm) inorganik doldurucu partiküller ile küçük partiküllerin (1-4 μm) karışımını ifade etmektedir. Farklı boyutlardaki doldurucu partiküllerin birleşimi fiziksel özelliklerde gelişmeye sebep olurken aynı zamanda cila ve polisaj işlemini yüksek seviyelere çıkarmaktadır. (133) Bu gelişmeler sayesinde geleneksel hibrit kompozitlerin Sınıf III ve Sınıf IV kavitelerde kullanımlarının yanı sıra Sınıf I ve II gibi fazla yük alan posterior bölgelerdeki kavitelerde de kullanımları uygundur. (130)

Doldurucu teknolojisindeki gelişmeler neticesinde submikron boyuttaki (0,04 μm) partiküller ve daha küçük partiküllerin (0,1-1 μm) bilesimi ile yeni bir kompozit formülasyonu oluşturulmuştur. Bu materyaller "mikro-hibrit" kompozitler olarak sınıflandırılmıştır. Mikrohibrit kompozitlere daha küçük partiküllerin ilave edilmesi onları geleneksel hibrit kompozitlerden ayırmakta ve daha iyi bitim ve cila yapılmasını sağlamaktadır. (128) Ancak mikrohibrit kompozitlerin fiziksel özellikleri geleneksel mikrofil kompozitlerden üstün olmasına rağmen cilalanabilirlikleri daha iyi değildir. (130)

Mikrohibrit kompozitlerin son versiyonları ise nanodoldurucu teknoloji ile geliştirilen "Nanohibrit" kompozit rezinlerdir. Nanohibrit kompozitler, nanometre boyutunda doldurucu partiküller (0,005–0,01 μm) ile geleneksel tipteki doldurucu partiküllerin karıştırılması ile elde edilmektedir. Nanohibritler mikrofil kompozitlerin uygulama ve cilalanabilme özellikleri ile geleneksel hibrit kompozitlerin fiziksel güçleri ve aşınma dirençlerini gerçek anlamda taşıyan üniversal kompozit rezinler olarak sınıflandırılabilir. (135)

2.4.2.6. Nanokompozitler

Nanoteknoloji; moleküler nanoteknoloji veya molekül mühendisliği olarak da isimlendirilmektedir. Çeşitli kimyasal ve fiziksel metotlarla 1 ile 100 nanometre (nm)

aralığında fonksiyonel materyallerin ve yapıların üretimini kapsamaktadır (1nm=1/1000 μm). (125) Bilim adamları ve mühendislerin maddeyi bu kadar küçük boyutta manüple edebilmeleri sayesinde her alandaki materyallerde ve sistemlerde (telekomünikasyon, bilgisayar, tekstil, biyomedikal, diş hekimliği) yeni gelişmeler sağlanmıştır. (136)

2000'li yıllarda ortaya çıkan ve hayatımızın her alanında birçok yeniliği getiren nano teknolojiden diş hekimliği araştırmacıları da faydalanmışlardır. Kompozit rezinlere katılan inorganik partikülleri bu teknoloji ile meydana getirerek birtakım avantajların ortaya çıkabileceği hipotezini öne sürmüşlerdir. Nano kompozitlerin üretim amacı; mikrofil kompozitler gibi iyi cilalanabilme ve hibrit kompozitler gibi güçlü mekanik özellikleri bir arada bulundurarak ağızdaki bütün bölgelerde kullanılabilme özelliğini sağlayabilmeleridir.

Nano-partiküllü kompozit materyallerin organik yapısı, geleneksel ve hibrid kompozitler ile benzer polimer yapılardan oluşmaktadır. İnorganik yapıyı meydana getiren partiküller ise nanomer ve nanomer gruplarından oluştuğu belirtilmektedir. (137) Nanomerler 5–75 nm boyutlarında, kompozit organik yapısında kümeleşmemiş, tek tek bulunan silika partiküllerini ifade etmektedir. Kompozit organik yapısına katılan nanomer grupları ise iki farklı doldurucu tipine sahiptir; ilki zirkonyum ve silika partikülleridir. Bu nanomer grupları restorasyona gelen kuvvetler karsısında tek bir büyük partikül seklinde direnç gösterirken, restorasyon yüzeyine etki eden aşındırıcı kuvvetler karsısında nanomerik düzeyde kopmalar meydana gelmektedir. (138)

Nano doldurucuların geleneksel mikro dolduruculara göre daha küçük olmaları, organik yapı ile temas eden yüzey alanının artmasına ve inorganik faz-organik faz bağlantısının daha kuvvetli olmasına neden olduğu bildirilmiştir. (58) Nano-partiküllerinin ve nanomer gruplarının kombinasyonu doldurucu oranın yükselterek kompozitin fiziksel ve mekanik özelliklerinin geliştirirken, aynı zamanda yüzey özelliklerinin uzun süre devam edebilmesini sağladığı bildirilmiştir. (137-139)

2.5. Adeziv Sistemlerin Laboratuvar Performanslarının Değerlendirilmesi

Dentin adeziv sistemler, son yıllarda büyük bir gelişim göstermiştir ve in vivo/in vitro testler ile performansları değerlendirilmeye çalışılmaktadır. Oral kavite içerisinde aynı zamanda oluşan farklı streslerin restorasyon üzerindeki etkilerini in vivo testler doğru olarak ortaya koyamayabilirler (140, 141). İn vitro testler ile diğer değişkenler sabit tutulurken tek bir etkinin değerlendirilmesine imkan tanınır. İn vitro olarak adeziv sistemlerin: materyalin çekme-koparma-gerilim (tensile), burma (torsion) veya makaslama (shear) streslerine karşı olan direnci değerlendirilirken ayrıca mikrosızıntı ölçümleri, kontraksiyon boşluk boyut ölçümlerinin de belirlenmesine imkan tanır. Genellikle yeni materyal ve tekniklerin değerlendirilmesi için kolay ve ucuz olmalarının yanısıra daha az zaman gerektirmeleri laboratuvar testlerinin avantajlarındandır.

2.5.1. Restorasyon Etrafındaki Sızıntının Değerlendirilmesi

Adeziv restorasyonların yenilenmesini ve tamirini gerektiren en önemli sebepler arasında kenar sızıntısı veya renklenmesi yer alır. Bağlanma dayanımı testlerinin yanı sıra adezivlerin kenar kapama yetenekleri bu sebeplere bağlı olarak test edilmelidir (142).

Kavite duvarları ile restorasyon kenarları arasından oral sıvı ve mikroorganizmaların geçişi mikrosızıntı olarak adlandırılır (143). Materyalin kaviteye yerleştirilmesi sonrasında meydana gelen polimerizasyon büzülmesi sonucu kavite duvarı ile restorasyon arasında stresler ortaya çıkabilir (144). Bu durum başlangıçta kompanse edilse de ilerleyen dönemlerde restorasyonda kenar renklenmelerine, çatlaklara, madde kayıplarına, hipersensitiviteye, sekonder çürük oluşumuna hatta pulpada patolojik gelişimlere yol açabilir. Günümüzde kullanılan hiçbir restoratif materyal ve teknik kenar aralığını tamamen kapatamaz, bu nedenle uzun vadede mikrosızıntıyı engelleyemez (142).

Dolgu materyalleri ile kavite duvarı arasındaki mikrosızıntı, uzun yıllardır restoratif diş hekimliğinde araştırmacıların incelediği bir konudur. İn vivo ve in vitro

olarak restoratif materyalin örtüleme kapasitesini değerlendirmek amacıyla birçok yöntem geliştirilmiştir (145).

İn vitro çalışmalar şunlardır:

1. Bakteriyel sızıntı inceleme yöntemi

2. Elektrokimyasal yöntem

3. Nötron aktivasyon analiz yöntemi

4. Radyoaktif izotoplar yöntemi (Ca45, C14, I131, S35, Na22)

5. Sıvı filtrasyon yöntemi

6. Taramalı elektron mikroskobu analizleri

7. İnsan serumu sızıntı yöntemi

8. Gaz kromotografi yöntemi

9. Boya penetrasyon yöntemi (bazik fuksin, fluoresans boyalar, metilen mavisi) gibi teknikleri içermektedir (145).

10. Mikro-bilgisayarlı Tomografi (Mikro-CT)

1. Bakteriyel Sızıntı İnceleme Yöntemi

Bu yöntem restorasyon kenarlarından sızan bakteri toksinleri ve diğer bakteri ürünlerinin incelenmesi esasına dayanmaktadır (88). Bakteriyel sızıntı inceleme yöntemi ile genelde belli bir bakteri cinsi ve besi yeri kullanılır. Gram (+) ve gram (-) bakteri cinslerini içeren kültürlere dişler bırakılır ve inkübasyon döneminin sonunda besiyerinde bulunan özel işaretleyici solüsyonun renk değiştirip değiştirmemesine göre meydana gelen sızıntı değerlendirilir. Bu yöntemin dezavatajı, sonuçların kalitatif olmasıdır (147).

2. Elektrokimyasal Yöntem

Elektrokimyasal yöntem, elektrolit içine batırılmış eksternal güç kaynağına bağlı iki ayrı elektrot arasında meydana gelen elektrik akımının ölçülmesidir (148). Hazırlanan örnek dişin kökünden restorasyona temas edecek şekilde ve elektrik kaçağı meydana getirmeyecek biçimde izole edilerek bir elektrot yerleştirilir. Hazırlanan düzenek elektrolitik ortam yaratmak amacıyla fizyolojik solüsyona batırılır ve düzeneğe elektrik akımı uygulanır. Mikrosızıntının, elektrik akımının hazırlanan örnek içinden geçerken elektrokimyasal ortamda oluşturduğu alternatif akım ölçülerek hesaplanması sağlanır (148).

3. Nötron Aktivasyon Analiz Yöntemi

Nötron aktivasyon analiz yöntemi, in vitro ve in vivo olarak mikrosızıntının ölçülebilmesine imkan tanır. Metodun esasını, restore edilmiş dişlerin nonreaktif mangan tuzunun aköz solüsyonuna konması oluşturur. Dişin dış yüzeyine yapışan tuz toplanır ve dişin tamamı bir nükleer reaktörün çekirdeğine yerleştirilir. Nonreaktif Mn55'in aktive olması sağlanır ve diş tarafından absorbe edilen manganezin ölçümü ile sonuçlar elde edilir (145).

4. Radyoaktif İzotoplar Yöntemi

Mikrosızıntısı değerlendirilecek olan diş Ca45, I131, S35, Na22, Rb86, C14 ve P32 izotopları ile hazırlanmış olan solüsyonda birkaç saat bekletilir. Sonrasında incelenmesi istenen bölgeden kesit alınarak radyograflar çekilir. Radyograflarda, radyoizotopların restorasyon ile diş dokusu arasından geçişi görüntülenir (149).

5. Sıvı İnfiltrasyon Yöntemi

Sıvı infiltrasyon yönteminde, kullanılacak sıvının bir taraftan basınçla gönderilip diğer taraftan çıkışı gözlenir. Bu yöntem örneklere zarar vermez, üç boyutlu

sızıntı ölçümüne izin verir, kantitatif ölçüm elde edilebilir ve uzun bir süreç içinde tekrarlanabilir ölçümler yapılmasına olanak sağlar (150

).

6. Taramalı Elektron Mikroskobu Analizleri (SEM)

Taramalı elektron mikroskobunda (SEM) görüntü oluşturma, örnek üzerine gönderilen elektron demetinin örnekten yansıması ve yansıyan sinyallerin algılanması prensibiyle gerçekleştirilir. Taramalı elektron mikroskobu (SEM), diş yüzeyinin topografik özelliklerinin ve doğal kimyasal yapısının incelenmesine olanak sağlar (151). Taramalı elektron mikroskobunda (SEM) 1-10 keV'luk birincil elektron enerjili elektron demeti, numune yüzeyinde 1-10 nm yarıçaplı bir noktaya bir lens sistemi ile odaklanır. Odaklanan demet bir optiksel gösteri olarak kullanılan video tübün elektron demeti ile aynı anda bir saptırıcı halka sistemi ile dikdörtgensel olarak boydan boya taranır.Her iki demet de aynı tarayıcı jeneratör ile kontrol edilmektedir. Büyütme, numune yüzeyi üzerinde taranan alan ve görüntülemenin büyüklük oranını ifade eder. Çeşitli sinyaller, ikincil elektronlar, geri saçılan elektronlar, x ışınları ve numune akımı ile toplanır. Sinyalin 2 boyutlu haritası taramalı elektron mikroskobu (SEM) görüntüsünü sağlar. Taramalı elektron mikroskobunda (SEM) incelemenin, görüntüyü büyütme seçeneklerinin çok fazla olması sebebiyle yüzey özelliklerini iyi yansıtması açısından oldukça faydalıdır ayrıca yüzey mikro yapıyı görüntüleyerek tanecik boyutu ve farklı kristalik fazları inceleyebilme imkanı da sunmaktadır (152).

7. İnsan Serumu Sızıntısı Yöntemi

İnsan serumu sızıntısı yöntemi, kök kanallarının apikal 1/3'ü doldurulduktan ve foramen apikale dışında diş yüzeyleri kapatıldıktan sonra her kök kanalına radyoaktif C insan serumu albümini enjekte edilmesi ile gerçekleştirilir. Kron kavitelerinin kapatılmasını takiben diş köklerinin 3-4 mm'lik apikal kısımları fizyolojik insan serum albümini solüsyonuna batırılır ve belirli sürelerin sonunda kapta toplanan solüsyonun bir kısmı geri çekilir sonrasında bir beta spektrometresinde ölçüm yapılar ve meydana gelen sızıntının değerlendirilmesi sağlanır (153).

8. Gaz Kromotografi Yöntemi

Kersten tarafından geliştirilen gaz kromotografi yöntemi, düşük molekül ağırlıklı bakteriyel metabolit olan bütirik asit kullanarak sızıntıyı kantitatif olarak ölçer (154). Apikal kısımdaki rezervuardan solüsyon örneği alınır ve asit içerisinde çözdürülerek bir gaz kromotografi cihazında oluşan apikal sızıntının analizi elde edilir.

9. Boya Penetrasyon Tekniği

Mikrosızıntının ölçümünde en çok tercih edilen, lineer bir analiz yöntemidir. Restorasyon kenarları hariç, restore edilmemiş diş kısımlarının suya dayanıklı bir vernik ile kapatılmasından sonra dişin boya solusyonunda bekletilmesi esasına dayanır. 24 saatten altı aya kadar örneklerin boyada kalma süresi değişkenlik gösterebilir. Sonrasında modeller yıkanır ve restorasyon ile diş dokusu arasında oluşan boya penetrasyonunun miktarına karar vermek için iki ya da daha fazla kesitlere ayrılır (4). Kullanılan boyanın seçiminde geniş bir çeşitlilik olduğu yayınlanan literatürlerde görülmüştür. Mikrosızıntı tespitinde: metilen mavisi (%0,2-2), bazik fuksin (%0,5-2), floresan (%2- 20), kristal viyole (%0,05), anilin mavisi (%2), gümüş nitrat (%50), toluidin mavisi (%0,25), eritrosin (%2), Rodamin B (%0,2), fosforik asit (%37) ve akridin turuncusu (%0,1) en fazla tercih edilen boyalardır. 4-72 saat arasında ya da daha fazla sürede modeller solüsyonda bekletilebilir. Mikrosızıntının tespit edilmesi amacıyla, geliştirilen tekniklerle beraber floresan boyaların kullanımında artış meydana gelmiştir (155).

Mikrosızıntı sonuçlarını, boyaların partikül boyutları da önemli oranda etkilemektedir. Sulu solüsyonlarının kullanılabilmesi, görünen ışık altında kolaylıkla saptanabilmeleri, hızlı ve direk ölçüm sağlamaları, sert dokularla reaksiyona girmemeleri, ucuz ve nontoksik olmaları boya penetrasyon yönteminin avantajlarıdır (145). Kesit alma işleminden dolayı örneklerin zarar görmesi nedeniyle tekrar inceleme yapılamaz duruma gelmesi, gerçekte üç boyutlu olan sızıntının sadece iki boyutta izlenebilmesi ve sızıntının yoğunluğunun lokalizasyona göre

farklılaşmalarının belirlenememesi yöntemin dezavantajlarıdır; fakat aynı örnekten birkaç kesitin alınması ile bu sorun büyük oranda çözülebilir (155).

Son dönemlerde yapılan pek çok sızıntı çalışması termal siklus uygulamalarını da içerir. Bu işlem, oral kavitede meydana gelen ısı değişimlerine uygun olarak, in vitro koşullarda restorasyon ve dişin belirli derecelerde yüksek ve düşük ısılara maruz bırakılması esasına dayanır (156).

Yapılan çalışmalarda, termal siklus için kullanılan dereceler 0-68°C arasında değişir. Hazırlanan örnekler, 10-120 sn arasında soğuk ve sıcak solüsyonda bekletilir. En çok tercih edilen maksimum ve minimum sıcaklıklar 5-55°C' dir. Tercih edilen siklus sayısı ise 1-1.000 arasında değişkenlik gösterir (157).

Termal siklus ile elde edilen yapay yaşlandırma etkisi şu şekildedir; sıcak suyun kollajenlerin hidrolizini çabuklaştırmasıyla, yetersiz polimerize olmuş olan rezin oligomerler ortamdan uzaklaştırılır (158). Ayrıca restoratif materyallerin termal genleşme katsayısının mine ve dentine göre yüksek olması nedeniyle diş ile restoratif materyal ara yüzünde tekrarlayan genleşme ve büzülme stresleri meydana gelir (159).

10. Mikro-bilgisayarlı Tomografi (Mikro-CT)

Mikro-CT obje içinden değişik açılarla geçen X ışınlarının düzlemsel azalma katsayısının bilgisayar programı sayesinde yeniden oluşturulması ve hesaplanmasıdır. Cihaz ile bir kaynak etrafında dönen objenin çoklu projeksiyonları alınır. Bu çoklu projeksiyonlar da X-ray'e bağlı kamera ile bilgisayara aktarılır. Dokular arasındaki düzlemsel azalma katsayısı farkları, X ışınlarının görüntüde kontrast farkına neden olur. Bu da görüntünün sayısal olarak analiz edilebilmesini sağlar (160).

Mikro-CT, yeni ve gelişmekte olan üç boyutlu görüntüleme sistemidir. Yüksek hassasiyetle tekrarlanabilir sonuçlar vermesi ve üç boyutlu görüntülerin elde edilebilmesi avantajları arasındadır (161).

Bu yöntem non-destrüktif olduğu için dişe zarar vermeden mikrosızıntı incelemesine defalarca kez olanak sağlar ve görüntüleme işleminden sonra diğer testler için diş kullanılabilir. Ayrıca invaziv yöntemlerde olduğu gibi boyama ve kesit

alma işlemlerine gerek yoktur (160). Ancak maliyetinin yüksek olması, bu yöntemin en büyük dezavantajıdır.

Neves ve ark. (162) Mikro-CT'nin diş sert dokularının mineral yoğunluklarına göre hacimsel olarak ölçülmesini sağladığını bildirmişlerdir. Bu teknik, ayrıntılı tam niceliksel verilerin toplanmasını sağladığı için giderek daha popüler hale gelmektedir.

Dental restorasyonlarda mikrosızıntı değerlendirilmesi daha yeni bir yöntem olan bilgisayarlı mikrotomografinin, ışık mikroskobu ve SEM (Scanning Elektron Microscope) kadar başarılı olduğu hatta bu cihazın dentinde çürük uzaklaştırma teknolojilerinin değerlendirilmesinde altın standart haline geldiği literatürde bildirilmektedir (161).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

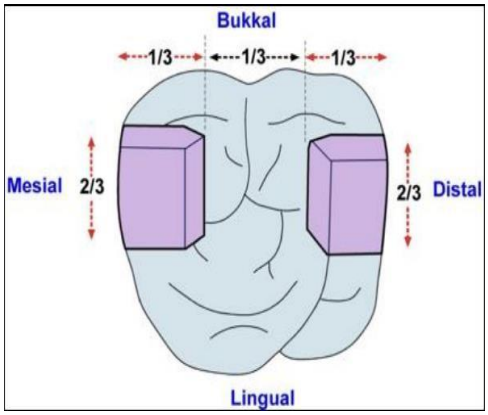
Bu araştırmaya T.C. Sağlık Bilimleri Üniversitesi Gülhane Bilimsel Araştırmalar Etik Kurulu'nun onayı ile başlanmıştır. (Proje No: 2021/117).

3.1. Dişlerin Toplanması ve Saklanması

Yapılacak olan çalışmada Sağlık Bilimleri Üniversitesi Gülhane Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş-Çene Cerrahisi Bilim Dalı'nda çekilen çürüksüz ve restorasyonsuz dişler arasından seçilen toplam 60 adet büyük azı dişi kullanılmıştır. Seçilen dişler arasında çatlak, hipoplazi ya da çürük olmamasına dikkat edilmiş olup bu dişler çalışma içerisinde yer almamıştır. Çekilmiş dişler, en fazla 3 ay olmak üzere çalışma için kullanılacakları zamana kadar +4 ºC distile su içerisinde muhafaza edilmiş ve distile su her on günde bir yenilenmiştir.

3.2. Örneklerin Hazırlanması

Keskin bir el aleti yardımıyla diş taşı ve yumuşak dokular dişler üzerinden uzaklaştırılmıştır. Deneyimli bir hekim tarafından, her kavitede yeni bir silindirik elmas frez (FG Diamond Burs ISO 110/018, Ra'anana, İsrail) kullanılarak yüksek hızda dönen su soğutmalı döner alet yardımıyla 60 adet dişe, her dişte mezial ve distal yüzeylere iki kutu kavite formu olacak şekilde toplamda 120 adet kutu kavite hazırlanmıştır. Çalışma amacıyla seçilmiş olan 60 adet büyük azı dişinin mesial ve distal kaviteleri mine-sement sınırında ve mine içerisinde kalacak şekilde hazırlanmıştır (163). Kavitelerin mesiodistal genişliği dişin mesiodistal genişliğinin 1/3'ü kadar olacak şekilde hazırlanırken, kavitelerin bukkolingual genişliği ise intercuspal mesafenin 1/3' ü kadar olacak şekilde hazırlanmıştır. Kavitelerin final derinliği dijital kumpas (Mitutoyo 500, Mitutoyo Corporation, Kanagawa, Japonya) yardımıyla ölçülüp derinliklerinin standardizasyonu sağlanmıştır.

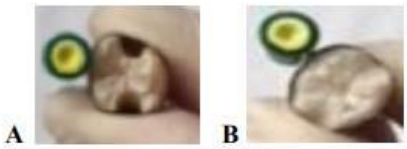


Şekil 3.1. Kavite preparasyonlarının oransal gösterimi



Şekil 3.2. FG Dıamond Burs ISO 110/018

Preparasyonlar tamamlandıktan sonra, kayıp proximal duvarları yeniden oluşturmak amacıyla örneklere metal matrix bandları (PratiCap Matrix no 01063, İDA Dental Product, Türkiye) yerleştirilmiştir (Şekil 3.3.). Adeziv sistemler firmaların kullanım talimatlarına göre uygulanmıştır. Tüm kaviteler universal kompozit olan G-aenial A'CHORD (renk A2) ile restore edilmiştir.



Şekil 3.3. Otomatrix Bandı Yerleştirilmiş Kavite (A) ve Restorasyonların Tamamlanmış Hali (B)

Dişler randomize şekilde her biri beşer örnekten oluşan her gruptan 10 adet kutu kavite 12 gruba ayrılarak aşağıdaki protokollerle restore edilmişlerdir (n=10).

Oluşturulan gruplar aşağıda anlatılan protokollere göre uygulanmıştır.

1. Grup: G2-Bond Universal: Total etch uygulama

2. Grup: G2-Bond Universal: Selektif etch uygulama

3. Grup: G2-Bond Universal: Self etch uygulama

4. Grup: Clearfil Tri-S Bond Universal: Total etch uygulama

5. Grup: Clearfil Tri-S Bond Universal: Selektif etch uygulama

6. Grup: Clearfil Tri-S Bond Universal: Self etch uygulama

7. Grup: Prime&Bond Universal: Total etch uygulama

8. Grup: Prime&Bond Universal: Selektif etch uygulama

9. Grup: Prime&Bond Universal: Self etch uygulama

10. Grup: Tokuyama Bond Force II: Total etch uygulama

11. Grup: Tokuyama Bond Force II: Selektif etch uygulama

12. Grup: Tokuyama Bond Force II: Self etch uygulama

3.3. Adeziv ve Restoratif Materyallerin Uygulanması

G2-Bond Universal

1., 2. ve 3. Gruplara iki aşamalı G2-Bond Universal adeziv uygulanmıştır. 1. gruptaki daimi dişlerin mine ve dentinleri total olarak, 2. Gruptaki daimi dişlerin ise sadece mineleri %35'lik ortofosforik asit jel ile 15 saniye boyunca asitlenmiştir. Asitleme işleminden sonra asit jelinin uzaklaştırılması için diş yüzeyleri 15 saniye boyunca su ile yıkanmış ve yüzeydeki fazla su nemli pamuk pelet ile uzaklaştırılmıştır. 3. gruba ortofosforik asit jel uygulaması yapılmamıştır. İki aşamalı bir adeziv sistem olduğu için öncelikle primer kitten çıkan özel fırça ile uygulanmış ve 10 saniye beklenip ardından 5 saniye maksimum hava sıkılıp sonrasında bonding uygulanmıştır

ve mümkün olduğunca uniform bir tabaka oluşana kadar yüzeye yumuşak şekilde basınçlı hava uygulanmıştır. Woodpecker Led-E Plus ışık cihazı ile 10 sn ışık verilerek polimerizasyon gerçekleştirilmiştir.



Şekil 3.4. G2-Bond Universal

Clearfil Tri-S Bond Universal

4., 5. ve 6. gruplara tek aşamalı Clearfil Tri-S Bond Universal adeziv uygulanmıştır. 4. gruptaki daimi dişlerin mine ve dentinleri total olarak, 5. Gruptaki daimi dişlerin ise sadece mineleri %35'lik ortofosforik asit jel ile 15 saniye boyunca asitlenmiştir. Asitleme işleminden sonra asit jelinin uzaklaştırılması için diş yüzeyleri 15 saniye boyunca su ile yıkanmış ve yüzeydeki fazla su nemli pamuk pelet ile uzaklaştırılmıştır. 6. gruba ortofosforik asit jel uygulaması yapılmamıştır. Kitten çıkan özel fırça ile mine ve dentin yüzeyine bir damla adeziv uygulanıp 20 saniye beklenmiş ve mümkün olduğunca uniform bir tabaka oluşana kadar minimum 5 saniye maksimum hava ile kurutulmuştur. Woodpecker Led-E Plus ışık cihazı 10 sn ışık verilerek polimerizasyon gerçekleştirilmiştir.



Şekil 3.5. Clearfil Tri-S Bond Universal

Prime&Bond Universal

7., 8. ve 9. gruplara tek aşamalı Prime&Bond Universal adeziv uygulanmıştır. 7. gruptaki daimi dişlerin mine ve dentinleri total olarak, 8. Gruptaki daimi dişlerin ise sadece mineleri %35'lik ortofosforik asit jel ile 15 saniye boyunca asitlenmiştir. Asitleme işleminden sonra asit jelinin uzaklaştırılması için diş yüzeyleri 15 saniye boyunca su ile yıkanmış ve yüzeydeki fazla su nemli pamuk pelet ile uzaklaştırılmıştır. 9. gruba ortofosforik asit jel uygulaması yapılmamıştır. Kitten çıkan özel fırça ile mine ve dentin yüzeyine bir damla adeziv uygulanıp 20 saniye beklenmiştir, solventi uzaklaştırmak ve mümkün olduğunca uniform bir tabaka oluşana kadar minimum 5 saniye hava ile kurutulmuştur Woodpecker Led-E Plus ışık cihazı 10 sn ışık verilerek polimerizasyon gerçekleştirilmiştir.



Şekil 3.6. Prime&Bond Universal

Tokuyama Bond Force II

10., 11. ve 12. gruplara tek aşamalı Tokuyama Bond Force II adeziv uygulanmıştır. 10. gruptaki daimi dişlerin mine ve dentinleri total olarak, 11. Gruptaki daimi dişlerin ise sadece mineleri %35'lik ortofosforik asit jel ile 15 saniye boyunca asitlenmiştir. Asitleme işleminden sonra asit jelinin uzaklaştırılması için diş yüzeyleri 15 saniye boyunca su ile yıkanmış ve yüzeydeki fazla su nemli pamuk pelet ile uzaklaştırılmıştır. 12. gruba ortofosforik asit jel uygulaması yapılmamıştır. Kitten çıkan özel fırça ile mine ve dentin yüzeyine bir damla adeziv uygulanıp 10 saniye beklenmiştir ve mümkün olduğunca uniform bir tabaka oluşana kadar 5 saniye boyunca aynı pozisyonda hareket olmadan sürekli hafif derecede hava uygulanmıştır. Woodpecker Led-E Plus ışık cihazı 10 sn ışık verilerek polimerizasyon gerçekleştirilmiştir.



Şekil 3.7. Tokuyama Bond Force II

Kullanılan adeziv sistemlerin içerikleri ve uygulama biçimleri Tablo 3.1' de yer almaktadır. Final restorasyon materyali olarak G-aenial A'CHORD kompozit rezin kullanılmıştır. G-aenial A'CHORD A2 kompozit, oblik tabakalama tekniğiyle (ilk tabaka gingival duvara doğru oblik, ikinci tabaka oklüzale doğru oblik ve son tabaka ise bukkalde kalan boşluğu kapatacak şekilde düz olarak) yerleştirilmiştir. Her kompozit tabakası üretici firmanın tavsiyesi doğrultusunda, 20 s ışık cihazı ile polimerize edilmiştir. Polimerizasyon için ışık cihazı 420- 480 nm dalga boyuna, 850 - 1000mW / cm² ışık gücüne sahip LED ışık kaynağı olan Woodpecker Led-E Plus ışık cihazı kullanılmıştır. Tüm restorasyonların polisaj işlemleri, Polisaj Kiti ile yapılmıştır (Super-Snap Rainbo Technique Kit, Shofu, Japonya) yapılmıştır.



Şekil 3.8. Woodpecker Led-E Plus ışık cihazı



Şekil 3.9. G-aenial A'CHORD kompozit rezin



Şekil 3.10. K-ETCHANT Syringe %35 fosforik asit



Şekil 3.11. Polisaj kiti (Super Snap Rainbow Technique Kit, Shofu, Japony

Tablo 3.1. Çalışmamızda kullanılan adeziv sistemlerin içeriği ve kullanım talimatları

ÜRÜN ADI LOT NUMARASI	İÇERİK ve PH	ETCH AND RİNSE UYGULAMA	SELEKTİF-ETCH UYGULAMA	SELF-ETCH UYGULAMA	İMALAT
G2-Bond Universal 2011051	Primer: 4-MET MDP MDTP Dimetakrilatlar Su Aseton Foto başlatıcılar Doldurucular Bonding: bis-GMA Dimetakrilatlar Doldurucular Foto başlatıcılar PH=1,5	1.%35'lik ortofosforik asit 15 sn boyunca hem mine hem de dentine uygulanır. 2.On beş sn boyunca yıkanarak asit diş yüzeyinden uzaklaştırılır. 3. Suyun fazlası nemli bir pamuk pelet ile uzaklaştırılır. 4. Adeziv self etch metodunda olduğu şekilde uygulanır.	1. %35'lik otrofosforik asit diş minesine 15 sn boyunca uygulanır. 2. Geri kalan işlemler etch and rinse metodunda olduğu gibi uygulanmaya devam edilir.	1. Ortofosforik asit jel uygulaması yapılmamıştır. 2. Primer, kitten çıkan özel fırça ile uygulanmış ve 10 saniye beklenip ardından 5 saniye maksimum hava sıkılıp sonrasında bonding uygulanmıştır. 3.Mümkün olduğunca uniform bir tabaka oluşana kadar yüzeye yumuşak şekilde basınçlı hava uygulanmıştır. 4. 10 sn ışık verilerek polimerizasyon gerçekleştirilmiştir.	GC Corp., Tokyo, Japan

Tablo 3.1. (devam) Çalışmamızda kullanılan adeziv sistemlerin içeriği ve kullanım talimatları

ÜRÜN ADI LOT NUMARASI	İÇERİK ve PH	ETCH AND RİNSE UYGULAMA	SELEKTİF-ETCH UYGULAMA	SELF-ETCH UYGULAMA	İMALAT
Clearfil Tri-S Bond Universal 000058	MDP Bis-GMA HEMA Hidrofilik alifatik dimetakrilat Kolloidal silika Silane coupling agent Al-camphorquinone Etanol Su PH=2,3	1.%35'lik ortofosforik asit 15 sn boyunca hem mine hem de dentine uygulanır. 2.On beş sn boyunca yıkanarak asit diş yüzeyinden uzaklaştırılır. 3. Suyun fazlası nemli bir pamuk pelet ile uzaklaştırılır. 4. Adeziv self etch metodunda olduğu şekilde uygulanır.	1. %35'lik otrofosforik asit diş minesine 15 sn boyunca uygulanır. 2. Geri kalan işlemler etch and rinse metodunda olduğu gibi uygulanmaya devam edilir.	1.Ortofosforik asit jel uygulaması yapılmamıştır. 2. Kitten çıkan özel fırça ile mine ve dentin yüzeyine bir damla adeziv uygulanıp 20 saniye beklenmiştir. 3. Mümkün olduğunca uniform bir tabaka oluşana kadar minimum 5 saniye maksimum hava ile kurutulmuştur. 4. 10 sn ışık verilerek polimerizasyon gerçekleştirilmiştir.	Kuraray Noritake, Niigata, Japan

Tablo 3.1. (devam) Çalışmamızda kullanılan adeziv sistemlerin içeriği ve kullanım talimatları

ÜRÜN ADI LOT NUMARASI	İÇERİK ve PH	ETCH AND RİNSE UYGULAMA	SELEKTİF-ETCH UYGULAMA	SELF-ETCH UYGULAMA	İMALAT
Prime&Bond Universal 2105000422	PENTA 10-MDP bisGMA UDMA TEGDMA, İzopropanol Aseton Su PH=2,5	1.%35'lik ortofosforik asit 15 sn boyunca hem mine hem de dentine uygulanır. 2.On beş sn boyunca yıkanarak asit diş yüzeyinden uzaklaştırılır. 3. Suyun fazlası nemli bir pamuk pelet ile uzaklaştırılır. 4. Adeziv self etch metodunda olduğu şekilde uygulanır.	1. %35'lik otrofosforik asit diş minesine 15 sn boyunca uygulanır. 2. Geri kalan işlemler etch and rinse metodunda olduğu gibi uygulanmaya devam edilir.	1. Ortofosforik asit jel uygulaması yapılmamıştır. 2. Kitten çıkan özel fırça ile mine ve dentin yüzeyine bir damla adeziv uygulanıp 20 saniye beklenmiştir. 3. Solventi uzaklaştırmak ve mümkün olduğunca uniform bir tabaka oluşana kadar minimum 5 saniye hava ile kurutulmuştur. 4. 10 sn ışık verilerek polimerizasyon gerçekleştirilmiştir.	Dentsply Sirona Pennsylvania, USA

Tablo 3.1. (devam) Çalışmamızda kullanılan adeziv sistemlerin içeriği ve kullanım talimatları

ÜRÜN ADI LOT NUMARASI	İÇERİK ve PH	ETCH AND RİNSE UYGULAMA	SELEKTİF-ETCH UYGULAMA	SELF-ETCH UYGULAMA	İMALAT
Tokuyama Bond Force II 143E41	Fosforik asit monomer (yeni 3D-SR monomer) HEMA Bis-GMA TEGDMA Alkol Camphorquinone Su PH=2,8	1.%35'lik ortofosforik asit 15 sn boyunca hem mine hem de dentine uygulanır. 2.On beş sn boyunca yıkanarak asit diş yüzeyinden uzaklaştırılır. 3. Suyun fazlası nemli bir pamuk pelet ile uzaklaştırılır. 4. Adeziv self etch metodunda olduğu şekilde uygulanır.	1. %35'lik otrofosforik asit diş minesine 15 sn boyunca uygulanır. 2. Geri kalan işlemler etch and rinse metodunda olduğu gibi uygulanmaya devam edilir.	1.Ortofosforik asit jel uygulaması yapılmamıştır. 2. Kitten çıkan özel fırça ile mine ve dentin yüzeyine bir damla adeziv uygulanıp 10 saniye beklenmiştir. 3. Mümkün olduğunca uniform bir tabaka oluşana kadar 5 saniye boyunca aynı pozisyonda hareket olmadan sürekli hafif derecede hava uygulanmıştır. 4. 10 sn ışık verilerek polimerizasyon gerçekleştirilmiştir.	Tokuyama Dental, Tokyo, Japan

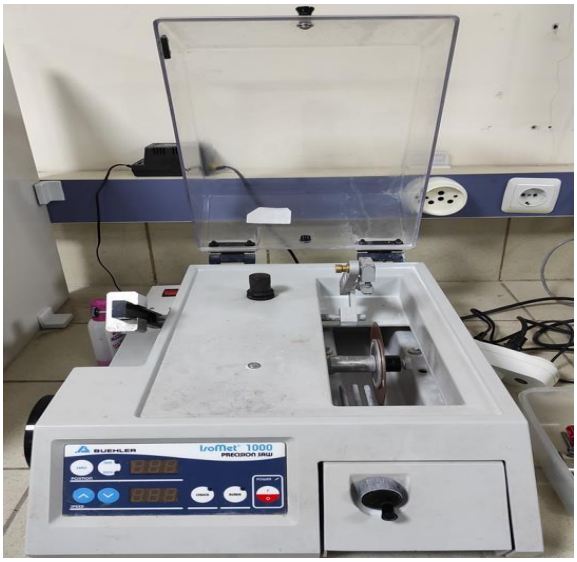
3.4. Mikrosızıntı Deneyi

Mikrosızıntı miktarlarının belirlenmesi için boya penetrasyon testi kullanılmıştır. Boya penetrasyon testi öncesinde örneklere 5-55±20C'de, bekleme süresi 15 sn. ve transfer zamanı 10 sn. olacak şekilde 1000 kez termal siklus uygulanmıştır. Termal siklus prosedürü, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Estetik ve Bilgisayarlı Diş Hekimliği Araştırma ve Uygulama Kliniği'nde bulunan SD Mechatronik Thermocycler cihazında gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.12.). Termal siklüs işlemi sonrasında restorasyon dışındaki bölgelerden boya geçişini engellemek için örneklerin apeksleri boxing mumu ile kapatılmış ve restorasyonların çevresindeki 1 mm'lik alan dışında kalan yerler üç kat tırnak cilası (Flormar, Türkiye) ile kaplanmıştır. Örneklerin hazırlanması tamamlandıktan sonra örnekler %0,5'lik bazik fuksin içerisinde 24 saat bekletilmiştir. Daha sonrasında örnekler bol su altında yıkandıktan sonra polimerize olan akrilik rezin bloklar içerisine gömülmüştür (Şekil 3.15.).



Şekil 3.12. SD Mechatronik Thermocycler cihazı

Otopolimerizasyonu takiben, Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan hassas kesme cihazında (IsoMet® 1000 Precision Sectioning Saw) 250 rpm devir ve su soğutması altında her örnekten mesiodistal yönde kesitler alınmıştır. Her bir diş için mesiodistal yönde bir kesim yapılmıştır.



Şekil 3.13. IsoMet® 1000 Precision Sectioning Saw kesit cihazı

Sızıntı miktarlarının değerlendirilmesi için her bir örnek Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Estetik ve Bilgisayarlı Diş Hekimliği Araştırma ve Uygulama Kliniği'nde bulunan Leica stereomikroskop (Leica, Wetzlar, Almanya) ve fotoğraf makinası (D-Lux 3, Leica, Almanya) kullanılarak 1/100 büyütmede her kesitten fotoğraflar alınmıştır. Her bir diş için 27 yüzeyde, toplamda ise 120 yüzeyde mikrosızıntı miktarları skorlama yöntemiyle değerlendirilmiştir.



Şekil 3.14. Leica stereomikroskop (Leica, Wetzlar, Almanya) (D-Lux 3, Leica, Almanya)

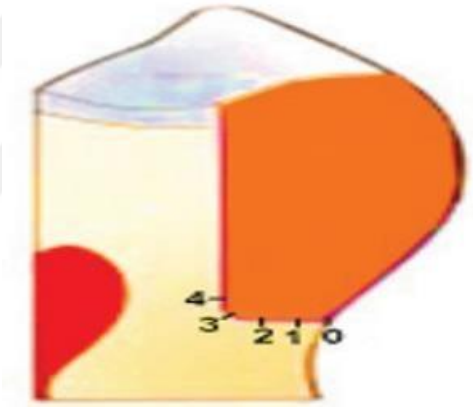


Şekil 3.15. Otopolimerizan akrilil rezine gömülmüş ve kesit alınmış örnek

3.5. Mikrosızıntının Değerlendirilmesi

Tablo 3.2. Mikrosızıntı değerleri tarif edilen skalaya göre skorlanmıştır (164).

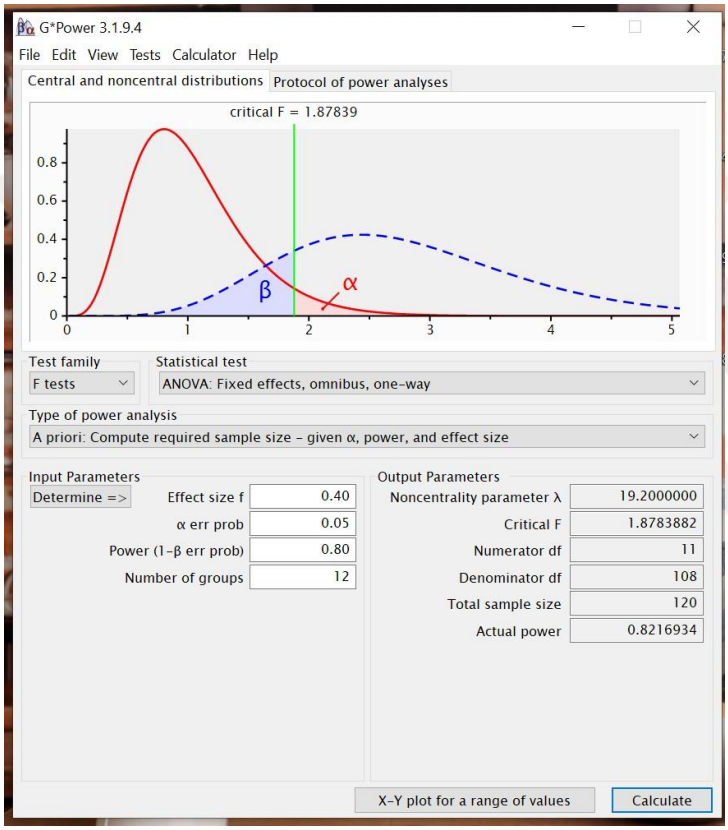
Skor	**Mikrosızıntı Düzeyi**
0	Boya penetrasyonu yok
1	Dişeti duvarının yarısından daha az boya penetrasyonu var
2	Dişeti duvarı boyunca boya penetrasyonu var
3	Dişeti duvarı boyunca ve aksiyal duvarın yarısından az boya penetrasyonu var
4	Dişeti ve aksiyal duvar boyunca boya penetrasyonu var



Şekil 3.16. Mikrosızıntı miktarları
yukarıdaki gibi görsel olarak skorlandı (164).

3.6. İstatistiksel Değerlendirme

Çalışma için gerekli olan örneklem büyüklüğü G*Power 3.1 programı ile β=0,80, α=0,05 ve yapılan literatür araştırması sonucunda (tez önerisi, makale, kaynakça) etki büyüklüğü =0,40 alınarak ANOVA testi için yapılmış olup toplamda 120 örnek (her grupta n=10) alınmıştır. Parametrik olmayan testler için %10'luk ve çalışma dışı kalabilecek durumlar içinde ilave %10'luk örneklem alınması planlanmıştır.



Şekil 3.17. G*Power analizi

Çalışma analizi yaygın olarak kullanılan IBM SPSS 22 programı ile yapılmıştır. Çalışmanın analizinde verilerin dağılımına göre grupların karşılaştırılmasında tek yönlü varyans analizi (ANOVA) ve farkın hangi grup veya gruplardan kaynaklandığını belirlemek amacıyla gruplar arasındaki farklılıklarda ise Tukey testi kullanılmıştır. Sonuçlar yorumlanırken anlamlılık düzeyi olarak 0,05 alınmış $p<0,05$ olması durumunda farklılık olduğu; $p>0,05$ olması durumunda ise anlamlı bir farklılığın olmadığı belirtilmiştir.

4. BULGULAR

Çalışmamızda kullanılan universal adeziv sistemlerin (G2-Bond Universal, Clearfil Tri-S Bond Universal, Prime&Bond Universal ve Tokuyama Bond Force II) daimi dişlere kendi içlerinde uygulama metotlarına göre; etch and rinse, selektif etch, selft etch ve kullanılan metotların, materyallere göre mikrosızıntı miktarları karşılaştırılmıştır.

4.1. Test Sonuçlarının Değerlendirilmesi

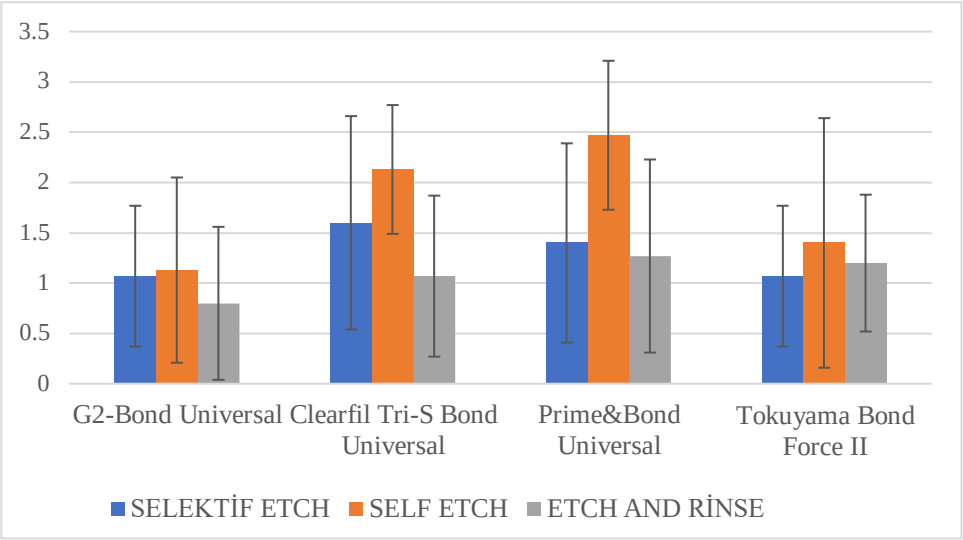
Çalışmamızda hazırlanan toplam 60 örneğin mikrosızıntı skorlamaları kullanılarak elde edilen sızıntı değerleri Tablo 4.1'de gösterilmiştir.

Tablo 4.1. Daimi dişlerde kullanılan materyale göre uygulama metotlarının mikrosızıntı miktarlarının ortalama (Ort) ve standart sapmalarının (SS) karşılaştırılması.

	SELEKTİF ETCH	**SELF ETCH**	**ETCH AND RİNSE**	
n=10	**Ort ± SS**	**Ort ± SS**	**Ort ± SS**	p
G2-Bond Universal	1,07 ±0,70^{a,A}	1,13 ±0,92^{a,A}	0,80 ±0,76^{a,A}	0,332
Clearfil Tri-S Bond Universal	1,60 ±1,06^{a,A}	2,13 ±0,64^{a,BC}	1,07 ±0,80^{b,A}	0,000
Prime&Bond Universal	1,40 ±0,99^{a,A}	2,47 ±0,74^{b,C}	1,27 ±0,96^{a,A}	0,000
Tokuyama Bond Force II	1,07 ±0,70^{a,A}	1,40 ±1,24^{a,AB}	1,20 ±0,68^{a,A}	0,332
P	0,332	0,000	0,332	

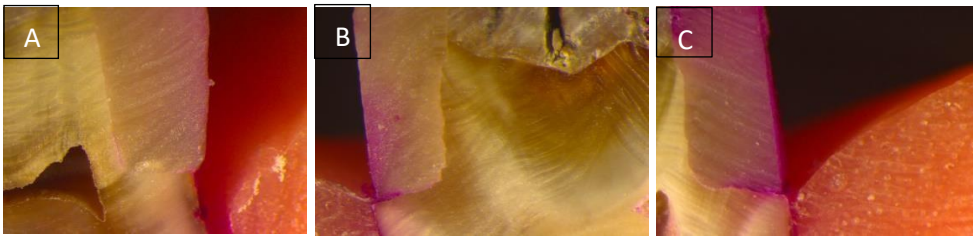
A-C satırlar arası, a-b sütunlar arası karşılaştırmaları göstermekte, p<0,05 istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi

Oneway Analizi, posthoc=tukey alpha testi



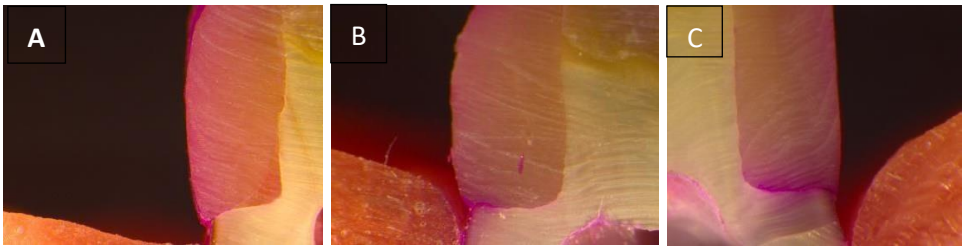
Şekil 4.1. Kullanılan universal adezivlerin uygulama metotlarının mikrosızıntı miktarları grafikte karşılaştırılmıştır.

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



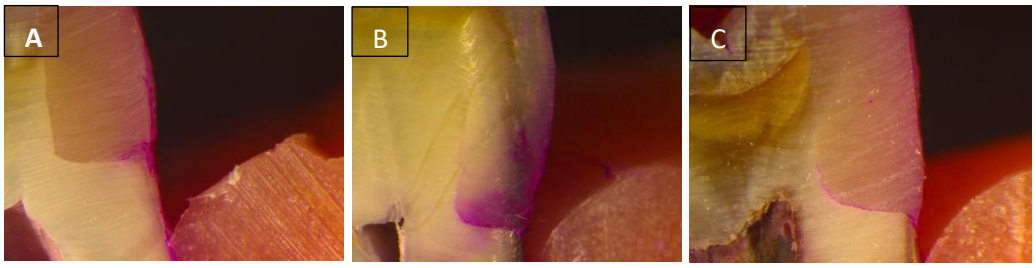
Şekil 4.2. "G2-Bond Universal: Total etch uygulama" grubundan, mikrosızıntı skoru 0 olarak belirlenen bir örneğin görüntüsü (A), "G2-Bond Universal: Selektif etch uygulama" grubundan, mikrosızıntı skoru 1 olarak belirlenen bir örneğin görüntüsü (B), "G2-Bond Universal: Self etch uygulama" grubundan, mikrosızıntı skoru 2 olarak belirlenen bir örneğin görüntüsü (C).

Çalışmamızın bulguları incelendiğinde, adeziv sistemlerden G2-Bond Universal'in, selektif etch, self etc ve etch and rinse uygulamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p>0,05$).



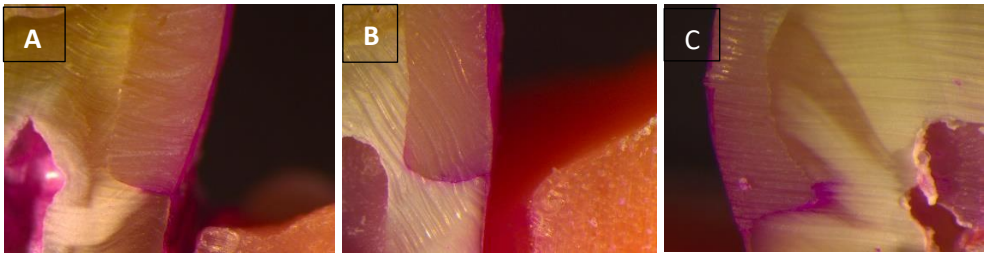
Şekil 4.3. "Clearfil Tri-S Bond Universal: Total etch uygulama" grubundan, mikrosızıntı skoru 0 olarak belirlenen bir örneğin görüntüsü (A), "Clearfil Tri-S Bond Universal: Selektif etch uygulama" grubundan, mikrosızıntı skoru 2 olarak belirlenen bir örneğin görüntüsü (B), "Clearfil Tri-S Bond Universal: Self etch uygulama" grubundan, mikrosızıntı skoru 3 olarak belirlenen bir örneğin görüntüsü (C).

Çalışmamızdaki adeziv sistemlerden Clearfil Tri-S Bond Universal'in, selektif etch, self etch ve etch and rinse uygulanmaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuş olup, etch and rinse uygulama istatistiksel olarak en az mikrosızıntıyı gösterirken, self etch uygulama ise en fazla mikrosızıntıyı göstermiştir. ($p<0,05$)



Şekil 4.4. "Prime&Bond Universal: Total etch uygulama" grubundan, mikrosızıntı skoru 1 olarak belirlenen bir örneğin görüntüsü (A), "Prime&Bond Universal: Selektif etch uygulama" grubundan, mikrosızıntı skoru 3 olarak belirlenen bir örneğin görüntüsü (B), "Prime&Bond Universal: Self etch uygulama" grubundan, mikrosızıntı skoru 4 olarak belirlenen bir örneğin görüntüsü (C).

Kullanılan adeziv sistemlerden Prime&Bond Universal'in, selektif etch ve etch and rinse uygulamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmazken ($p>0,05$), self etch uygulama ise istatistiksel olarak en fazla mikrosızıntıyı göstermiştir ($p<0,05$).



Şekil 4.5. "Tokuyama Bond Force II: Total etch uygulama" grubundan, mikrosızıntı skoru 2 olarak belirlenen bir örneğin görüntüsü (A), "Tokuyama Bond Force II: Selektif etch uygulama" grubundan, mikrosızıntı skoru 3 olarak belirlenen bir örneğin görüntüsü (B), "Tokuyama Bond Force II: Self etch uygulama" grubundan, mikrosızıntı skoru 4 olarak belirlenen bir örneğin görüntüsü (C).

Tokuyama Bond Force II'nin, selektif etch, self etch ve etch and rinse uygulamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p>0,05$).

Adeziv sistemler arasında (G2-Bond Universal, Clearfil Tri-S Bond Universal, Prime&Bond Universal, Tokuyama Bond Force II etch and rinse uygulamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p>0,05$).

Bu çalışmadaki adeziv sistemlerden (G2-Bond Universal, Clearfil Tri-S Bond Universal, Prime&Bond Universal, Tokuyama Bond Force II selektif etch uygulamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p>0,05$).

Çalışmamızın bulguları incelendiğinde, adeziv sistemlerden (G2-Bond Universal, Clearfil Tri-S Bond Universal, Tokuyama Bond Force II self etch uygulamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmazken ($p>0,05$), Prime&Bond Universal'in self etch uygulaması sonucunda diğer üç adeziv sisteme göre istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0,05$).

5. TARTIŞMA

5.1. Metodolojinin Değerlendirilmesi

Bakterilerin, ağız sıvılarının, moleküllerin ve iyonların kavite duvarları ile uygulanan restorasyon materyali arasında klinik olarak tespit edilemeyen geçişi, mikrosızıntı olarak tanımlanır (168-170).

Mikrosızıntının meydana gelmesinde birçok faktör etkilidir. En önemli faktörler arasında; restoratif materyallerin dental dokulara zayıf bağlantısı, diş ve restoratif materyal arasında görülen farklı ısısal genleşme değerleri ve kompozitlerde gözlenen polimerizasyon büzülmesi yer almaktadır (173,174). Restorasyonların başarısı ve klinik ömrü açısından, diş ve restorasyon ara yüzeyindeki mikrosızıntının engellenmesi büyük bir öneme sahiptir. İdeal bir restorasyon materyali kavite duvarlarına iyice adapte olmalı ve iyi bir marjinal kapama göstermelidir (169). Yetersiz kapama sonucunda oluşan kenar aralığı, plak birikimine, bakteri ve toksinlerinin geçişine, yani mikrosızıntıya neden olur ve bu da marjinlerin renklenmesi, restorasyonun marjinal kenarlarında bozulma, postoperatif hassasiyet, sekonder çürük, dişeti iltihabı ve pulpa hastalıkları gibi istenmeyen durumlar gelişmesine sebep olur (170-172). İyi bir kenar uyumu sonucunda ise çürük ve periodontal hastalıkların gelişimi engellenir, bakteri ve toksinlerinin dentin kanalları yoluyla pulpada enflamasyona neden olması önlenir (173,176). Mikrosızıntı, günümüzde kullanılan materyaller ile tam olarak önlenememektedir ve restorasyonlarda değişen oranlarda mikrosızıntı ortaya çıktığı görülmektedir (177). Mikrosızıntıya bağlı olarak ortaya çıkan, yukarıda bahsedilen hasarların sonuçları klinik olarak uzun vadede izlenmektedir ve (178) restorasyonların yenilenme nedenlerinin %30'unu bu probleminin oluşturduğu yapılan bir çalışmada bildirilmiştir (175).

Bilim adamları tarafında mikrosızıntının tespit edilmesi ile ilgili in vivo ve in vitro olarak çalışmalar yapılabilirken, in vitro çalışmalar daha sık tercih edilmektedir.

Mikrosızıntının in vitro olarak değerlendirildiği yöntemler, restoratif materyallerde klinik olarak görülebilecek mikrosızıntı değerleri hakkında öngörüde bulunur; ancak klinik durumu tam olarak yansıtamaz (179-181). Bu testlerde ağız ortamı veya bireye özgü değişkenler gibi faktörlerin birçoğu elimine edildiğinden yüksek düzeyde standardizasyon sağlanmış olsa da; dişlerin seçilmesi, kavite hazırlama şekli, kullanılan materyal ve restorasyon şekli, örnek hazırlama ve test edilmesi arasında geçen süre ve örneklerin bekletilme şekli ile termal siklus işlemleri gibi sebeplerden ötürü elde edilen verilerin sonuçlarının birbirleriyle kıyaslanması oldukça güçtür (172,177,181-184). Bununla birlikte klinik çalışmaların randomize kontrollü olarak planlanması ve uygulanmasındaki zorluklar, verilerin değerlendirilmesi aşamalarındaki standardizasyon güçlükleri, kenar mikrosızıntısının sadece kenar renklenmesi, kenar bozulması ve ileri aşamada da restorasyon başarısızlığı ile ilişkilendirilerek ölçülmesi gibi nedenlerle literatürde klinik mikrosızıntı çalışmalarına daha az rastlandığı görülmektedir. Dijital diş hekimliğindeki gelişmelerle birlikte fotoğrafik ölçüm tekniklerinin bu ölçümler için kullanılması umut edilmektedir.

Ağız dışında gerçekleştirilen testler ağız ortamını birebir taklit etmese de Watanabe ve ark.'nın, belirttiği gibi restoratif materyallerin geliştirilmesi için in vitro deneylere ihtiyaç duyulmaktadır. Ağız içi ortamlarda, materyallerin bazı fiziksel özellikleri (örn:bağlanma dayanımı gibi) test edilememektedir. Standardizasyonu iyi olan in vitro çalışmaların, in vivo çalışmalarla benzer sonuçlar gösterdiği bildirilmiştir (185). Pashley ve ark., ve Grey ve Burgess in vivo ve in vitro olarak yapılan çalışmaların verdiği sonuçlar arasında fark olmadığını bildirmişlerdir (186,187). Barnes ve ark., ise in vitro çalışmalarda kompozit diş-ara yüzünde in vivo çalışmalara göre daha fazla boya penetrasyonu izlendiğini bildirmişlerdir (184). Bu tez çalışması, dental materyaller içerisindeki yeni sayılabilecek universal adezivlerin farklı uygulama metotlarına göre (self etch, selektif etch, etch and rinse) daimi dişlerde gösterdikleri mikrosızıntıyı in vitro ortamda değerlendirmiştir. Boya penetrasyon yöntemi ile yapılan çalışmada direkt olarak marjinal boyanma ölçülerek mikrosızıntı değerlendirilmiştir.

Günümüzde kullanılan dentin adeziv sistemler güvenilirdir ve üreticilerin uygulama talimatlarına uygun bir şekilde kullanılmaları başarılarını etkilemektedir (188). Dentin adeziv sistemlerin kullanılması sırasında yapılan hataların adezyon

kalitesini anlamlı ölçüde azalttığını bildiren çalışmalar mecvuttur (166,189,190). Çalışmamızda kullanılan dental adezivlerin tamamı üreticilerin kullanım talimatlarına hassasiyetle uyularak uygulanmıştır.

Kompozit rezinlerde meydana gelen mikrosızıntının, polimerizasyon sırasında meydana gelen büzülmeden ve yetersiz polimerizasyondan etkilendiği bildirilmektedir (174,191-193). Farklı renkteki kompozit rezinlerde polimerizasyon derinliklerinin incelendiği bir çalışmada kompozit renk ve opasitesinin polimerizasyon derinliğini etkilediği ifade edilmiştir. Renk tonunun koyulaşmasıyla polimerizasyon derinliğinde azalma meydana gelmiştir. Bu nedenle çalışmamızda bütün restorasyonlar G-aenial A'CHORD marka ve A2 renkteki kompozit ile yapılmıştır (194).

Kompozit rezinlerin polimerizasyonları sonucunda meydana gelen polimerizasyon büzülmesinin minumum olabilmesi için kaviteye uygulanan kompozit tabakalarının 2 mm'yi geçmemesi, ışık kaynağının polimerize edilecek yüzeye mümkün olan en yakın noktada konumlandırılması gerektiği bildirilmiştir (195,196). Bizim çalışmamızda da kompozit tabakalarının 2 mm'yi geçmeyecek şekilde uygulanmasına ve ışık kaynağının örneklere en yakın şekilde konumlandırılarak polimerize edilmesine özen gösterilmiştir.

Kompozit rezinler ile yapılan çalışmalarda görülen başarısızlık nedenlerinden birinin in vitro olarak yapılan çalışmaların ağız içi şartlarını tam olarak taklit edememesi nedeniyle oluştuğu bildirilmiştir (165,197-199). Ağız içinde görülen ısı değişikliklerinin değerleri 4-60 °C arasındadır. İn vitro olarak yapılan çalışmalarda in vivo şartların taklit edilebilmesi amacıyla ağız içindeki ısı değişikliklerinin uygulanması gerekmektedir (200).

İn vitro çalışmalarda ağız içi koşullarını taklit etmek amacıyla; termal siklus ile yaşlandırma (ısısal döngü ile yaşlandırma), 37 °C suda bekleme ile yaşlandırma, oklüzal yükleme ile yaşlandırma gibi yöntemler kullanılmaktadır (201). Yapılan bir çalışmada, in vitro olarak mikrosızıntının değerlendirildiği araştırmalarda termal siklus yönteminin %79,3 oranında kullanıldığı ve bu uygulama sonrasında da araştırmaların %86,8'inde dişlerin boya solüsyonunda bekletildiği belirtilmiştir. Boya solüsyonunda bekletilme yöntemlerinden de bazik fuksin içinde bekletme yönteminin %40,8 oranında tercih edildiği belirtilmiştir (202). Suya maruz kalma diş ile rezin

arasında degredasyona yol açan bir faktördür. Yaşlanmanın diş-restorasyon arasında oluşturduğu etkileri incelemenin iyi bir yolu, uzun dönem suda saklamadır. Suda uzun süre bekletme yöntemi ile özellikle dentinde bağlanma kuvvetinin önemli oranda değiştiği, bağlanma kuvvetinin değerlendirildiği çalışmalarda bildirilmiştir 167,203,204). Uzun süre suda bekletme yöntemi sonucunda adezivlerin mine üzerine etkisini gösteren çok az veri bulunmaktadır, bu sebeple bu çalışmada ağız içi koşullarını taklit etme yöntemlerinden termal siklus ve mikrosızıntı ölçüm (bazik fuksin ile boya penetrasyon yöntemi) yöntemleri tercih edilmiştir.

Sıcak suyun korunmasız kollajenlerin hidrolizini çabuklaştırması ve diş-biyomateryal ara yüzeyinde tekrar eden genleşme ve büzülme streslerine neden olabilmesi, termal siklus ile elde edilen yapay yaşlandırmanın etkileridir (205). Termal siklus uygulamasıyla, diş-restorasyon arayüzünde sıcaklık değişimi sonucu oluşabilecek termal stresler ile (genleşme-büzülme periyotlarıyla) marjinal boşluklar ortaya çıkar. Böylece kullanılan dental materyallerin bu bozulmaya ne kadar direnç gösterebileceği veya ne kadar mikrosızıntı oluşabileceği ölçülebilmektedir (239). Yemek-içmek, nefes almak gibi faaliyetlerle, ağız içi ısısı değişiklik gösterir. Restorasyonlarda termal siklus uygulaması için 4°C ila 60°C arasında değişen sıcaklıkların kullanılmasını önerilir, diş hekimliğinde kullanılan araştırmalarda ise 5-55°C arasındaki değerler tercih edilir ve ±5°C'lik bir değişim normal kabul edilir (238). Termal siklus prosedüründe soğuk ve sıcak su haznelerinde bekletme süreleri de 10, 15, 30, 60 ve 120 sn arasında değişiklik gösterir (206). Literatürde termal siklus uygulamasında transfer ve bekletme süreleri, devir sayıları konusunda bir fikir birliği olmamakla birlikte; kısa bekletme süresi uygulamasının ağız içi ortamı taklit etmede daha başarılı olduğu düşünülmektedir (240). Mikrosızıntı çalışmalarında kullanılan siklus sayısı literatürde değişkenlik göstermekteyken Crim ve ark. ve Gale ve ark. siklus sayısı ile süresinin mikrosızıntıyı etkilemediğini bildirmişlerdir (207,208). Çalışmamızda 5-55±2 °C bekleme zamanı 15 sn ve transfer zamanı 10 sn olacak şekilde 1000 tur termal siklus uygulaması yapılmıştır.

İn vitro olarak mikrosızıntının değerlendirildiği çalışmalarda, mikrosızıntının değerlendirilebilmesi amacıyla boya penetrasyon yöntemi, radyoizotop yöntemi, kimyasal ajanların kullanılması, elektrokimyasal analiz, bakteriyel mikrosızıntı, insan serumu mikrosızıntısı yöntemi, basınçlı hava kullanımı, SEM analizi ve nötron

aktivasyon analizi gibi kendine özgü avantaj ve dezavantajları olan birçok farklı yöntem kullanılmaktadır (209).

Boya penetrasyon yöntemi, literatürler incelendiğinde diş dokusu-restoratif materyal ara yüzüne zarar vermemesi, görünen ışık altında tespit edilmesinin kolay olması, hızlı ve direkt ölçüm sağlaması, diş sert dokularıyla etkileşime girmemesi , ucuz olması ve toksik olmaması gibi avantajlara sahip olması nedeniyle en sık kullanılan mikrosızıntı tespit metodu olarak tercih edilmektedir (210-215). Bu yöntemde görülen en büyük dezavantaj ise ara yüz boyunca uniform şekilde meydana gelen üç boyutlu mikrosızıntının iki boyutlu olarak ölçülebilmesidir (168,170). Bu dezavantajın önüne geçilebilmesinde en önemli etken ise çalışmanın güvenilirliğini arttırmak amacıyla örneklerden daha fazla kesit alınmasıdır (216).

Organik boyaların sızıntı çalışmalarında kullanılması, en eski yöntemlerden olup uygulaması kolay ve maliyeti düşük olduğu için diğerlerine oranla daha çok tercih edilmektedir (237). Bu tür çalışmalarda %20 floresan, %0,01 akridin turuncusu, %0,25 toluidin mavisi, %2 eritrosin, %0,05 kristal violet, %0,5-%2 bazik fuksin, %50 gümüş nitrat, %2 anilin mavisi, %0,2-%2 metilen mavisi gibi çeşitli boya solüsyonları ve konsantrasyonları kullanılmıştır (238,241).

Çalışmamızda kolay ve yaygın kullanılan bir yöntem olması nedeniyle %0,5 bazik fuksin solüsyonu kullanılarak boya penetrasyon yöntemi tercih edilmiştir. Örneklerin boyada bekletilme sürelerinin 1 saat ile 72 saat arasında değiştiği, bunun mikrosızıntı çalışmalarını etkilemediği bildirilmiştir. Bazı araştırmacılar örneklerin 24 saat bekletilmesini tavsiye ederken bazıları da 48 saat bekletilmesini tavsiye etmektedir (238,237-242). Çalışmamızda, örnekler boya solüsyonunda 24 saat bekletilerek deneyler yapılmıştır.

Restorasyon kenarında oluşan mikrosızıntı değerlerini en iyi tanımlayan skorun belirlenmesi için alınması gereken kesit sayısı açısından literatürde bir fikir birliği bulunmamakla birlikte alınan kesit sayısının artmasıyla ölçülen mikrosızıntı miktarının da arttığı ifade edilmiştir. Bu durum alınan kesit sayısının artmasıyla birlikte boyanın en fazla penetrasyon gösterdiği alanın görüntülenebilme ihtimalinin artmasıyla açıklanabilmektedir (217).

Raskin ve ark., in vitro olarak yapılan 144 mikrosızıntı çalışmasını inceledikleri analizlerinde çalışmaların sadece %12,7'sinde 3 kesit alındığını ortaya koymuşlardır. Aynı araştırmacılar, çalışmaların %47,1 'inde sadece tek kesit ile mikrosızıntı değerlendirmesi yapıldığını ifade etmişlerdir (218). Seksen dört adet mikrosızıntı araştırmasının değerlendirildiği başka bir çalışmada ise tek kesit alınma oranının %50,9 olduğu görülürken üç kesit alınma oranının ise %8 olduğu görülmüştür (181). Tek bir kesite bakılarak yapılan mikrosızıntı değerlendirmeleri sonucunda elde edilen verilerin %33 oranında hatalı olduğu bildirilmiştir (219). Raskin ve ark.'nın yaptıkları çalışmanın sonucuna göre örneklerden beş kesit alınmasıyla elde edilen en yüksek skor ile üç ve dört kesitten elde edilen en yüksek skor arasında anlamlı bir fark olmamasına rağmen, bir ve iki kesitten elde edilen skorların ise istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük olduğunu ifade etmişlerdir. Sonuç olarak gerçek mikrosızıntı değerlerine ulaşabilmek için her bir örnekten en az üç kesit alınması gerektiği bildirilmektedir (216). Çalışmamızda da ölçümlerin güvenilirliğini arttırmak amacıyla her bir dişte 4 yüzeyden inceleme yapılmış ve bu ölçümlerin ortalamaları alınarak o diş için mikrosızıntı skoruna ulaşılmıştır.

Mikrosızıntı çalışma sonuçları, hazırlanan örneklerin kavite boyutu, şekli ve lokasyonundan etkilenmektedir. Çünkü bu değ işkenler adeziv materyallerin bağ lanma etkinliğ iyle ilişkilidir (239). Kavite şeklinin, restorasyonda oluşabilecek stres üzerine etkili olduğ u ve bu sebeple de mikrosızıntı açısından doğ rudan ilişkili olan bir faktör olduğ u düşünülmektedir. Bu stresin ise restorasyona bağ lanan temas halindeki yüzey alanıyla ilişkili olduğ u kanıtlanmıştır (240,241). Oluşabilecek mikrosızıntının derecesini, hazırlanan kavitenin derinliğ i de etkilemektedir. Bunun nedeni olarak ise dentin tübüllerinin yarıçapı ve yoğ unluğ undaki farklılıklar olarak bildirilmiştir (242).

Çalışmalarda kaviteler hazırlanırken, Sınıf II kutu kaviteler, posterior kompozit restorasyonlar için klasik Sınıf II kavitelere göre daha konservatif olmaları nedeni ile günümüzde yaygın olarak tercih edilmektedir. Bu nedenle çalışmamızdaki bütün kaviteler kutu kavite şeklinde hazırlanmıştır.

Mikrosızıntı çalışmalarında boya penetrasyon yöntemi ile elde edilen sonuçların değerlendirilmesinde; boya infiltrasyonunun yüzdesel ölçümü yöntemi, spektrofotometrik analiz yöntemi ve skorlama yöntemi olmak üzere üç adet

değerlendirme yöntemi kullanılmaktadır. Yüzdesel ölçüm yönteminde kesitlerin mikroskop altında fotoğraflanmasının ardından penetrasyon miktarı bir bilgisayar programı ya da dijital kumpas yardımıyla ölçülür. Bu yöntemin objektif olması sebebiyle elde edilen veriler daha doğru sonuçlar ortaya çıkarmaktadır. Spektrofotometrik yöntemde ise mikrosızıntı değerlendirmesi için etkili bir yöntem olsa da özel ekipman ve bu ekipmanların kullanımı için eğitimli kişiler gerekmektedir (220). Boya penetrasyon yöntemi sonrasında mikrosızıntının değerlendirildiği çalışmalarda en sık kullanılan yöntem ise, uygulamanın kolay olması ve maliyetin düşük olması gibi sebeplerle skorlama yöntemidir (220). Bu yöntem subjektiftir, dolayısıyla değerlendirme için ya birden fazla gözlemci ve gözlemcilerin de kendi içinde kalibrasyonları gerekir ya da göz yanılgısının bertaraf edilebilmesi amacıyla, aynı araştırmacı tarafından iki sefer tekrarlanması gereklidir (175,221,236) Bizim çalışmamızda ise skorların değerlendirilmesi için skorlama yöntemi kullanılmıştır ve göz yanılgısını ortadan kaldırmak amacıyla aynı araştırmacı tarafından iki kez skorlar tekrarlanmıştır.

Skorların belirlenmesinde ise, araştırmaların çoğunda olduğu gibi çalışmamızda da stereomikroskop kullanılmıştır (229,234,235). Çalışmamızda, kesilen örnekler stereomikropkopta fotoğraflanmış ve literatürler doğrultusunda 0-4 arasında skorlar verilmiştir (230,231,232).

Literatürler incelendiğinde kavite preperasyonu için kullanılan enstrumanların smear tabakasının kantitite ve kalitesini etkiledikleri görülmektedir. Farklı kesici özellikleri olan frezler ile yapılan kavite preperasyonlarında mikrosızıntı değerleri farklılık göstermektedir (222). Paslanmaz çeliğin gövdesinin elmas ile kaplanmasıyla oluşan elmas frezler bu frezlerin kullanımı konusunda kısıtlamalar oluşmasına neden olan galvanik bir sürece uğramaktadırlar (223). Elmas frezlerde görülen prematür aşınmaya bağlı olarak elmas partiküller frez üzerinden uzaklaşmakta ve bu durum da hastada metalle kontaminasyon riskine ve diş üzerinde metalik bir bağlanmaya yol açmaktadır (224,225). Elmas frezlerin tekrar tekrar kullanılmasının frezin aşındırıcı etkinliğini azalttığı bilinmektedir ve elmas frezlerin ucunda bulunan elmas dokusunun hızlı aşınma özelliğine sahip olması nedeniyle bu enstrümanların sık değiştirilmesi önerilmektedir (225). Bu nedenle çalışmamızda kavite hazırlığında kullanılan frezler her 4 kavite preperasyonu sonrasında değiştirilmiştir.

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 (226). Bizim çalışmamızda da bu nedenle, örnekler tam ortalarından mesiodistal yönde kesilmiştir (227,228,229)

5.2. Bulguların Değerlendirilmesi

5.2.1. Daimi dişlerde adeziv materyallerin ve uygulama metotlarının karşılaştırılması

Çalışmamızda, universal adeziv olan Prime&Bond Universal ve Clearfil Tri-S Bond Universal materyallerinin ikisinde de self-etch uygulama metodu en fazla mikrosızıntıyı göstermiştir. Selektif-etch ve etch and rinse metotlarının arasında ise anlamlı bir fark bulunamamıştır. Litaratürde 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'sinin neden olduğu belirtilmektedir (247).

Siso ve ark. yaptıkları in vitro çalışmada, Single Bond Universal ve All Bond Universal'in self-etch, selektif-etch ve etch and rinse olarak uygulanması sonucunda oluşan mikrosızıntı değerlerini karşılaştırmışlardır. Bu çalışmada kullanılan Single Bond Universal'in Ph'ı 2.7 iken All Bond Universal'in Ph'ı 3'dür. Ph farklılıkları adezivin dokuda yarattığı etkiyi değiştirebilir. Self etch adezivlerin Ph'sı 2,5'un üstünde olan adezivler 'ultra hafif self etch adezivler' olarak tanımlanmaktadırlar. Bu tür ultra hafif self etch adezivler dentinde yetersiz derinliğe ulaşmaktadırlar. Benzer bir etki bu çalışmada da meydana gelmiş olabilir. Bu durum self etch olarak uygulamada iki materyalin de daha fazla mikrosızıntı göstermesini açıklayabilir (243,244).

Başka bir çalışmada ise OptiBond XTR adezivi orta derecede güçlü asiditeye sahipken, incelenen diğer adezivler Single Bond Universal, All Bond Universal,

Clearfil Universal Bond ve Clearfil SE Bond ise ultra hafif veya hafif derecede asiditeye sahip self-etch adezivlerdir. (245) Ultra hafif ve hafif self-etch adezivler mine yüzeyinde minimal porözite oluşturmakta ve bu durum prizmalar arasında rezin taglarının oluşmamasıyla sonuçlanabilir. (246)

Çalışmamızda kullanılan adeziv sistemlerden; Prime&Bond Universal Ph=2.5 ultra-hafif self etch adeziv, Tokuyama Bond Force II Ph=2.8 ultra-hafif self etch adeziv, Clearfil Tri-S Bond Universal Ph=2.3 hafif self etch adeziv ve G2-Bond Universal'in ise Ph=1.5 orta self etch adeziv olduğu görülmüştür. Bu durum self etch olarak uygulamada Prime&Bond Universal ve Clearfil Tri-S Bond Universal'in daha fazla mikrosızıntı göstermesini açıklayabilirken G2-Bond Universal'in ise self etch uygulamada daha az mikrosızıntı göstermesinin sebebi olarak orta kuvvette asidik primere sahip olması (pH=1,5) ve güçlü bir kimyasal bağlanma yapması açıklanabilir. Prime&Bond Universal, ultra hafif asiditeye sahip pH=2,5 tek aşamalı bir universal adeziv sistemdir. Prime&Bond Universal'in ultra hafif asiditede primere sahip olmasına bağlı olarak mineyi ve dentin/sementi yeterince pürüzlendirememesi ve bunun sonucu oluşan eksik hibridizasyon daha fazla mikrosızıntı göstermesini açıklayabilir. Ayrıca tek aşamalı adezivlerde görülen yüksek hidrofilite ve çözücü oranının sebep olduğu hibrit tabaka formasyonu yüksek mikrosızıntının sebebi olarak gösterilebilir. Prime&Bond Universal'in ne sebeple daha yüksek mikrosızıntı değerine yol açtığı ile ilişkili olarak formulasyonunu inceleyen daha fazla çalışmaya ihtiyaç vardır.

Günümüzde üretilen tek aşamalı self-etch adezivlerden hiçbiri geleneksel çok aşamalı adezivler kadar başarılı değildir. Bu sistemlerin yetersiz performansının çeşitli sebepleri vardır. Tek aşamalı self-etch sistemler polimerizasyondan sonra bile yüksek oranda hidrofiliktirler, bu hidrofilik özellikleri sebebiyle yarı geçirgen membran gibi davranırlar. Yüksek konsantrasyonda çözücü içermelerinden dolayı bu sistemlerde yeterli kalınlıkta rezin tabakası elde etmek ve artık çözücüyü ortamdan uzaklaştırmak çok zordur. Tek aşamalı self-etch adezivler solüsyonun içeriğinden çözücünün buharlaşmasına eğilimlidir. Bu özelikleri sonucunda oluşan membranlar polimerizasyon sonrasında geçirgen hale gelmektedirler (248). Tek aşamalı sistemlerin içeriğinde bulunan çözücünün buharlaşması sırasında, monomer/su oranı da değişebilmektedir. Daha sonraki dönemlerde hidrofilik alanlar ve su dolu tüneller

oluşmakta ve bu alanlar dentinden adezive doğru suyun geçişine izin vermektedir (251). Su ağaçları olarak tanımlanan bu durum tüm adezivlerde görülse de (249) tek aşamalı self-etch adezivlerin yüksek hidrofilitesine bağlı olarak, bu adeziv sistemlerde daha fazla oluşmaktadır. Ayrıca tek aşamalı self-etch adezivler daha ince bir hibrit tabaka oluşturmaktadır (252,253) ve bu tabaka oksijen tarafından inhibe edilerek, mikrosızıntının önemli faktörlerinden biri olan zayıf polimerizasyona neden olmaktadır (254).

Yapılan birçok çalışmada; self-etch adezivlerde, tek aşamalı sistemlerin iki aşamalı sistemlere göre daha düşük performans gösterdiği bildirilmiştir. Sadr ve ark. (257), Brackett ve ark. (258), Anjum S ve ark. (259) ve Kaya (260)'nın yaptıkları çalışmalarda, tek aşamalı self etch adezivlerin iki aşamalı self-etch adezivlere oranla yüksek mikrosızıntı değerleri gösterdiği sonucuna varmışlardır. Deliperi ve ark. (255), Sensi ve ark. (250) yapmış oldukları çalışmalarda tek aşamalı self-etch adezivlerin etch-and-rinse ve iki aşamalı self-etch adeziv sistemlere göre önemli oranda mikrosızıntı gösterdiğini rapor etmişlerdir. Sadeghi ve ark. (261) 4 farklı adeziv sistemin (Optibond Solo Plus, Optibond XTR, Optibond All-in-one, Fuji Bond LC) mikrosızıntı değerlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, self-etch modunda uygulanan iki aşamalı Optibond XTR'nin, tek aşamalı olan diğer gruplardan daha düşük mikrosızıntı değerleri gösterdiğini bildirmişlerdir.

Frankenberger ve ark. (256) Sınıf II direkt kompozit rezin restorasyonlarda kullanılan üç aşamalı etch-and-rinse, iki aşamalı etch-and-rinse, iki aşamalı self-etch ve tek aşamalı self-etch adezivlerin marjinal bütünlüklerini inceledikleri çalışmalarında, mine ve dentin bağlantısı bakımından basitleştirilmiş sistemlerin geleneksel üç aşamalı adezivlerin gerisinde kaldığını ve tek aşamalı self-etch adezivlerin mine ve dentin yüzeylerine bağlantısının iki aşamalı sistemlerden daha zayıf olduğunu göstermişlerdir.

Çalışmamızın bulguları ise bu bulguları destekler nitelikte olup, G2-Bond Universal'in daha az mikrosızıntı göstermesinin sebebi olarak, orta kuvvette asidik primere sahip olması (pH=1,5) ve güçlü bir kimyasal bağlanma yapmasının yanısıra iki aşamalı bir adeziv sistem olması gösterilebilir.

HEMA gibi hidrofilik monomer içeren adezivler, hidrofobik rezinlerden daha fazla su emme eğilimindedir ve bu da bağlanma arayüzünde polimerik hidrolitik bozunmayı hızlandırır (262,266). Ek olarak, HEMA monomer sitotoksiktir ve derin kavitelerde etch and rinse yaklaşımı kullanıldığında, dentinden diffüze olabilir ve hipersensitivite reaksiyonu ve pulpa iltihabı ile sonuçlanabilir (275). Bu dezavantajlara dayanarak, teorik olarak zamanla daha az su emen HEMA içermeyen adezivler, adezyon ömrünün artmasına neden olabilir (263-266,276). Ayrıca HEMA, su alabilen ve zamanla hibrit tabakanın bütünlüğünü tehlikeye atan hidrofilik bir monomerdir (262,265,266)

Universal adezivlerin birçoğu hidrofilik dentin yüzeyinin ıslanmasını artırmak için tek fonksiyonlu monomer HEMA'yı içerir (270). Ayrıca, self-etch bağlama potansiyelini sağlamak için universal adezivlerin içeriğinde su vardır (270). HEMA, su içeren adezivlerde diğer monomerler için yardımcı çözücü görevi gören, düşük molekül ağırlıklı bir moleküldür (273). HEMA, adezivin hidrofilik ve hidrofobik bileşenleri arasındaki faz ayrılmasını önler (272). Ancak, yüksek hidrofilikliğe sahiptir ve su emilimini indükler, böylece adezyon ara yüzünü hidrolitik bozunmaya eğilimli hale getirir (272,273). HEMA etkili bir şekilde polimerize olmadığı için polimer ağını da zayıflatabilir (268,269). Dentine bağlanma, nemli bir doku olmasından dolayı mineden daha zordur (271). Adezivler nemli dentin ile uyumlu olacak şekilde hidrofiliktir, ancak polimerizasyondan sonra hidrofobik bir hale gelirler (267). Adezivler bu hidrofilik ve hidrofobik yapı arasında bir denge sağlamalıdır (267).İsopropanol, adeziv ara yüzünde farklı nem miktarları altında polarite ve yüzey ıslatma özellikleri arasında iyi bir denge sağlayabilir (270).

Prime&Bond Universal HEMA içermez, ancak yardımcı çözücü olarak isopropanol içerir. Bu kimyasal içerik Prime&Bond Universal'in bağlanma dayanımında etkili olabilir. Prime&Bond Universal'in fonksiyonel monomeri PENTA'dır. Önceki bir çalışmada, Prime&Bond Universal, Single Bond Universal ile karşılaştırıldığında benzer dentin bağlanma dayanımı sonuçları sunmuştur (272). Ancak, bu çalışmada, Prime&Bond Universal, Single Bond Universal ve Gluma Bond Universal'dan daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri gösterdi. Universal adezivlerin bağlanma dayanımları arasındaki fark, içeriklerindeki monomerlerin farklı olmasından kaynaklanabilir. Prime&Bond Universal'ın daha yüksek bağlanma

dayanımı, daha önceki bir çalışmada belirtildiği gibi ilave çözücü olarak isopropanol içermesi ile de ilişkili olabilir (270).

Takahashi ve ark. 2011 yılında yaptıkları çalışmada HEMA içeren ve içermeyen tek aşamalı self etch adeziv sistemlerin su emiliminin ve bağlanma kuvvetinin uzun dönem değerlerini incelemişlerdir. Çalışmada HEMA içeren tek aşamalı self etch adeziv sistemlerden Bond Force (Tokuyama,Japan), Clearfil S3 Bond (Kuraray Germany) ve OptiBond All-In-One (Kerr, USA)) ve HEMA içermeyen tek aşamalı self etch adezivlerden (G Bond (CG America,USA)) kullanılmıştır. Sonuç olarak HEMA içeren adezivler için su emiliminin arttığı ve bağlanma kuvvetinin zamanla azaldığı gözlemlenmiştir (274).

Yapmış olduğumuz çalışmanın bulguları ise yukarıdaki bulguları destekler nitelikte olup self etch uygulamada, HEMA içeren tek aşamalı self etch adeziv sistemlerden Clearfil Tri-S Bond Universal ve Tokuyama Bond Force II'nin mikrosızıntı değeri, HEMA içermeyen iki aşamalı self etch adeziv olan G2-Bond Universal'e göre daha fazla bulunmuştur.

Dentin smearinin remineralizasyonu için MDP-Ca iyonları arasında iyon alışverişinin ön koşul olması nedeniyle MDP-Ca miktarını öngörmek için self etch adezivlerin pH'sı önemlidir (277). Hem HEMA hem de 4-MET ko-monomerleri (ve su), MDP primerinin asiditesini arttırır (278); bu nedenle, demineralizasyon etkileri nedeniyle büyük miktarlarda MDP-Ca tuzu oluşması beklenebilir.

Takahashi ve ark. (279) MDP ile astarlanmış adeziv-dentin arayüzlerinde HEMA ve 4-MET ko-monomerlerinin etkinliğini, mikron altı bir ölçekte mekanik özellikler açısından değerlendirdikleri çalışmasında, MDP bazlı adezivlerde bulunan HEMA ko-monomerinin dentin dokusuna olan difüsyonunu arttırırken, elastik olmayan sertlikte azalma ve adeziv- dentin arayüzündeki önemli viskoelastik deformiteyle restoratif materyalin retantif özelliklerini azalttığını bildirmişlerdir. 4-MET, HEMA ile karşılaştırıldığında daha yüksek elastik olmayan sertlik ve adeziv-dentin arayüzünde MDP ile potansiyel kimyasal etkileşim oluşturur. Bizim bulgularımız 4-MET ko-monomerin kullanımının MDP bazlı dental adezivlerde muhtemelen daha iyi tamamlayıcı olduğunu göstermiştir.

Çalışmamızın bulguları ise yukarıda ifade edilen bulguları destekler nitelikte olup, G2-Bond Universal'de, Clearfil Tri-S Bond Universal'a göre self etch uygulamada daha az mikrosızıntı meydana getirmesinin sebebi olarak, ikisinin de MDP bazlı olmasına rağmen, Clearfil Tri-S Bond Universal HEMA içerirken, G2-Bond Universal'in HEMA yerine 4-MET komonomeri içermesi gösterilebilir.

Adezivlerde bulunan çözücüler dentindeki nem dengesini etkilemektedir. Buharlaşma ve kaynama noktası kullanılan materyallerin uzun dönem sonuçlarını etkileyecek şekilde etanolde ve asetonda farklıdır. Aseton bazlı sistemler buharlaşma sonrası etanol bazlı sistemlerden daha ince bir tabaka halinde yüzeyde kalırlar ve bu durum daha hassas bağlantı yüzeylerinin oluşmasına neden olur. Ek olarak, ince tabakalar polimerizasyon sonrası oksijen inhibisyonu açısından daha hassastır (280).

Klinik bir çalışma 36 ay sonra aseton bazlı bir adeziv sistemin (One-Step, Bisco) etanol bazlı bir adeziv sistemden (Single Bond, 3M ESPE) daha düşük retansiyon oranları gösterdiğini rapor etmiştir (281).

Yapmış olduğumuz çalışmada ise self etch uygulamada Prime Bond Unıversal, Clearfil Tri-S Bond Universal'e göre daha fazla mikrosızıntı göstermiştir. Clearfil Tri-S Bond Universal etanol bazlı bir adeziv iken, Prime Bond Universal ise aseton bazlı bir adezivdir. Çalışmamızın bulguları, yukarıda anlatılan bulguları destekler nitelikte olup Clearfil Tri-S Bond Universal'in, Prime Bond Universal'e göre self etch uygulamada daha az mikrosızıntı göstermesini açıklayabilir.

Self etch uygulama yöntemi, etch and rinse ve selektif etch yöntemlerine göre daha basittir, asitle pürüzlendirme ve yıkama aşaması olmadığından daha az uygulama aşaması içerir ve sonuç olarak teknik hassasiyetle ilgili problemleri anlamlı düzeyde azaltır.(282)

Self etch adezivlerin klinik olarak etch and rinse adezivlerden retansiyon açısından United States Public Health Service (USPHS) kriterlerine göre daha başarısız olmasının sebeplerinden biri, ışıkla polimerizasyon sonrası geçirgen membranlar gibi davranabilmesi gösterilir (284). Ayrıca, özellikle minede asitle pürüzlendirme yapılmamasının, self etch adezivlerde daha düşük retansiyon oranları görülmesine neden olduğu bildirilmiştir. (283,285)

Öz ve ark. (290) yaptıkları çalışmada ise, self etch gruplarında kenar uyumunda meydana gelen bozulmanın ve kenar renklenmesinin, selektif etch ve etch and rinse yöntemlerine kıyasla daha yüksek oranlarda bulmuşlardır. Bu durum, self-etch uygulama yöntemiyle mineye bağlanma dayanıklılığının, selektif etch ve etch and rinse yöntemlerine kıyasla daha düşük olmasına bağlanmıştır. (286,287) Öte yandan, kenar uyumundaki bozulma ve kenar renklenmesi, daha önceki çalışmalara benzer şekilde, polisaj ile kolaylıkla giderilebilecek düzeydedir. (288,289)

Hanabusa ve ark. yaptıkları klinik çalışmada, G-aenial Bond'u hem mine hemde dentine etch and rinse ve self etch modda (kuru ve nemli dentine)uygulayarak mikrotensile bağlanma testi yapmışlar ve dentin-rezin arayüzeyini TEM ile incelemişlerdir. Mikrotensile bağlanma testi sonucunda minede etch and rinse modun daha yüksek bağlanma değeri gösterdiğini; dentinde ise self etch modda kuru dentine bağlanmanın diğer deney gruplarından daha başarılı olduğu bildirilmiştir. TEM analizi sonucunda dentin yüzeyine etch and rinse uygulanan grubun biodegradasyona daha yatkın olduğu belirtilmişdirler. (291).

Lenzi ve ark. (292) ise çürük temizlendikten sonra Scotchbond Universal adezivi self etch ve etch and rinse uygulama şekillerinde kullanarak süt dişlerini restore etmişlerdir ve 18 aylık klinik takip sonucunda uygulama şekilleri arasında anlamlı bir fark olmadığını bildirmişlerdir. Mena-Serrano ve ark. (293) yaptıkları klinik çalışmada, 3M Single Bond Universal'i kullanarak self etch, selektif etch veya etch and rinse modda çürüksüz servikal lezyonları tedavi ettikten sonra klinik koşullarda 6 ay boyunca değerlendirmişler ve 6 ayın sonunda aralarında fark bulamadıklarını bildirmişlerdir.

Chen ve ark. yaptıkları klinik çalışmada, Prime&Bond Elect, Scotchbond Universal, All-Bond Universal, Clearfil Universal Bond and Futurabond Universal'i etch and rinse ve self etch modda dentin yüzeyine uygulayarak mikrotensile bağlanma dayanımı testi ve TEM ile yüzey analizi yaptıkları çalışmalarında, söz konusu adezivlerin her iki modda kullanımının da dentin yüzeyine mikrotensile bağlanma dayanımını değiştirmediğini bildirmişlerdir. Hibrit tabaka kalınlığının ise etch and rinse modda daha fazla olduğunu belirtmişlerdir (294).

Munoz ve ark yaptıkları klinik çalışmada, Clearfil SE Bond ve Adper Single Bond kontrol grubu olarak; Peak Universal Bond, 3M Single Bond Universal, All Bond Universal'in self etch ve etch and rinse modda kullanımının mikrotensile bağlanma dayanımına ve nanosızıntıya etkilerini inceledikleri çalışmalarında, mikrotensile bağlanma dayanımı testi sonuçlarına göre yalnızca Peak Universal Bond'un hem etch and rinse hem de self etch modda sonuçlarının kontrol grupları ile benzer olduğunu bildirmişler, gruplar nanosızıntı açısından incelendiğinde ise 3M Single Bond Universal ve All Bond Universal gruplarının hem self etch hem etch and rinse modda kullanımlarının kontrol gruplarıyla aralarında fark bulunamamıştır (295).

Çalışmamızın bulguları incelendiğinde; self etch uygulamada, selektif etch ve etch and rinse uygulamalara göre G2-Bond Universal ve Tokuyama Bond Force II adeziv sistemlerde mikrosızıntı değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır; ancak G2-Bond Universal ve Tokuyama Bond Force II self etch uygulamada, selektif etch ve etch and rinse uygulamalara göre istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamasına rağmen daha fazla mikrosızıntı göstermiştir. Clearfil Tri-S Bond Universal adeziv sistemde, self etch uygulama, etch and rinse uygulamaya göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha fazla mikrosızıntı göstermiştir ; ancak self etch uygulama, selektif etch uygulamaya göre istatistiksel olarak anlamlı bir fark göstermemiştir. Prime&Bond Universal adeziv sistemde, self etch uygulama, selektif etch ve etch and rinse uygulamalara göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde mikrosozıntıyı daha fazla göstermiştir.

Self-etch adezivleri uygulamadan önce, mineye fosforik asit uygulanmasının daha iyi bir klinik sonuç ve kenar uyumu sağladığı genellikle kabul edilir. İn vitro çalışmalar, mineye fosforik asit uygulamasının universal adezivlerin bağlanma dayanıklılığını arttırdığını göstermiştir (296,297). Bağlanma dayanıklılığındaki artış, asitin self-etch adezivlere ek olarak uygulanması ile gelişen mikromekanik kilitlenmeye bağlanabilir. Fosforik asit uygulaması rezin monomerlerin penetrasyonu sınırlayan ya da engelleyen smear tabakasını kaldırır ve her prizmadaki mine kristallerini kademeli olarak çözer (298). Sonuç olarak, fosforik asit adeziv rezin monomerlerin mineye infiltrasyonunu artırmakta ve böylece mikromekanik bağlanma artmaktadır.

In vitro olarak yapılan çalışmalarda, iki aşamalı bir self etch olan Clearfil SE Bond materyalinde minede zamanla marjinal bozulma gerçekleştiği (303-305) ve bu bozulma sonucunda minede bağlanma etkinliğinin önemli derecede düşerek mikrosızıntıda artış görüldüğü bildirilmiştir (299,300,306-308). Mikrosızıntıda zamanla artış görülmesi pulpa tedavileri gibi marjinal örtümün kritik önem taşıdığı durumlarda selektif etch uygulamasını daha da önemli hale getirmektedir. Minede oluşan bu bozulmanın selektif etch uygulaması ile önemli oranda azaldığını bildiren çalışmalar bulunsa da (301,308,309), bazı çalışmalar selektif etch uygulamasının bir farklılık yaratmadığını bildirilmiştir (302,310,311).

Bir adeziv materyalin (AdheSE, Ivoclar Vivadent) selektif etch ve self etch uygulama şekillerini klinik olarak karşılaştırdıkları 5 yıllık değerlendirme sonunda retansiyon açısından selektif etch ve self etch grupları arasında bir fark gözlenmezken, yıllar içerisinde kenar renklenmesi, self etch grubundaki restorasyonlarda selektif etch grubuna göre daha yüksek oranda bulunmuştur. (312)

Fron ve ark. (313) self etch bir adezivi (Bond Force, Tokuyama) çürüksüz servikal lezyonlu dişlerde, selektif etch ve self etch yöntemleri ile uyguladıkları klinik çalışmalarında 2 yılın sonunda retansiyon açısından gruplar arasında fark gözlenmezken, kenar renklenmesi açısından selektif etch grubu anlamlı olarak daha başarılı bulunmuştur.

Çürüksüz servikal lezyonlu dişlerde, selektif etch yönteminin etkinliğini değerlendiren bir derlemede, selektif etch uygulamasının restorasyonların uzun dönem başarısı üzerinde olumlu bir etkisi olduğu belirtmiştir. (314)

Perdigao ve ark yaptıkları klinik çalışmada, 3M Single Bond Universal'i etch and rinse, self etch, selektif etch modda uyguladıkları ve 18 ay boyunca takip ettikleri klinik çalışmalarında yalnızca marjinal adaptasyonda fark bulunduğu sonucuna varmışlardır (315). 3M Single Bond Universal'in pH'ı 2.7 olduğu için minede fosforik asitin oluşturduğu etkiye ulaşamadığı ve bu nedenle minenin selektif asitlenmesinin ön gereklilik olduğu belirtilmiştir (316).

Souza-Junior ve ark.'nın yaptıkları ve Clearfil Tri-s Plus Bond uygulaması öncesinde mineye selektif olarak fosforik asit uygulanmasının marjinal bütünlüğü

arttırdığını bildirmişlerdir (311). Aynı zamanda bu veriler minenin selektif olarak fosforik asit ile pürüzlendirilmesinin kompozitin mineye bağlanma dayanımını arttırdığını öne süre çalışmalar ile de örtüşmektedir (300,301,308,318,319,320,323). Özellikle tek aşamalı self etch adezivlerde selektif etch metodunun uygulanması klinik başarıyı önemli biçimde artırmaktadır (317,321,322).

Yoshida ve ark. Clearfil SE Bond'un içeriğinde bulunan MDP'nin hidroksiapatit ve kalsiyuma sıkıca bağlandığını dolayısı ile mikromekanik adezyonun ötesinde bir reaksiyon gerçekleştiğini bildirmişlerdir (324). Aynı zamanda bu materyalde nano doldurucu olarak bulunan kollaidal silika sayesinde adezivin içeriğindeki çapraz bağlantıların ve rezin matriksin kuvvetinin arttığını ve mikrosızıntıya neden olabilecek bir faktör olan polimerizayon büzülmesinin azaltıldığı bildirilmiştir (300,309). Bu verilere benzer olarak, yapılan bazı çalışmalarda Clearfil SE Bond'un minede etch and rinse adezivlere benzer bağlanma dayanımı gösterdiği ve selektif etch uygulamasının bir farklılık yaratmadığı bildirilmiştir (302,310,311).

Çalışmamızda asitle pürüzlendirilen uygulamalar (selektif etch ve etch and rinse), self etch uygulamaya göre G2-Bond Universal ve Tokuyama Bond Force II adeziv sistemler ile benzer mikrosızıntı değerleri gösterirken; Prime&Bond Universal ve Clearfil Tri-S Bond self etch uygulama daha fazla mikrosozıntı değeri göstermiştir.

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

6.1. SONUÇLAR

1. Çalışmamızda test edilen adezivlerin etch and rinse uygulaması sonucunda G2-Bond Universal, Clearfil Tri-S Bond Universal, Prime&Bond Universal ve Tokuyama Bond Force II ile restore edilen sınıf II kavitelerde mikrosızıntı değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde bir fark bulunamamıştır. En düşük mikrosızıntı değerini G2-Bond Universal gösterirken, en yüksek mikrosızıntı değerini ise Prime&Bond Universal göstermiştir.

2. Test edilen adezivlerin selektif etch uygulaması sonucunda G2-Bond Universal, Clearfil Tri-S Bond Universal, Prime&Bond Universal ve Tokuyama Bond Force II ile restore edilen sınıf II kavitelerde mikrosızıntı değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde bir fark bulunamamıştır. En düşük mikrosızıntı değerlerini G2-Bond Universal ve Tokuyama Bond Force II gösterirken, en yüksek mikrosızıntı değerini ise Clearfil Tri-S Bond Universal göstermiştir.

3. Kullanılan adezivlerin self etch uygulaması sonucunda G2-Bond Universal, Clearfil Tri-S Bond Universal ve Tokuyama Bond Force II ile restore edilen sınıf II kavitelerde mikrosızıntı değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde bir fark bulunmazken, Prime&Bond Universal'in self etch uygulaması sonucunda ise diğer üç adeziv sisteme göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha fazla mikrosızıntı bulunmuştur. En düşük mikrosızıntı değerini G2-Bond Universal göstermiştir.

4. Çalışmamızdaki adezivlerden G2-Bond Universal ile restore edilen sınıf II kavitelerin selektif etch, self etch ve etch and rinse uygulamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. En düşük mikrosızıntı değeri etch and rinse uygulamada görülürken, en yüksek mikrosızıntı değeri self etch uygulamada görülmüştür.

5. Çalışmamızda test edilen adezivlerden Clearfil Tri-S Bond Universal ile restore edilen sınıf II kavitelerin selektif etch, self etch ve etch and rinse uygulamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuş olup, etch and rinse uygulama

istatistiksel olarak en az mikrosızıntıyı gösterirken, self etch uygulama ise en fazla mikrosızıntıyı göstermiştir.

6. Prime&Bond Universal ile restore edilen sınıf II kavitelerin selektif etch ve etch and rinse uygulamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmazken, self etch uygulama ise istatistiksel olarak en fazla mikrosızıntıyı göstermiştir.

7. Çalışmamızdaki adeziv sistemlerden Tokuyama Bond Force II ile restore edilen sınıf II kavitelerin selektif etch, self etch ve etch and rinse uygulamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. En düşük mikrosızıntı değeri selektif etch uygulamada görülürken, en yüksek mikrosızıntı değeri self etch uygulamada görülmüştür.

6.2. ÖNERİLER

Restorasyonun, mikrosızıntı açısından başarısı için adeziv materyalin diş dokusu ile ilişkisi son derece önemlidir. Günümüz diş hekimliğinde dentin adeziv sistemler sıklıkla kullanılmakta ve devamlı olarak bir öncekinden daha iyi ve avantajlı olduğu idda edilen farklı materyaller firmalar tarafından piyasaya sürülmektedir. Son yıllarda adezyon işlemlerini daha da basitleştirmek ve kullanım alanını arttırmak için universal ya multimode adı verilen adeziv sistemler geliştirilmiştir. Ancak bu basitleştirilmiş adeziv sistemlerin mine ve dentine adezyon dirençlerinin etkinliği hakkındaki veriler tartışmalıdır.

Çalışmamızın sınırları içerisinde test edilen adeziv materyallerin ek olarak fosforik asit ile pürüzlendirilmesinin (selektif etch ve etch and rinse) mikrosızıntı miktarını azalttığı görülmüştür. Çalışmamızdan da yola çıkarak, düşük mikrosızıntı düzeyleri göstermeleri sebebiyle mine ve/veya dentinde ek olarak fosforik asit ile pürüzlendirilmenin tercih edilebileceği söylenebilir.

Elde ettiğimiz verilere göre tek basamaklı universal adeziv sistemler, iki basamaklı universal adeziv sistemlerin performansına ulaşamamıştır. Çalışmamızın sonuçları göz önüne alındığında, mikrosızıntının daha az görülmesi nedeniyle dentinde iki aşamalı universal adeziv sistemlerin tercih edilmesi önerilebilir.

Mikrosızıntı ölçüm yöntemlerinden olan Mikro-CT**,** yüksek hassasiyetle tekrarlanabilir sonuçlar vermesi, üç boyutlu görüntülerin elde edilebilmesi, non-destrüktif olduğu için dişe zarar vermeden mikrosızıntı incelemesine defalarca kez olanak sağlaması gibi birçok avantaja sahiptir; ancak çalışmamızda Mikro-CT tercih edilmemesinin sebebi maliyetinin yüksek olmasıdır. Yapılacak olan mikrosızıntı çalışmalarının değerlendirilmesinde Mikro-CT kullanımı avantajlarının fazla olmasından dolayı tercih edilebilir.

Klinik başarıda uygulama tekniğinin basitleştirilmesi ve iyi bir adezyonun gerçekleşmesi açısından araştırmaların ve uzun dönem klinik takip çalışmaların yapılmasının daha sağlıklı sonuçlar elde edilmesine katkı sağlayabileceğini önerebiliriz.

7. KAYNAKLAR

1. Axelsson P. Etiologic factors involved in dental caries. Diagnosis and risk prediction of dental caries (Axelsson P, ed). First edition. Illinois, Quintessence Publishing Co Inc. Vol. 2, 1-42, 2000.

2. Fejerskov O, Nyvad B, Kidd EAM. Clinical and histological manifestations of dental caries. Dental caries: The disease and its clinical management (Fejerskov O, Kidd EAM, ed). Copenhagen, Blackwell Publishing Ltd. 71-97, 2003.

3. Clarkson BH. Introduction to cariology. Dent Clin North Am 43: 569-578, 1999.

4. Moritz A, Schoop U, Strassl M, Wintner E. Cavity preparation. Oral Laser Application (Moritz A, ed). First edition. Berlin, Quintessenz Verlags 75-136, 2006.

5. Qualtrough AJE, Satterthwaite JD, Morrow LA, Brunton PA. Principles of operative dentistry. London Wiley-Blackwell, 2005.

6. Yip HK, Samaranayake LP. Caries removal techniques and instrumentation: a review. Clin Oral Investig 2: 148-154, 1998.

7. Vaidyanathan TK, Vaidyanathan J. Review Recent Advancesin the Theory and Mechanism of Adhesive Resin Bondingto Dentin: A Critical Review. Inc. J Biomed Mater Res PartB: Appl Biomater. 2009; 88:558-578.

8. Jensen ME. Dentin bonding agents. Esthetic Dentistry / A clinical approach to techniques and materials (Aschheim KW, Dale BG ed). Second edition. St. Louis, Mosby-Year Book Inc. 41-3, 2001.

9. Tuncer D, Çelik Ç, Çehreli SB, Arhun N. Comparison of microleakage of a multi-mode adhesive system with contemporary adhesives in class II resin restorations. J Adhesion Science and Technology 28: 1288-1297, 2014.

10. Van Meerbeek B, Perdiagao J, Lambrechts P, Vanherle G. The clinical performance of adhesives. J Dent 26: 1–20, 1998.

11. Hickel R, Manhart J. Longevity of restorations in posterior teeth and reasons for failure. J Adhes Dent 3: 45–64, 2001.

12. Mjor IA, Gordan VV. Failure, repair, refurbishing and longevity of restorations. Oper Dent 27: 528–534, 2002.

13. Mjor IA, Shen C, Eliasson ST, Richter S. Placement and replacement of restorations in general dental practice in Iceland. Oper Dent 27: 117–123, 2002.

14. Van Meerbeek B, De Munch J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. Oper Dent 28: 215- 235, 2003.

15. Frankenberger R, Pashley DH, Reich SM, Lohbauer U, Petschelt A, Tay FR. Characterisation of resin-dentine interfaces by compressive cyclic loading. Biomaterials 26: 2043-2052, 2005.

16. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, Van Meerbeek B. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. J Dent Res 84: 118-132, 2005.

17. Blunck U, Zaslansky P. Effectiveness of all-in-one adhesive systems tested by thermocycling following short and long-term water storage. J Adhes Dent 2: 231-240, 2007.

18. Van Landuyt KL, Mine A, De Munck J, Jaecques S, Peumans M, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Are one-step adhesives easier to use and better performing? Multifactorial assessment of contemporary one-step self-etching adhesives. J Adhes Dent 11: 175-190, 2009.

19. 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; 28:3757-3785.

20. Abdalla AI, Davidson CL. Bonding efficiency and interfacial morphology of one-bottle adhesives to contaminated dentin surfaces. Am J Dent 11: 281-285, 1998.

21. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt KL. State of the art of self-etch adhesives. Dent Mater 27: 17-28, 2011.

22. Van Meerbeek B, Inoue S, Perdigao J, Lambrechts P, Vanherle G. Enamel and dentin adhesion. Fundamentals of operative dentistry (Summitt JB, Robbins JW, Schwartz RS, ed). Second edition. Carol Stream, Quintessence 178-235, 2001.

23. Taschner M, Nato F, Mazzoni A, Frankenberger R, Krämer N, Di Lenarda R, Petschelt A, Breschi L. Role of preliminary etching for one-step self-etch adhesives. Eur J Oral Sci 118: 517-524, 2010.

24. Erickson RL, Barkmeier WW, Latta MA. The role of etching in bonding to enamel: a comparison of self-etching and etch-and-rinse adhesive systems. Dent Mater 25: 1459-1467, 2009.

25. 3. Dayangac B. Bonding sistemleri “Kompozit rezin restorasyonlar”. Ankara: Gunes Kitabevi Ltd. Sti; 2000.

26. ES D. Adhesion and its application with restorative materials. Dent Clin North Am, 1993.

27. The Physics of Adhesives [Internet]. Available from: URL: http:// ffden-2.phys.uaf.edu.

28. Buonocore M. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. J Dent Res. 1955; 34:849-853.

29. Swift E Jr, Perdigao J, Heymann H. Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art. Quintessence Int. 1995; 26:95-110.

30. Schwartz RS SJ, Robbins W, Santos JD. Fundamentals of operative dentistry. USA: Quintessence Publishing Co, Inc, 1996.

31. Cengiz T. Endodonti. Barış Yayınları, İzmir, 1990.

32. De Munck JD, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M ve ark. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. Journal of Dental Research, 84(2), 118-32, 2005.

33. Wei S, Barkmeier W. Conference report: international symposium on adhesives in dentistry. Journal of Dental Research, 71(1), 75-77, 1992.

34. Schwartz RS SJ, Robbms W, Santos JD. Fundamentals of operative dentistry. USA: Quintessence Publishing Co, Inc 141-186, 1996.

35. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. Journal of Dental Research, 34(6), 849-53, 1955.

36. Nakabayashi N PD. Hybridization of Dental Hard Tissues. Quintessence Publishing Co, Inc, Tokyo, Japan, 1998.

37. Hannig M, Reinhardt K, Bott B. Self-etching primer vs phosphoric acid: an alternative concept for composite-to-enamel bonding. Operative Dentistry, 24, 172-80, 1999.

38. Burke F, McCaughey A. The four generations of dentin bonding. American Journal of Dentistry, 8(2), 88-92, 1995.

39. Legler L, Retief D, Bradley E. Effects of phosphoric acid concentration and etch duration on enamel depth of etch: an in vitro study. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 98(2), 154-60, 1990.

40. Renzo MD, Ellis T, Domingue A, Bertrand L, Sacher E, Stangel I. Chemical reactions between dentin and bonding agents. The Journal of Adhesion, 47(1- 3), 115-21, 1994.

41. Fukuda R, Yoshida Y, Nakayama Y, Okazaki M, Inoue S, Sano H ve ark. Bonding efficacy of polyalkenoic acids to hydroxyapatite, enamel and dentin. Biomaterials, 24(11), 1861-67, 2003.

42. Swift EJ. Dentin/enamel adhesives: review of the literature. Pediatric Dentistry, 24(5), 456-61, 2002.

43. Albers HF. Tooth-colored restoratives: principles and techniques. PMPHUSA, 2002.

44. Ermis RB, De Munck J, Cardoso MV, Coutinho E, Van Landuyt KL, Poitevin A ve ark. Bond strength of self-etch adhesives to dentin prepared with three different diamond burs. Dental Materials, 24(7), 978-85, 2008.

45. Gökalp S KADaHDFD. Dentin adezivler. Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Derg, 2001.

46. Moll K, Park H-J, Haller B. Bond strength of adhesive/composite combinations to dentin ınvolving totaland self-etch adhesives. Journal of Adhesive Dentistry, 4(3), 2002.

47. Reis A, Pellizzaro A, Dal-Bianco K, Gomes O, Patzlaff R, Loguercio A. Impact of adhesive application to wet and dry dentin on long-term resindentin bond strengths. Operative Dentistry, 32(4), 380-87, 2007.

48. Perdigao J, Gomes G, Gondo R, Fundingsland JW. In vitro bonding performance of all-in-one adhesives. Part I--microtensile bond strengths. Journal of Adhesive Dentistry, 8(6), 2006.

49. de Carvalho Cardoso P, Loguercio AD, Vieira LCC, Baratieri LN, Reis A. Effect of prolonged application times on resin-dentin bond strengths. Journal of Adhesive Dentistry, 7(2), 2005.

50. Andia-Merlin R, Garone-Netto N, Arana-Chavez V. SEM evaluation of the interaction between a three-step adhesive and dentin. Operative Dentistry, 26(5), 440-44, 2001.

51. Santini A, Miletic V. Comparison of the hybrid layer formed by silorane adhesive, one-step self-etch and etch and rinse systems using confocal microRaman spectroscopy and SEM. Journal of Dentistry, 36(9), 683-91, 2008

52. Montes M, Sinhoreti M. The in vitro morphological effects of some current pre-treatments on dentin surface: a SEM evaluation. Operative Dentistry, 30(2), 201-12, 2005.

53. Pangsrisomboon B, Harnirattisai C, Nilsri K, Burrow MF. Microtensile bond strength of self-etching adhesive systems to differently prepared dentin. American Journal of Dentistry, 20(4), 259-62, 2007.

54. Marshall Jr GW, Marshall SJ, Kinney JH, Balooch M. The dentin substrate: structure and properties related to bonding. Journal of Dentistry, 25(6), 441- 58, 1997.

55. De Munck J, Van Meerbeek B, Yoshida Y, Inoue S, Suzuki K, Lambrechts P. Four-year water degradation of a resin-modified glass-ionomer adhesive bonded to dentin. European Journal of Oral Sciences, 112(1), 73-83, 2004.

56. Kiremitçi A, Altıncı P. Self-etch adeziv sistemlerde güncel gelişmeler bölüm I: farklı özelliklerde diş sert dokularına bağlanma etkinliği. Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 32(4), 33-48, 2008.

57. Youngson CC, Gray NJ. An in vitro comparative analysis: Scanning electron microscopy of dentin/restoration interfaces. Dent Mater 1992; 8:252-58.

58. Erickson RL. Surface interactions of dentin adhesive materials. Oper Dent 1992; 5:81-94.

59. Heymann HO, Swift EJ, Ritter AV, editors. Sturdevant's Art & Science of Operative Dentistry-E-Book. 6th ed. Mosby: Elsevier, Chapter 4;2013.

60. Bowen RL, Eick JD, Henderson DA Anderson DW. Smear layer: removal and bonding considerations. Oper Dent Suppl. 1984; 3:30-34.

61. Price RB, Dérand T, Andreou P, Murphy D. The effect of two configuration factors, time, and thermal cycling on resin to dentin bond strengths Biomaterials. 2003;24(6):1013-1021.

62. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. J Biomed Mater Res 1982; 16:265-73.

63. 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. Ann Stomatol 2017; 8:1-17.

64. Van Meerbeek B, Perdigao J, Lambrechts P, Vanherle G. The clinical performance of adhesives. J Dent 1998; 26:1-20.

65. Latta M, Barkmeier WW. Dental adhesives in contemporary restorative dentistry. Dent Clin North Am 1998; 42:567-77.

66. Kugel G, Ferrari M. The science of bonding: From first to sixth generation. JADA 2000; 127:20-5.

67. Bowen RL, Rodriguez MS. Tensile strength and modulus of elasticity of tooth structure and several restorative materials. JADA 1962; 64:378-87.

68. Perdigão J. An ultra-morphological study of human dentine exposed to adhesive systems [thesis]. Leuven KUL: Van der Poorten; 1995.

69. Buonocore M, Wileman W, Brudevold F. A report on a risen composition capable of bonding to human dentin surfaces. J Dent Res. 1956; 35:846-851. 2013;4(9):143-147. 25.

70. Bowen RL, Rodriguez MS. Tensile strength and modulus of elasticity of tooth structure and several restorative materials. JADA 1962; 64:378-87.

71. Fusayama T, Nakamura M, Kurosaki N, Iwaku M. Non-pressure adhesion of a new adhesive resin. J Dent Res 1979; 58:1364-70.

72. Kugel G, Ferrari M. The science of bonding: from first to sixth generation. JADA. 2000; 13:20-25.

73. American Dental Association Council on Dental Materials. Instruments and equipment. Dentin bonding systems: an update. JADA. 1987; 114:91-95.

74. Broome JC, Duke ES, Norling BK. Shear bond strengths of composite resins with three different adhesives [Abstract]. J Dent Res. 1985; 64:244.

75. Tao L, Pashley DH, Boyd L. The effect of different types of smear layers on dentin and enamel bond strengths. Dent Mater. 1988; 4:208-216.

76. Kugel G, Ferrari M. The science of bonding: From first to sixth generation. JADA 2000; 127:20-5.

77. Fusayama T, Nakamura M, Kurosaki N, Iwaku M. Non-pressure adhesion of a new adhesive resin. J Dent Res 1979; 58:1364-70.

78. Silverstone LM, Saxton CA, Dogon IL, Fejerskov O. Variation in the pattern of acid etching of human dental enamel examined by scanning electron microscopy. Caries Res 1975; 9:373-87.

79. Tyas MJ, Burrow MF. Adhesive restorative materials: A review. Aust Dent J 2004; 49:112 21.

80. Wagner A, Wendler M, Petschelt A, Belli R, Lohbauer U. Bonding performance of universal adhesives in different etching modes. J Dent 2014; 42:800-7.

81. Van Meerbeek B, Inokoshi S, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems, J Dent Res 1992;71:1530-40.

82. Van Meerbeek B, De Munck J, Mattar D, Van Landuyt K, Lambrechts P. Microtensile bond strengths of an etch and rinse and self-etch adhesive to enamel and dentin as a function of surface treatment. Oper Dent 2003; 28:647-60.

83. Ahn J, Jung KH, Son SA, Hur B, Kwon YH, Park JK. Effect of additional etching and ethanol-wet bonding on the dentin bond strength of one-step self-etch adhesives. Rest Dent Endod 2015; 40:68-74.

84. Güven Y, Aktören O. Adezif sistemlerin yapısal özelliklerinin adezif sistem-diş yüzeyi bağlantısındaki rolü. İÜDHFD Derleme 2014; 48:57-65.

85. 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; 28:3757-85.

86. Imazato S. Antibacterial adhesive system - The potential benefit to successful restoration. In: Sano H, Uno S, Inoue S, editors. Modern Trends in Adhesive Dentistry Proceedings of the Adhesive Dentistry. Dental Material Department, Medical Products Division, Kuraray Co, Ltd; Japan: 1998.p.107-14.

87. Nishiyama N, Tay FR, Fujita K, Pashley DH, Ikemura K, Hiraishi N, et al. Hydrolysis of functional monomers in single-bottle selfetching primer-correlation of 13C NMR and TEM findings. J Dent Res 2006; 85:422-6.

88. Tay FR, Pashley DH, Suh BI, Carvalho RM, Itthagarun A. Single step adhesives are permeable membranes. J Dent 2002; 30:371-82.

89. Tay FR, Pashley DH, Peters MC. Adhesive permeability affects composite coupling to dentin treated with a self-etch adhesive. Oper Dent 2003; 28:610-21.

90. Tay FR, Pashley DH. Aggressiveness of contemporary self-etching systems. I: Depth of penetration beyond dentin smear layers. Dent Mater 2001; 17:296-308.

91. Sano H, Yoshikawa T, Pereira PN, Kanemura N, Morigami M, Tagami J, et al. Long-term durability of dentin bonds made with a self-etching primer, in vivo. J Dent Res 1999; 78:906-11.

92. Tay FR, Pashley DH. Water treeing-A potential mechanism for degradation of dentin adhesives. Am J Dent 2003; 16:6-12.

93. Donmez N, Belli S, Pashley DH, Tay FR. Ultrastructural correlates of in vivo/in vitro bond degradation in self-etch adhesives. J Dent Res 2005; 84:355-9.

94. Hanabusa M, Mine A, Kuboki T, Momoi Y, Van Ende A, Van Meerbeek B, et al. Bonding effectiveness of a new "multi-mode" adhesive to enamel and dentine. J Dent 2012; 40:475-84.

95. Perdigao J, Sezinando A, Monteiro PC. Laboratory bonding ability of a multi-purpose dentin adhesive. Am J Dent 2012; 25:153-8.

96. Karami Nogourani M, Javadi Nejad Sh, Homayunzadeh M. Sealant Microleakage in saliva-contaminated enamel: Comparison between three adhesive systems. J Dent Sch 2010; 27:197-204.

97. Basaran G, Ozer T, Devecioğlu Kama J. Comparison of a recently developed nanofiller self-etching primer adhesive with other selfetching primers and conventional acid etching. Eur J Orthod 2009; 31:271-5.

98. Kasraei SH, Atai M, Khamverdi Z, Khalegh Nejad S. Effect of nanofiller addition to an experimental dentin adhesive on microtensile bond strength to human dentin. J Dent (Tehran) 2009; 6:91-6.

99. Munoz MA, Luque-Martinez I, Malaquias P, Hass V, Reis A, Campanha NH, et al. In vitro longevity of bonding properties of universal adhesives to dentin. Oper Dent 2015; 40:282-92.

100. Sezinando A. Looking for the ideal adhesive-A review. Rev Port Estomatol Cir Maxilofac 2014; 55:194-206.

101. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt KL. State of the art of selfetch adhesives. Dent Mater 2011; 27:17-28.

102. Perdigao J, Lopes L, Lambrechts P, Leitão J, Van Meerbeek B, Vanherle G. Effects of a self-etching primer on enamel shear bond strengths and SEM morphology. Am J Dent 1997; 10:141-6.

103. Miyazaki M, Sato M, Onose H. Durability of enamel bond strength of simplified bonding systems. Oper Dent 2000; 25:75-80.

104. De Munck J, Van Meerbeek B, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Suzuki K, Lambrechts P, Vanherle G. Four-year water degradation of totaletch adhesives bonded to dentin. J Dent Res 2003; 82:136-40.

105. Hashimoto M, Ito S, Tay FR, Svizero NR, Sano H, Kaga M, et al. Fluid movement across the resin-dentin interface during and after bonding. J Dent Res 2004; 83:843-48.

106. McLean JW. Dentinal bonding agents versus glass-ionomer cements. Quintessence Int, 27(10), 1996.

107. Phillips R. Skinner's. Science of Dental Materials 9th ed Philadelphia: WB Saunders, 1991.

108. Altun C. Kompozit dolgu materyallerinde son gelişmeler. Gülhane Tıp Dergisi, 47(1), 77-82, 2005.

109. Powers J, Wataha J. Dental materials: properties and manipulation Mosby Elsevier. United States of America, 2008.

110. Ferracane JL. Materials in dentistry: principles and applications. Lippincott Williams & Wilkins, 2001.

111. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. European Journal of Oral Sciences, 105(2), 97-116, 1997.

112. Bayne S, Taylor D, Sturdevant C, Roberson T, Heymann H, Sturdevant J. The Art and Science of Operative Dentistry. St Louis, MO: Mosby, 226, 1995.

113. Sturtevant C, Robertson T, Heymann H, Sturtevant J. The Art and Science of Operative Dentistry. St Louis: Mosby year book inc ch2, 6(8), 16, 1995.

114. Van Noort R. Introduction to Dental Materials-E-Book. Elsevier Health Sciences, 2014.

115. Schneider LFJ, Cavalcante LM, Silikas N. Shrinkage stresses generated during resin-composite applications: a review. Journal of Dental Biomechanics, 2010, 2010.

116. Söderholm K-J, Mariotti A. BIS-GMA–based resins in dentistry: are they safe? The Journal of the American Dental Association, 130(2), 201-09, 1999.

117. Moszner N, Hirt T. New polymer-chemical developments in clinical dental polymer materials: Enamel–dentin adhesives and restorative composites. Journal of Polymer Science Part A: Polymer Chemistry, 50(21), 4369-402, 2012.

118. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Vanherle G. Composite resins in the 21st century. Quintessence International, 24(9), 1993.

119. Anusavice KJ. Dental ceramics. Phillips' Science of Dental Materials, 655- 719, 2003.

120. Bayne SC, Heymann HO, Swift JE. Update on dental composite restorations. Journal of the American Dental Association (1939), 125(6), 687-701, 1994.

121. Gladys S, Van Meerbeek B, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Comparative physico-mechanical characterization of new hybrid restorative materials with conventional glass-ionomer and resin composite restorative materials. J Dent Res, 76(4), 883-94, 1997.

122. CHUNG KH, Greener E. Correlation between degree of conversion, filler concentration and mechanical properties of posterior composite resins. Journal of Oral Rehabilitation, 17(5), 487-94, 1990.

123. GC Kalore Technical Data http://www.gceurope.com/pid/141/manual/en_Manual.pdf.

124. Craig R. powers JM. "Restorative dental materials". St. Louis: Mosby (2002).

125. Irie M, Suzuki K, Watts DC. Marginal gap formation of light-activated restorative materials: effects of immediate setting shrinkage and bond strength. Dent Mater. 2002; 18(3):203-210.

126. Sabbagh J, Ryelandt L, Bacherius L, Biebuyck JJ, Vreven J, Lambrechts P, Leloup G. Characterization of the inorganic fraction of resin composite. Journal of Oral Rehabilitation, 2004;31 (11); 1090-1101.

127. Dayangaç GB. Kompozit restorasyonlar. Quintessence Yayıncılık Ltd. Şti, Ankara. 2011.

128. Albers HF. Tooth Coloured Restoratives: Principles and Techniques, Ninth Ed., BC Decker Hamilton, Canada. 2002.

129. Lutz F, Phillips RW. A classification and evaluation of composite resin systems. The Journal of Prosthetic Dentistry 1983;50 (4):480-488.

130. Burgess JO, Walker W, Davidson JM. Posterior resin-based composites: Review of the literature. Pediatric Dentistry 2002;24 (5):465-479.

131. Bayne SC. Dental biomaterials: Where are we and where are we going? Journal of Dental Education. 2005;69 (5): 571-585.

132. Tyas MJ. Correlation between fracture properties and clinical performance of resins in Class IV cavities. Australian Dental Journal 1990; 35 (1): 46-49.

133. Ferracane JL, Berge HX, Condon JR. In vitro aging of dental composites in water- effect of degree of conversion, filler volume, and filler matrix coupling. Journal of Biomedical Material Research. 1998;42 (3): 465-472.

134. Anusavice K. J. Phillips' Science of Dental Materials, Eleventh Ed., WB Saunders Comp China. 2003.

135. Swıft EJ. Aşk the experts: Nanocomposites. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry 2005;17 (1): 3-4.

136. Myshko D. Nanotechnology It's a Small World. Pharma Voice, February. 2004; p. 34-39.

137. Davis N. A Nanotechnology Composite. Compendium of Continuing Education in Dentistry. 2003;24 (9): 662-667.

138. Mitra, SB, Wu D, Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. Journal of the American Dental Association. 2003;134 (10);1382-1390.

139. Duke ES. Has dentistry moved into the nanotechnology era? Compendium of Continuing Education in Dentistry. 2003;24 (5): 380-382.

140. øilo G, Austrheim EK. In vitro quality testing of dentin adhesives. Acta Odontologica Scandinavica, 51(4), 263-69, 1993.

141. Türkün Ş, Ergücü Z. Estetik restoratif materyallerin mikrosızıntı çalışmalarında kullanılan gereç ve yöntemlerin karşılaştırılması. Acta Odontologica Turcica; Cilt 21, Sayı 2, 143, 2004.

142. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P ve ark. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. Operatıve Dentistry-University Of Washington-, 28(3), 215-35, 2003.

143. Perdigao J, Swift E. Mine ve dentin adezyonunun temel kavramları. TM Roberson, HO Heymann and EJ Swıft Sturdevant's art and science of operative dentistry, 5, 243-80, 2011.

144. Arisu HD, Eliguzeloglu E, Uctasli MB, Omurlu H, Turkoz E. Effect of multiple consecutive adhesive coatings on microleakage of class V cavities. European Journal of Dentistry, 3(3), 178, 2009.

145. Karadağ AGS. Mikrosızıntı araştırma teknikleri ve mikrosızıntıyı etkileyen faktörler. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, (2), 80-88, 2005.

146. Taylor M, Lynch E. Microleakage. Journal of Dentistry, 20(1), 3-10, 1992.

147. Zivkovi S, Bojovi S, Pavlica D. Bacterial penetration of restored cavities. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology, 91(3), 353-58, 2001.

148. Delivanis PD, Chapman KA. Comparison and reliability of techniques for measuring leakage and marginal penetration. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, 53(4), 410-16, 1982.

149. Rhome BH, Solomon EA, Rabinowitz JL. Isotopic evaluation of the sealing properties of lateral condensation, vertical condensation, and hydron. J Endod, 7(10), 458-61, 1981.

150. Wu MK, De Gee A, Wesselink P. Fluid transport and dye penetration along root canal fillings. Int Endod J, 27(5), 233-38, 1994.

151. Yañez MJ, Barbosa SE. Changes in particle area measurements due to SEM accelerating voltage and magnification. Microscopy Research and Technique, 61(5), 463-68, 2003.

152. Usanmaz D. STM/AFM İle yüzey karakterizasyonu, Gazi Üniversitesi,Yüksek Lisans Tezi, 2005.

153. Haïkel Y, Freymann M, Fanti V, Claisse A, Poumier F, Watson M. Apical microleakage of radiolabeled lysozyme over time in three techniques of root canal obturation. J Endod, 26(3), 148-52, 2000.

154. Kersten HW MW. Particles and molecules ın endodontic leakage. Int Endod J, 22, 18-24, 1989.

155. Ayyıldız S, Uyar A, Yüzügüllü B. Diş hekimliğinde mikrosızıntı ve inceleme yöntemleri. Atatürk Üniv. Dis Hek Fak Derg, 19(3), 219-26, 2009.

156. Tanrıverdi F, Belli S, Alptekin T. İki dentin bonding sistemin marjinal sızıntısının incelenmesinde iki farklı yöntemin karsılastırılması. Ank Ünv Dis Hek Derg, 22, 1-6, 1995.

157. Türkün Ş, Ergücü Z. Estetik restoratif materyallerin mikrosızıntı çalışmalarında kullanılan gereç ve yöntemlerin karşılaştırılması. Acta Odontologica Turcica; Cilt 21, Sayı 2, 143, 2004.

158. Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Endo K, Sano H, Oguchi H. In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years. Journal of Dental Research, 79(6), 1385-91, 2000.

159. Gale M, Darvell B. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. Journal of Dentistry, 27(2), 89-99, 1999.

160. Neves A, Coutınho E De Munck J, Van Meerbeek B. Cariesremoval effectiveness and minimal-invasiveness potential of caries-excavation techniques: a microCT investigation. Journal of dentistry, 39: 154-162 (2011b).

161. Swain MV, Xue J. State of the art of Micro-CT applications in dental research. Int J Oral Sci 2009; 1(4): 177-188.

162. Jacker-Guhr S, Ibarra G, Oppermann L, Lührs A-K, Rahman A, Geurtsen W. Evaluation of microleakage in class V composite restorations using dye penetration and micro-CT. Clinical oral investigations, 20: 709-1718 (2016).

163. Ferrari Cagidiaco E, Karafili D, Verniani G, Zucca G, Ferrari M. Microleakage of three different combinations of adhesive and composite resins. J Osseointegr 2021;13(3):115-120.

164. Dr. Kamath U, Dr. Arun CR. Comparative evaluation of Microleakage of class ii composite restoration by using 6th 7 th and 8TH generation dentin bonding agents: An in vitro study. International Journal of Applied Dental Sciences 2019; 5(1): 147-150.

165. Huang GT, Söderholm KJ. In vitro investigation of shear bond strength of a phosphate based dentinal bonding agent. Scand J Dent Res 97: 84-92, 1989.

166. Van Meerbeek B, Peumans M, Verschueren M, Gladys S, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Clinical status of ten dentin adhesive systems. J Dent Res 73: 1690-702, 1994.

167. De Munck J, Van Meerbeek B, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Suzuki K. Four-year water degradation of total etch adhesives bonded to dentin. J Dent Res 82: 136-140, 2003.

168. Taylor MJ, Lynch E. Microleakage. J Dent 20: 3-10, 1992.

169. Kidd EA. Microleakage in relation to amalgam and composite restorations. A laboratory study. Br Dent J 16: 305-310, 1976.

170. Gwinnett JA, Tay FR, Pang KM, Wei SH. Comparison of three methods of critical evaluation of microleakage along restorative interfaces. J Prosthet Dent 74: 575-585, 1995.

171. Ferrari M, Mason PN, Fabianelli A, Cagidiaco MC, Kugel G, Davidson CL. Influence of tissue characteristics at margins on leakage of Class II indirect porcelain restorations. Am J Dent 12: 134-142, 1999.

172. Déjou J, Sindres V, Camps J. Influence of criteria on the results of in vitro evaluation of microleakage. Dent Mater 12: 342-349, 1996.

173. Bergenholtz G. Iatrogenic injury to the pulp in dental procedures: Aspects of pathogenesis, management and preventive measures. Int Dent J 41: 99-110, 1991.

174. Retief DH. Do adhesive prevent microleakage? Int Dent J 44: 19-26,1994.

175. Alani AH, Toh CG. Detection of microleakage around dental restorations: a review. Oper Dent 22: 173-185,1997.

176. Going RE. Microleakage around dental restorations: a summarizing review. J Am Dent Assoc 84: 1349-1357, 1972.

177. Pashley DH. Clinical considerations of microleakage. J Endod 16: 70-77,1990.

178. Payne JH. The marginal seal of Class II restorations: flowable composite resin compared to injectable glass ionomer. J Clin Pediatr Dent 23:123-130, 1999.

179. White SN, Yu Z, Tom JF, Sangsurasak S. In vivo microleakage of luting cements for cast crowns. J Prosthet Dent 71: 333-338, 1994.

180. Andrews JT, Hembree JH. In vivo evaluation of marginal leakage of four inlay cements. J Prosthet Dent 35: 532-537, 1976.

181. Türkün LŞ, Ergücü Z. Estetik restoratif materyallerin mikrosızıntı çalışmalarında kullanılan gereç ve yöntemlerinin karşılaştırılması. G Ü Dişhek Fak Derg 21: 143-151, 2004.

182. Grossman ES, Matejka JM. In vitro marginal leakage in varnished and lined amalgam restorations. J Prosthet Dent 69: 469-474, 1993.

183. Wu MK, Wesselink PR. Endodontic leakage studies reconsidered. Part I. Methodology, application and relevance. Int Endod J 26: 37-43, 1993.

184. Barnes DM, Thompson VP, Blank LW, Mcdonald NJ. Microleakage of Class 5 composite resin restorations: a comparison between in vivo and in vitro. Oper Dent18: 237-245,1993.

185. Watanabe I, Nakabayashi N, Pashley DH. Bonding to ground dentin by a Phenyl-P self etching primer. J Dent Res 73:1212-1220, 1994.

186. Pashley EL, Tao L, Mackert JR, Pashley DH. Comparision of in vitro and in vivo bonding of composite resin to the dentin of canine teeth. J Dent Res 67: 467-470, 1998.

187. Grey SE, Burgess JO. An in vivo and in vitro comparision of two dentin bonding agents. Dent Mater 7:161-165, 1991.

188. Peschke A, Blunck U, Roulet JF. İnfluence of incorrect application of a waterbased adhesive system on the marginal adaptation of classV restorations. Am J Dent 13: 249-256, 2000.

189. Hansen SE, Swift EJ. Microleakage with gluma: effects of unfield resin polymerisation and storage time. Am J Dent 2: 266-268, 1989.

190. Tay FR, Gwinnet AJ, Pang KM, Wei SHW. Variability in microleakage observed in a total etch wet-bonding technique under different handling conditions. J Dent Res 74:1168-1178, 1995.

191. Dauvillier BS, Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Visco-elastic parameters of dental restorative materials during setting. J Dent Res 79: 818-823, 2000.

192. Labella R, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Vanherle G. Polymerization shrinkage andelasticity of flowable composites and filled adhesives. Dent Mater 15: 128-3, 1999.

193. Muniz M, Quioca J, Dolci GS, Reis A, Loguercio AD. Bonded amalgam restorations: microleakage and tensile bond strength evaluation. Oper Dent 30: 228-233, 2005.

194. Ferracene DJ, Adoy P, Matsimo H, Mark VA. Relationship between shade and depth of cure for light-cured composites. Dent Mater 2: 80-84, 1988.

195. Charbeneau GT. Principles and Practice of Operative Dentistry. Philadelphia: Lea & Febinger 163-165, 1988.

196. Lacy AM, Young DA. Modern concepts and material for the pediatric dentistry. Pediatr Dent 18: 469-475, 1996.

197. Munksqaard EC, Hoh G, Jorgensen KD. Dentin Polymer bond in resin fillings tested in vitro by thermo and load cycling. J. Dent. Res 64: 144-146, 1985.

198. Fasbinder DJ, Burgess JO, Robbins JW. Tensile bond strengths of dental adhesives to dentin to enamel. Dent Mater 5: 272-276, 1989.

199. Eliades GC, Vougiahlahis GJ. 31-NMR study of P-based dental adhesives and electrone probe micro analysis of stimulated interaces with dentin. Dent Mater., 5:101-108, 1989.

200. Wendt SL, Mc Innes PM, Dickinson GL. The effect of thermocycling in microleakage analysis. Dent Mater 8: 181-184, 1992.

201. Ayaz F, Tağtekin D, Yanıkoğlu F. Dentine bağlanma ve değerlendirme metodları. J Dent Fac Atatürk Uni 4: 49-56, 2011.

202. Gwinnett AJ, Yu S. Effect of long-term water storage on dentin bonding. Am J Dent 8:109-111, 1995.

203. Burrow MF, Satoh M, Tagami J. Dentin bond durability after 3 years using a dentin bonding agent with and without priming. Dent Mater 12:302- 307, 1996.

204. Kato G, Nakabayashi N. The durability of adhesion to phosphoric acid etched, wet dentin substrates. Dent Mater 14:347-352, 1998.

205. Moszner N, Salz U, Zimmermann J. Chemical aspects of self-etching enameldentin adhesives: A systematic review. Dent Mater 21(10): 895-910, 2005.

206. Retief DH. Standardizing laboratory adhesion tests. Am J Dent 4: 231-236, 1991.

207. Crim GA, Shay JS. Microleakage pattern of a resin-veneered cavity liner. J Prosthet Dent. 58: 273-276, 1987.

208. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. J Dent 27: 89-99, 1999.

209. Ayyıldız S, Uyar A, Yüzügüllü B. Diş hekimliğinde Mikrosızıntı ve inceleme yöntemleri. Atatürk Üniv. Dis Hek. Fak. Derg. 19: 219-226, 2009.

210. Karatoprak O, Kırzıoğlu Z.Comparison of the microleakage and cementing characteristics of three different cements used to cement stainless steel crowns. Atatürk Üniversitesi Dis Hek Fak Derg 1: 21-27, 1997.

211. Akal N, Öztağ N.Paslanmaz çelik kronlarda mikrosızıntının in vitro olarak değerlendirilmesi. Pedodonti Klinik/Araştırma 3: 114-118,1996.

212. Guelmann M, Bookmyer KL, Villalta P, Garcia-Godoy F. Microleakage of restorative techniques for pulpotomized primary molars. J Dent Child 71: 209- 211, 2004.

213. Charlton DG, Moore BK. In vitro evaluation of two microleakage detection tests. J Dent 20: 55-58,1992.

214. Arhun N, Arman A, Cehreli SB, Arıkan S, Karabulut E, Gulsahı K. Microleakage beneath ceramic and metal brackets bonded with a conventional and an antibacterial adhesive system. Angle Orthod 76: 1028-1034, 2006.

215. Arıkan S, Arhun N, Arman A, Cehreli SB. Microleakage beneath ceramic and metal brackets photopolymerized with LED or conventional light curing units. Angle Orthod.;76: 1035-1040, 2006.

216. Raskin A, Tassery H, D'hoore W, Gonthier S, Vreven J, Degrange M, Dejaou J. Influence of the number of sections on reliability of in-vitro microleakage evaluations. Am J Dent 6:207-210, 2003.

217. Williams PT, Schramke D, Stockton L. Comparison of two methods of measuring dye penetration in restoration microleakage studies. Oper Dent 27(6):628-35, 2002.

218. Raskin A, D'Hoore W, Gonthier S, Degrange M, Déjou J. Reliability of in vitro microleakage tests: a literature review. J Adhes Dent 3 :295-308, 2001.

219. Wenner KK, Fairhurst CW, Morris CF, Hawkins IK, Ringle RD. Microleakage of root restorations. J Am Dent Assoc 117(7):825-828, 1988.

220. Amarante de Camargo DA Sinhoreti MA, Correr-Sobrinho L, de Sousa Neto MD, Consani S. Influence of the methodology and evaluation criteria on determining microleakage in dentin-restorative interfaces. Clin Oral Investig 10:317-323, 2006.

221. Koraslı D, Zıraman F, Ozyurt P, Cehreli SB. Microleakage of self-etch primer/adhesives in endodontically treated teeth. J Am Dent Assoc 138: 634- 640, 2007.

222. Dibb RG. Comparison of marginal microleakage of flowable composite restorations in primary molars prepared by high-speed carbide bur, Er:YAG laser, and air abrasion. J Dent Child 73: 122-126, 2006.

223. Arcuri MR, Schneider RL, Strug RA, Clancy JM. Scanning electron microscope analysis of tooth enamel treated with rotary instruments and abrasives. J Prosthet Dent 69:483–90, 1993.

224. Silva AP, Menezes MM, Araújo RM. Influence of cleaning and sterilization on the cut of diamond burs. J Bras Clin Odontol Integr 6:239–45, 2002.

225. Siegel SC, von Fraunhofer JA. Assessing the cutting efficiency of dental diamond burs. J Am Dent Assoc 127: 763–72, 1996. HILTON TJ. (2002).

226. 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.

227. 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.

228. 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.

229. 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.

230. Karadağ AGS. Mikrosızıntı araştırma teknikleri ve mikrosızıntıyı etkileyen faktörler. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, (2), 80-88, 2005.

231. Piva E, Meinhardt L, Demarco FF, Powers JM. Dyes for caries detection: influence on composite and compomer microleakage. Clinical Oral Investigations, 6(4), 244-48, 2002.

232. Moszner N, Salz U, Zimmermann J. Chemical aspects of self-etching enamel–dentin adhesives: a systematic review. Dental Materials, 21(10), 895- 910, 2005.

233. Retief D. Standardizing laboratory adhesion tests. American Journal of Dentistry, 4(5), 231-36, 1991.

234. Williams P, Schramke D, Stockton L. Comparison of two methods of measuring dye penetration in restoration microleakage studies. Operative Dentistry, 27(6), 628-35, 2002.

235. Ozturk AN, Ozturk B, Aykent F. Microleakage of different cementation techniques in Class V ceramic inlays. Journal of Oral Rehabilitation, 31(12), 1192-96, 2004.

236. Alptekin T, Ozer F, Unlu N, Cobanoglu N, Blatz MB. In vivo and in vitro evaluations of microleakage around Class I amalgam and composite restorations. Operative Dentistry, 35(6), 641-48, 2010.

237. Gerdolle DA Mortier E, Loos-Ayav C, Jacquot B, Panighi MM. In vitro evaluation of microleakage of indirect composite inlays cemented with four luting agents. The Journal of Prosthetic Dentistry, 93(6), 563-70, 2005.

238. Arisu HD, Eliguzeloglu E, Uctasli MB, Omurlu H, Turkoz E. Effect of multiple consecutive adhesive coatings on microleakage of class V cavities. European Journal of Dentistry, 3(3), 178, 2009.

239. Hılton TJ. Can modern restorative procedures and materials reliably seal cavities? In vitro investigations. Part 2. Am J Dent, 15(4): 279–89. (2002).

240. Feılzer, A.J., De G., A.J., Davıdson, C.L. Setting stresses in composites for two different curing modes. Dent. Mater, 9: 2-5. (1993).

241. Feılzer, A.J., Kakaboura, A.I., De G., A.J., Davıdson, C.L. The influence of water sorption on the development of setting shrinkage stress in traditional and resin-modified glass ionomer cements. Dent Mater, 11: 186-190. (1995).

242. Trowbrıdge, H.O. Model systems for determining biologic effects of microleakage. Oper. Dent., 12: 164-172. (1987).

243. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt KL. State of the art of self-etch adhesives. Dent Mater 27: 17-28, 2011.

244. Perdigão J, Kose C, Mena-Serrano AP, De Paula EA, Tay LY, Reis A, Loguercio AD. A new universal simplified adhesive: 18-month clinical evaluation. Oper Dent 39: 113-27, 2014.

245. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt KL. State of the art of self-etch adhesives. Dent Mater 2011; 27:17-28.

246. Perdigao J, Geraldeli S. Bonding characteristics of self-etching adhesives to intact versus prepared enamel. J Esthet Restor Dent 2003; 15:32-41.

247. Nascimento AS, Durao MdA, Sousa YdC, Correia TC, Braz R. Marginal microleakage in Bulk Fill resins. Revista de Odontologia da UNESP 2016;45(6):327- 31.

248. Van Landuyt K, De Munck J, Snauwaert J, Coutinho E, Poitevin A, Yoshida Y ve ark. Monomer-solvent phase separation in one-step self-etch adhesives. Journal of Dental Research, 84(2), 183-88, 2005.

249. De Munck J, Van Meerbeek B, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Suzuki K ve ark. Four-year water degradation of total-etch adhesives bonded to dentin. Journal of Dental Research, 82(2), 136-40, 2003.

250. Sensi L, Lopes G, Monteiro Jr S, Baratieri L, Vieira L. Dentin bond strength of self-etching primers/adhesives. Oper Dent, 30(1), 63-8, 2005.

251. Tay FR PD, Suh BI, Carvalho RM, Iitthqgarun A. Single-step adhesives are permeable membranes. J Dent, 30:371–382, 2002.

252. Ito S, Tay FR, Hashimoto M, Yoshiyama M, Saito T, Brackett WW ve ark. Effects of multiple coatings of two all-in-one adhesives on dentin bonding. Journal of Adhesive Dentistry, 7(2), 2005.

253. Pashley EL, Agee KA, Pashley DH, Tay FR. Effects of one versus two applications of an unfilled, all-in-one adhesive on dentine bonding. Journal of Dentistry, 30(2-3), 83-90, 2002.

254. Rueggeberg F, Margeson D. The effect of oxygen inhibition on an unfilled/filled composite system. Journal of Dental Research, 69(10), 1652- 58, 1990.

255. Deliperi S, Bardwell D, Wegley C. Restoration interface microleakage using one total-etch and three self-etch adhesives. Operative Dentistry, 32(2), 179- 84, 2007.

256. Frankenberger R, Tay FR. Self-etch vs etch-and-rinse adhesives: effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations. Dental Materials, 21(5), 397-412, 2005.

257. Sadr A, Shimada Y, Tagami J. Effects of solvent drying time on micro-shear bond strength and mechanical properties of two self-etching adhesive systems. Dental Materials, 23(9), 1114-19, 2007.

258. Brackett WW, Tay FR, Looney SW, Ito S, Haisch LD, Pashley DH. Microtensile dentin and enamel bond strengths of recent self-etching resins. Operative Dentistry, 33(1), 89-95, 2008.

259. Anjum S, Malik A, Sharma S. Evaluation of microleakage in class V restorations with three different adhesive systems. The Journal of Contemporary Dental Practice, 18(6), 497-500, 2017.

260. Kaya T. Diş hekimliğinde kullanılan multimod, etch and rinse ve self etch adezivlerin süt ve daimi dişlerin sınıf I restorasyonlarında mikrosızıntı açısından karşılaştırılması, Başkent Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Pedodonti Doktora, 2014.

261. Sadeghi M. Microleakage comparison of three types of adhesive systems versus GIC-based adhesive in class V composite restorations. Journal of Dental Materials and Techniques, 5(2), 86-93, 2016.

262. 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. Biomater 2007; 28:3757-3785.

263. Dijken JWV. A 6-year prospective evaluation of a one-step HEMA-free self-etching adhesive in Class II restorations. Dent Mater 2013; 29:1116- 1122.

264. Jacobsen T, Soderholm KJ. Some effects of water on dentin bonding. Dent Mater 1995; 11:132-136.

265. Yiu CK, King NM, Carrilho MR, Sauro S, Rueggeberg FA, Prati C, et al.. Effect of resin hydrophilicity and temperature on water sorption of dental adhesive resins. Biomater 2006;27:1695-1703.

266. Paranjpe A, Bordador LCF, Wang M-Y, Hume WR, Jewett A. Resin monomer 2-hydroxyethyl methacrylate (HEMA) is a potent inducer of a apoptotic cell death in human and mouse cells. J Dent Res 2005; 84:172-177.

267. Takahashi M, Nakajima M, Hosaka K, Ikeda M, Foxton RM, Tagami J. Long-term evaluation of water sorption and ultimate tensile strength of HEMA-containing/-free one-step self-etch adhesives. J Dent 2011; 39:506-512.

268. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Van Landuyt K, Yoshida Y, Peumans M. From Buonocore's Pioneering Acid-Etch Technique to Self-Adhering Restoratives. A Status Perspective of Rapidly Advancing Dental Adhesive Technology. J Adhes Dent. 2020;22(1):7–34.

269. Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, et al. Comparative study on adhesive performance of functional monomers. J Dent Res. 2004;83(6):454–458.

270. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt KL. State of the art of self-etch adhesives. Dent Mater. 2011;27(1):17–28.

271. Nagarkar S, Theis-Mahon N, Perdigão J. Universal dental adhesives: Current status, laboratory testing, and clinical performance. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2019;107(6):2121–2131.

272. Ahmed MH, De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Yoshihara K, Van Meerbeek B. Do Universal Adhesives Benefit from an Extra Bonding Layer. J Adhes Dent. 2019;21(2):117–132.

273. Loguercio AD, Loeblein F, Cherobin T, Ogliari F, Piva E, Reis A. Effect of solvent removal on adhesive properties of simplified etch-and-rinse systems and on bond strengths to dry and wet dentin. J Adhes Dent. 2009;11(3):213–219.

274. Bacelar-Sá R, Giannini M, Ambrosano GMB, Bedran-Russo AK. Dentin Sealing and Bond Strength Evaluation of Hema-Free and Multi-Mode Adhesives to Biomodified Dentin. Braz Dent J. 2017;28(6):731–737.

275. Takahashi M, Nakajima M, Hosaka K, Ikeda M, Foxton RM, Tagami J. Long-term evaluation of water sorption and ultimate tensile strength of HEMA-containing/-free one-step self-etch adhesives. J Dent. 2011;39(7):506–512.

276. Takahashi, M., Nakajima, M., Hosaka, K., Ikeda, M., Foxton, R. M., & Tagami, J. (2011). Long-term evaluation of water sorption and ultimate tensile strength of HEMA-containing/-free one-step self-etch adhesives. Journal of Dentistry, 39(7), 506–512.

277. Van Meerbeek, B., Yoshihara, K., Yoshida, Y., Mine, A., De Munck, J., Van Landuyt, K.L., 2011. State of the art of self-etch adhesives. Dent. Mater. 27, 17–28.

278. Iwai, H., Fujita, K., Iwai, H., Ikemi, T., Goto, H., Aida, M., Nishiyama, N., 2013. Development of MDP-based one-step self-etch adhesive -effect of additional 4-META on bonding performance. Dent. Mater. J. 32, 1–9.

279. Takahashi S., Zhou J., Wurihan, Shimomura N., Kataoka Y., Watanabe C., Shibata Y., Funatsu T., Gao P., Miyazaki T. High-resolution mechanical mapping of the adhesive–dentin interface: The effect of co-monomers in 10-methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate. Journal of the mechanical behavior of biomedical materials 117 (2021) 104389.

280. Rueggeberg FA, Margeson DH. The effect of oxygen inhibition on an unfilled/filled composite system. J Dent Res 1990; 69:1652-8.

281. Reis A, Loguercio AD. A 36-month clinical evaluation of ethanol/ water and acetone-based etch-and-rinse adhesives in non-carious cervical lesions. Oper Dent 2009; 34:384-91.

282. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, et al. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. Oper Dent 2003; 28:215-35.

283. Loguercio AD, Bittencourt DD, Baratieri LN, Reis A. A 36-month evaluation of self-etch and etch-and-rinse adhesives in noncarious cervical lesions. J Am Dent Assoc 2007; 138:507-14.

284. Tay FR, Pashley DH, Garcia-Godoy F, Yiu CK. Single-step, selfetch adhesives behave as permeable membranes after polymerization. Part II. Silver tracer penetration evidence. Am J Dent 2004; 17:315-22.

285. Moosavi H, Kimyai S, Forghani M, Khodadadi R. The clinical effectiveness of various adhesive systems: an 18-month evaluation. Oper Dent 2013; 38:134-41.

286. Hajizadeh H, Nemati-Karimooy A, Nasseh A, Rahmanpour N. Evaluating the shear bond strength of enamel and dentin with or without etching: A comparative study between dimethacrylate-based and silorane-based adhesives. J Clin Exp Dent 2015; 7:563-8.

287. Juloski J, Goracci C, Rengo C, Giovannetti A, Vichi A, Vulicevic ZR, et al. Enamel and dentin bond strength of new simplified adhesive materials with and without preliminary phosphoric acid-etching. Am J Dent 2012; 25:239-43.

288. Burrow MF, Tyas MJ. Clinical evaluation of three adhesive systems for the restoration of non-carious cervical lesions. Oper Dent 2007; 32:11-5.

289. van Dijken JW. Clinical evaluation of three adhesive systems in class V non-carious lesions. Dent Mater 2000; 16:285-91.

290. Öz F.D., Ergin E., Canatan S. Çürüksüz servikal lezyonların restorasyonunda universal adezivlerin farklı uygulama şekillerinin restorasyonların performansı üzerine etkilerinin değerlendirilmesi: 12-aylık randomize kontrollü klinik bir çalışmanın ön raporu. Acta Odontol Turc 2019;36(1):7-15.

291. Hanabusa M, Mine A, Kuboki T. Momoi Y, Van Ende A, 2012. Bonding effectiveness of a new 'multi-mode' adhesive to enamel and dentine. J Dent, 40:475-84.

292. Lenzi TL, Pires CW, Soares FZM, Raggio DP, Ardenghi TM, de Oliveira Rocha R. Performance of Universal Adhesive in Primary Molars After Selective Removal of Carious Tissue: An 18-Month Randomized Clinical Trial. Pediatr Dent 2017; 39:371-76.

293. Mena-Serrano A, Kose C, De Paula EA, 2013. A New Universal Simplified Adhesive: 6-Month Clinical Evaluation. J Esthet Rest Dent, 25:55-69.

294. Chen C, Niu LN, Xie H, Zhang ZY, Zhou LQ, Jiao K, Chen JH, Pashley DH, Tay FR, 2015. Bonding of universal adhesives to dentine- Old wine in new bottles? J Dent, 43(5):525-36.

295. Munoz MA, Luque I, Hass V, Reis A, Loguercio AD, Bombarda NH, 2013. Immediate bonding properties of universal adhesives to dentine. J Dent, 41:404-11.

296. Rosa WL, Piva E, Silva AF. Bond strength of universal adhesives: A systematic review and meta-analysis. J Dent 2015;43(7):765-76.

297. Barutcigil Ç, Barutcigil K, Kürklü D, Harorlı OT. Güncel dentin bağlayıcı ajanların ve uygulama yöntemlerinin makaslama bağlanma dayanımlarının karşılaştırılması. İnönü Üniversitesi Sağlık Bilimleri Dergisi 2013; 2:27-32.

298. Perdigao J, Lopes L, Lambrechts P, Leitao J, Van Meerbeek B, Vanherle G. Effects of a self-etching primer on enamel shear bond strengths and SEM morphology. Am J Dent 1997;10(3):141-6.

299. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, Van Meerbeek B. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. J Dent Res 84: 118-132, 2005.

300. Erickson RL, Barkmeier WW, Latta MA. The role of etching in bonding to enamel: a comparison of self-etching and etch-and-rinse adhesive systems. Dent Mater 25: 1459-1467, 2009.

301. Frankenberger R, Lohbauer U, Roggendorf MJ, et al. Selective enamel etching reconsidered: better than etch-and-rinse and self-etch? J Adhes Dent 10:339– 344, 2008.

302. de Alexandre RS, Sundfeld RH, Giannini M, Lovadino JR. The influence of temperature of three adhesive systems on bonding to ground enamel. Oper Dent 33: 272-281, 2008.

303. Loguercio AD, Moura SK, Pellizzaro A, Dal-Bianco K, Patzlaff RT, Grande RH, Reis A. Durability of enamel bonding using two-step self-etch systems on ground and unground enamel. Oper Dent 33: 79-88, 2008.

304. Reis A, Moura K, Pellizzaro A, Dal-Bianco K, de Andrade AM, Loguercio AD. Durability of enamel bonding using one-step self-etch systems on ground and unground enamel. Oper Dent 34: 181-191, 2009.

305. Abdalla AI, Feilzer AJ. Two-year water degradation of self-etching adhesives bonded to bur ground enamel. Oper Dent 34: 732-740, 2009.

306. Monticelli F, Toledano M, Silva AS, Osorio E, Osorio R. Sealing effectiveness of etch-and-rinse vs self-etching adhesives after water aging: influence of acid etching and NaOCl dentin pretreatment. J Adhes Dent 10: 183-188, 2008.

307. Erickson RL, Barkmeier WW, Kimmes NS. Fatigue of enamel bonds with self-etch adhesives. Dent Mater 25: 716-720, 2009.

308. Perdigão J, Monteiro P, Gomes G. In vitro enamel sealing of self-etch adhesives. Quintessence Int 40:225-233, 2009.

309. Bortolotto T, Doudou W, Stavridakis M, Ferrari M, Krejci I. Marginal adaptation after aging of a self-etching adhesive containing an antibacterial monomer. J Adhes Dent 9 :311-7, 2007.

310. Brackett WW, Tay FR, Looney SW, Ito S, Haisch LD, Pashley DH. Microtensile dentin and enamel bond strengths of recent self-etching resins. Oper Dent 33: 89-95, 2008.

311. Souza-Junior EJ, Prieto LT, Araújo CT, Paulillo LA. Selective enamel etching: effect on marginal adaptation of self-etch LED-cured bond systems in aged Class I composite restorations. Oper Dent 37: 195-204, 2012.

312. Can Say E, Yurdaguven H, Ozel E, Soyman M. A randomized five-year clinical study of a two-step self-etch adhesive with or without selective enamel etching. Dent Mater J 2014; 33:757-63.

313. Fron H, Vergnes JN, Moussally C, Cazier S, Simon AL, Chieze JB, et al. Effectiveness of a new one-step self-etch adhesive in the restoration of non-carious cervical lesions: 2-year results of a randomized controlled practice-based study. Dent Mater 2011; 27:304-12.

314. Szesz A, Parreiras S, Reis A, Loguercio A. Selective enamel etching in cervical lesions for self-etch adhesives: A systematic review and meta-analysis. J Dent 2016; 53:1-11.

315. Perdigao J, Kose C, Mena-Serrano AP, De Paula EA, Tay LY, Reis A, 2014 (b). A new universal simplified adhesive: 18-month clinical evaluation. Oper Dent., 39:113–27.

316. Perdigao J, Sezinando A, Monteiro PC, 2012. Laboratory bonding ability of a multi-purpose dentin adhesive. Am J Dent, 25:153–8.

317. Taschner M, Nato F, Mazzoni A, Frankenberger R, Krämer N, Di Lenarda R, Petschelt A, Breschi L. Role of preliminary etching for one-step self-etch adhesives. Eur J Oral Sci 118: 517-524, 2010.

318. Van Landuyt KL, 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. J Dent 34: 77-85, 2006.

319. Erickson RL, Barkmeier WW, Kimmes NS. Bond strength of self-etch adhesives to pre-etched enamel. Dent Mater 25: 1187-1194, 2009.

320. Lührs AK, Guhr S, Schilke R, Borchers L, Geurtsen W, Günay H. Shear bond strength of self-etch adhesives to enamel with additional phosphoric acid etching. Oper Dent 33: 155-162, 2008.

321. Souza-Junior EJ, Araújo CT, Prieto LT, Paulillo LA. Influence of the LED curing source and selective enamel etching on dentin bond strength of self-etch adhesives in class I composite restorations. Lasers Med Sci 27: 1175-1182, 2012.

322. Khosravi K, Ataei E, Mousavi M, Khodaeian N. Effect of phosphoric acid etching of enamel margins on the microleakage of a simplified all-in-one and a self-etch adhesive system. Oper Dent 34: 531–536, 2009.

323. Rotta M, Bresciani P, Moura SK, Grande RH, Hilgert LA, Baratieri LN, Loguercio AD, Reis A. Effects of phosphoric acid pretreatment and substitution of bonding resin on bonding effectiveness of self-etching systems to enamel. J Adhes Dent 9: 537-545, 2007.

324. Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H, Inoue S, Tagawa Y, Suzuki K, De Munck J, Vanmeerbeek B. Comparative study on adhesive performance of functional monomers. J Dent Res 83: 454– 458, 2004.

8. ÖZGEÇMİŞ VE İLETİŞİM BİLGİLERİ

BİREYSEL BİLGİLER

Adı soyadı: Mustafa YOLLAR

Yabancı dil bilgisi: İngilizce

Görev yeri: Sağlık Bilimleri Üniversitesi Gülhane Diş

Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı

EĞİTİM BİLGİLERİ

Mezun olduğu üniversite/fakülteyi lütfen belirtiniz: Ankara Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi

Mezuniyet tarihini lütfen yıl olarak belirtiniz: 2017

İŞ TECRÜBESİNE AİT BİLGİLER

Bugüne kadar çalıştığı kurum/kuruluşları lütfen belirtiniz: Beyşehir Devlet

Hastanesi