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

DİŞ YÜZEYİNDE FARKLI PÜRÜZLENDİRME YÖNTEMLERİNİN ÜNİVERSAL ADEZİVLERİN MAKASLAMA BAĞ DAYANIMINA ETKİSİNİN İN VİTRO İNCELENMESİ

Dt. İrem Kübra ÇAL

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

ANKARA 2025

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

DİŞ YÜZEYİNDE FARKLI PÜRÜZLENDİRME YÖNTEMLERİNİN ÜNİVERSAL ADEZİVLERİN MAKASLAMA BAĞ DAYANIMINA ETKİSİNİN İN VİTRO İNCELENMESİ

Dt. İrem Kübra ÇAL

DANIŞMAN
Prof. Dr. Serpil KARAOĞLANOĞLU

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

ANKARA 2025

BEYAN

Mevcut tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi, tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu, tez çalışmasında yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi, mevcut tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını, kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı, bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

İrem Kübra ÇAL

26.05.2025

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi, tecrübe ve desteğini hiçbir zaman esirgemeyen; tez çalışmamın her aşamasında bana yol gösteren ve bu süreci benim için kolaylaştıran değerli hocam ve tez danışmanım Sayın Prof. Dr. Serpil KARAOĞLANOĞLU'na,

Eğitimim boyunca bilgi ve deneyim kazanmamı sağlayan değerli hocalarım Sayın Prof. Dr. Fulya TOKSOY TOPÇU ve Sayın Doç. Dr. Elif Aybala OKTAY'a,

Yardım ve desteklerini, yol göstericiliklerini her an hissettiren, klinikte bir an olsun yanımızdan ayrılmayan değerli hocalarım Sayın Doç. Dr. Numan AYDIN ve Sayın Dr. Öğr. Üyesi Bilge ERSÖZ'e,

Çalışmam kapsamında gerçekleştirilen SEM görüntülemelerine katkı sağlayan Yıldırım Beyazıt Üniversitesi Merkez Laboratuvarı'ndan Sayın Öğr. Gör. Dr. Abdullah ATILGAN'a,

Uzmanlık eğitim sürecimi paylaştığım, birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum değerli araştırma görevlisi arkadaşlarıma ve özellikle tez sürecinde manevi desteğini eksik etmeyen canım arkadaşlarım Esin DOĞAN, Tuğba ÖZ ESEN, Safinaz Sıla UÇAR, Fatma ÖZTÜRK TUNÇEL ve Melike Nur YÜKSEL'e,

Her daim yanımda olan, sabırları ve sonsuz destekleriyle bana güç veren kardeşim Ali Hasan Taha ÇAL ve ablam Nurfidan TURGUT'a,

Bugünlere gelmemde en büyük paya sahip olan sevgili annem Yasemin ÇAL ve babam Murat ÇAL'a,

Varlığı ve sevgisiyle bana nefes alanı açan minik yeğenim Burak Alp TURGUT'a,

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR i
İÇİNDEKİLER ii
SİMGELER VE KISALTMALAR vii
TABLOLAR LİSTESİ viii
ŞEKİLLER LİSTESİ ix
ÖZET xii
ABSTRACT xiii
1. GİRİŞ VE AMAÇ 1
2. GENEL BİLGİLER 4
2.1. KOMPOZİT REZİNLERİN YAPISI 4
2.1.1. Organik Matriks 5
2.1.2. İnorganik Matris 5
2.1.3. Ara Matris 6
2.2. KOMPOZİT REZİNLERİN SINIFLANDIRILMASI 6
2.2.1. Partikül Büyüklüğüne Göre Kompozit Rezinler 7
2.2.1.1. Megafil Kompozitler 7
2.2.1.2. Makrofil Kompozitler 7
2.2.1.3. Midifil Kompozitler 7
2.2.1.4. Minifil Kompozitler 7
2.2.1.5. Mikrofil Kompozitler 8
2.2.1.6. Hibrit Kompozitler 8
2.2.1.6. Nanofil Kompozitler 9
2.2.2. Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Sınıflandırılması 9
2.2.2.1. Kimyasal Polimerize Olan Kompozit Rezinler 9

2.2.2.2. Işık ile Polimerize Olan Kompozit Rezinler 9
2.2.2.3. Hem Kimyasal Hem De Işıkla Polimerize Olan Kompozit Rezinler 9
2.2.3. Viskozitelerine Göre Sınıflandırılması 10
2.2.3.1. Kondanse Olabilen Kompozit Rezinler 10
2.2.3.2. Akıcı Kompozit Rezinler (flowable) 10
2.3. MİNENİN YAPISI 10
2.4. DENTİNİN YAPISI 11
2.5. ADEZYON MEKANİZMASI 12
2.5.1. Mine ve Dentine Adezyon 13
2.5.1.1. Dentine Adezyonu Güçleştiren Faktörler 13
2.5.1.2. Adezyonu Geliştirmek İçin Uygulanan Yüzey İşlemleri 15
2.5.1.3. Asit ile Pürüzlendirme 15
2.5.1.3.1. Air Abrazyon ile Pürüzlendirme: 16
2.5.1.3.2. Lazer ile Pürüzlendirme: 17
2.6. LAZER 18
2.6.1. Lazer Parametreleri 19
2.6.2. Lazer Doku Etkileşimi 20
2.6.3. Lazerin Fotobiyolojik Etkileri 21
2.6.4. Lazerlerin Diş Hekimliğinde Kullanımı 22
2.6.5. Er: YAG (Erbiyum Yttrium Aluminium Garnet) Lazer 23
2.7. ADEZİV SİSTEMLER 24
2.7.1. Adeziv Sistemler ile İlgili Önemli Terimler 24
2.7.1.1. Hibrit Tabaka 24
2.7.1.2. Rezin Tag 25
2.7.1.3. Primer 25

2.7.1.4. Adeziv Rezin 25

2.7.2. Adezivlerin Sınıflandırılması 26

2.7.2.1. Kronolojik Olarak Gelişim Sırasına Göre Sınıflandırma: 26

2.7.2.1.1. Birinci Jenerasyon Adeziv Sistemler (Smear Tabakasının Üzerine Uygulanan Adeziv Sistemler) 27

2.7.2.1.2. İkinci Jenerasyon Adeziv Sistemler (Smear Tabakasının Üzerine Uygulanan Adeziv Sistemler) 28

2.7.2.1.3. Üçüncü Jenerasyon Adeziv Sistemler (Smear Tabakasını Modifiye Eden Adeziv Sistemler) 28

2.7.2.1.4. Dördüncü Jenerasyon Adeziv Sistemler (Smear Tabakasını Tamamen Ortadan Kaldıran Adeziv Sistemler) 29

2.7.2.1.5. Beşinci Jenerasyon-İki Aşamalı Etch&Rinse Adeziv Sistemler 30

2.7.2.1.6. Altıncı Jenerasyon-İki Aşamalı Self-Etch Adeziv Sistemler (Smear Tabakasını Çözen Adeziv Sistemler) 31

2.7.2.1.7. Yedinci Jenerasyon- Tek Aşamalı Self-Etch Adeziv Sistemler (Smear Tabakasını Çözen Adeziv Sistemler) 33

2.7.2.1.8. Sekizinci Jenerasyon Adeziv Sistemler 33

2.7.2.1.9. Üniversal (multi-mode) Adezivler 34

2.8. ADEZYONU DEĞERLENDİREN LABORATUVAR ÇALIŞMALARI 36

2.8.1. Bağlanma Dayanımı Testleri ve Yaşlandırma Metodolojileri 36

2.8.1.1. Makaslama (shear) Bağ Dayanım Testi (SBS) 37

2.8.1.2. Termal Döngü ile Yaşlandırma 37

3. GEREÇ VE YÖNTEM 39

3.1. ÇALIŞMANIN YER VE ZAMANI 39

3.2. GEREÇ 39

3.3. YÖNTEM 41

3.3.1. Çalışmaya Alınan Diş Örneklerinin Seçimi 41

3.3.2. Dişlerin Hazırlanması 42

3.3.3. Yüzey Pürüzlendirmesi 43

3.3.4. Adeziv Uygulanması ve Kompozit Polimerizasyonu 47

3.3.5. Yaşlandırma 48

3.3.6. Makaslama Bağ Dayanım Testi (SBS) 49

3.3.7. İstatistiksel Analiz 50

3.3.8. Mikroskobik Analiz 50

3.3.8.1. Stereomikroskopla Kopma Yüzeylerinin İncelenmesi 50

3.3.8.2. SEM ile İncelenecek Bağlantı Yüzeyi Örneklerinin Hazırlanması 51

3.3.8.3. SEM ile İncelenecek, Yüzey Hazırlık Yöntemleri Uygulanan Mine ve Dentin Örneklerinin Hazırlanması 52

3.3.8.4. Örneklerin Altın Kaplanması ve SEM Analizi 53

4. BULGULAR 56

4.1. MAKASLAMA BAĞ DAYANIM TESTİNE AİT BULGULAR 56

4.2. KOPMA TİPLERİNİN STEREOMİKROSKOPLA İNCELENMESİNE AİT BULGULAR 59

4.2.1. Kopma Tiplerinin Stereomikroskop Görüntüleri 59

4.2.2. Kopma Tiplerinin Yüzdesel Dağılım Tabloları 60

4.3. SEM ANALİZİNE AİT BULGULAR 62

4.3.1. Minede Yapılan Yüzey Hazırlıklarının Dokuya Etkisinin SEM Görüntüleri 62

4.3.2. Dentinde Yapılan Yüzey Hazırlıklarının Dokuya Etkisinin SEM Görüntüleri 63

4.3.3. Mine- Kompozit Materyal Bağlantı Yüzeylerinin SEM Görüntüleri 64

4.3.4. Dentin-Kompozit Materyal Bağlantı Yüzeyleri SEM Görüntüleri 66

4.4. EDS ANALİZİNE AİT BULGULAR 67

5. TARTIŞMA 70
5.1. METODOLOJİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ 70
5.2. BULGULARIN DEĞERLENDİRİLMESİ 80
5.2.1. Makaslama Bağ Dayanım Bulgularının Değerlendirilmesi 81
5.2.2. Kopma Bulgularının Değerlendirilmesi 94
5.3. SEM BULGULARININ DEĞERLENDİRİLMESİ 97
6. SONUÇ VE ÖNERİLER 101
KAYNAKLAR 103

SİMGELER VE KISALTMALAR

10-MDP : 10-Methacryloyloxydecyl Dihydrogen Phosphate

4-META : 4-Methacryloyloxyethyl Trimellitate Anhydride

Al203 : Aliminyum Oksit

Bis-GMA : Bisfenol A Glisidil Metakrilat

CEJ : Cementoenamel junction

DEJ : Dentinoenamel junction

EDTA : Etilen Diamin Tetra Asetik Asit

Er,Cr:YSSG : Erbiyum, Krom katkılı İtriyum Skandiyum Galyum Garnet

ER : Etch and Rinse

Er:YAG : Erbiyum katkılı İtriyum Alüminyum Garnet

FDA : Food and Drug Administration

Fenil-P : Phenyl 2-Methacryloyloxyethyl Phosphate

G2BU : G2 Bond Universal

HEMA : Hidroksietil Metakrilat

LED : Light-Emitting Diode

MMP : Matriks Metallo Proteinaz

NaHCO3 : Sodyum Bikarbonat

Nd:YAG : Neodimyum katkılı İtriyum Alüminyum Garnet

NPG-GMA : Neopentilglikol-Glisidil Metakrilat

PBU : Prime Bond Universal

SBS : Shear Bond Strength

SE : Self Etch

SEA : Self etch adeziv

SEM : Scanning Electron Microscopy

SiC : Silisyum Karbür

TEGDMA : Trietilen glikol dimetakrilat

TEM : Transmisyon Elektron Mikroskobu

UDMA : Üretan Dimetakrilat

UV : Ultraviyole

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 2.1. Kompozit rezinlerin sınıflandırılması..... 6

Tablo 2.2. Diş hekimliğinde kullanılan lazerler dalga boyları ve kullanım alanları . 22

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan materyaller ve içerikleri..... 40

Tablo 4.1. G2 Bond Universal adezivin kullanıldığı örneklerde, diş yüzeyinde farklı pürüzlendirme yöntemlerinin kullanılmasının MPa cinsinden makaslama bağ dayanım değerleri. 56

Tablo 4.2. Prime&Bond Universal adezivin kullanıldığı örneklerde, diş yüzeyinde farklı pürüzlendirme yöntemlerinin kullanılmasının MPa cinsinden makaslama bağ dayanım değerleri. 57

Tablo 4.3. Farklı pürüzlendirme yöntemlerinin mine ve dentin üzerinde makaslama bağ dayanımının, G2 Bond Universal ve Prime Bond Universal arasında karşılaştırılması. 58

Tablo 4.4. G2 Bond Universal için kopma tipleri sayı ve yüzdeleri 61

Tablo 4.5. Prime&Bond Universal için kopma tipleri sayı ve yüzdeleri..... 62

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1. Lazerin hedef doku üzerindeki etkileri 20

Şekil 2.2. Adezivlerin Sınıflandırılması 27

Şekil 2.3. Rezinin dentine etch-and-rinse tekniği kullanılarak bağlantısı 30

Şekil 2.4. Rezinin dentine self etch tekniği kullanılarak bağlantısı 32

Şekil 2.5. 10-metakriloksidesil dihidrojen fosfat (10-MDP) ve hidroksiapatit (HAP) arasındaki etkileşim mekanizmasının şematik gösterimi 36

Şekil 3.1. Deney aşamaları akış şeması 41

Şekil 3.2. Doku, yüzey hazırlık yöntemleri ve uygulanan adezive göre çalışma grupları 42

Şekil 3.3. Akrilik bloklara sabitlenmiş dişler 42

Şekil 3.4. Mine ve dentin yüzeylerinin hazırlanması 43

Şekil 3.5. Hazırlanan yüzeylerin okluzal, bukkal ve lingual yüzeyden görünümü .. 43

Şekil 3.6. Diş yüzeyine fosforik asit uygulanması ve uzaklaştırılması 44

Şekil 3.7. Lazer cihazı ve H02-N non kontak uç 44

Şekil 3.8. Lazer uygulama parametreleri 45

Şekil 3.9. Örnek üzerine yaklaşık 1 cm mesafeden lazer uygulaması 45

Şekil 3.10. Sırasıyla air abrazyon cihazı (Aquacare Twin, Velopeks, İngiltere), uygulama mesafesi ve aliminyum oksit air abrazyon uygulaması 46

Şekil 3.11. Sırasıyla air abrazyon cihazı Aquacare Twin, Velopeks, İngiltere) ve sodyum bikarbonat air abrazyon uygulaması 47

Şekil 3.12. Çalışmada kullanılan malzemeler sırasıyla Prime&Bond Universal adeziv, G2 Bond Universal adeziv ve G-aenial Universal Flo akıcı kompozit 47

Şekil 3.13. Adeziv uygulaması ve LED ışık cihazı ile polimerize edilmesi 48

Şekil 3.14. Akıcı kompozit uygulaması ve polimerizasyonu 48

Şekil 3.15. Örneklerin termal döngü ile yaşlandırılması 49

Şekil 3.16. Üniversal test cihazı ile örneklere makaslama bağ dayanım testinin uygulanması 49

Şekil 3.17. Stereomikroskop kullanılarak örneklerin incelenmesi 50

Şekil 3.18. Hassas kesme cihazı ve örneğin cihazda konumlandırılması 51

Şekil 3.19. Hassas kesme cihazında elde edilen kesit örneği 51

Şekil 3.20. Stereomikroskop ile kesitlerden elde edilen görüntüler 52

Şekil 3.21. SEM için hazırlanmış mine-kompozit ve dentin-kompozit bağlantı örnekleri 52

Şekil 3.22. Altın kaplama cihazı (SD800, LITH, ,Çin) 53

Şekil 3.23. SEM cihazı 54

Şekil 3.24. Örneklerin SEM cihazında konumlandırılması 54

Şekil 3.25. SEM cihazından elde edilen görüntülerde bağlantı yüzeylerinin incelenmesi..... 55

Şekil 4.1. Mine ve dentin üzerinde uygulanan yüzey hazırlık yöntemlerine ait makaslama bağ dayanım değerlerini ve standart sapmaları, Prime&Bond Universal ve G2 Bond Universal arasında karşılaştıran çubuk grafiği..... 59

Şekil 4.2. Stereomikroskopla incelenen dentin yüzeyinde gruplara ve adezivlere göre kopma örnekleri*..... 59

Şekil 4.3. Stereomikroskopla incelenen mine yüzeyinde gruplara ve adezivlere göre kopma örnekleri*..... 60

Şekil 4.4. Mine yüzeyinde farklı pürüzlendirme yöntemleri uygulanmasının yüzeye etkisini inceleyen SEM analizi görüntüleri (2500x). (Uygulanan yüzey hazırlık yöntemleri sırasıyla; a:ER, b: Er:YAG, c: Al2O2, d: NaHCO3, e:Kontrol) 63

Şekil 4.5. Dentin yüzeyinde farklı pürüzlendirme yöntemleri uygulanmasının yüzeye etkisini inceleyen SEM analizi görüntüleri (2500x). (Uygulanan yüzey hazırlık yöntemleri sırasıyla; a:TE, b: Er:YAG, c: Al2O2, d: NaHCO3, e:Kontrol) 64

Şekil 4.6. Farklı yüzey hazırlık yöntemleri ile hazırlanan mineye G2 Bond Universal ve akıcı kompozit uygulanarak oluşturulan bağlantı örneklerinin SEM görüntüleri*..... 65

Şekil 4.7. Farklı yüzey hazırlık yöntemleri ile hazırlanan mineye Prime&Bond Universal ve akıcı kompozit uygulanarak oluşturulan bağlantı örneklerinin SEM görüntüleri*..... 65

Şekil 4.8. Farklı yüzey hazırlık yöntemleri ile hazırlanan dentine G2 Bond Universal ve akıcı kompozit uygulanarak oluşturulan bağlantı örneklerinin SEM görüntüleri* 66

Şekil 4.9. Farklı yüzey hazırlık yöntemleri ile hazırlanan dentine Prime&Bond Universal ve akıcı kompozit uygulanarak oluşturulan bağlantı örneklerinin SEM görüntüleri* 66

Şekil 4.10. Hibrit tabaka kalınlıklarını gösteren yansıyan elektron analiz görüntüsü (2500x-BSE)* 67

Şekil 4.11. Aliminyum oksit uygulanan dentin yüzeyi (sol taraf) ile aliminyum oksit uygulanan mine yüzeyinin (sağ taraf) EDS analiz grafikleri 68

Şekil 4.12. Aliminyum oksit uygulanan dentin yüzeyi (sol taraf) ile sodyum bikarbonat uygulanan (sağ taraf) dentin yüzeyinin EDS analiz grafikleri 68

Şekil 4.13. Aliminyum oksit air abrazyon uygulanmış dentin yüzeyinin EDS analizi (Kırmızı renkler yüzeyde kalan aliminyumu göstermektedir.) 68

Şekil 4.14. Dentin yüzeyine saplanmış aliminyum parçasının görüntüsü 69

ÖZET

Amaç: Bu çalışmanın amacı, mine ve dentin yüzeylerinde farklı pürüzlendirme yöntemlerinin (asit uygulaması, alüminyum oksit air abrazyon, sodyum bikarbonat air abrazyon, lazer ile pürüzlendirme) ardından iki farklı üniversal adezivin uygulanmasıyla oluşan makaslama bağ dayanımının incelenmesidir.

Gereç ve Yöntem: 80 adet çekilmiş insan molar dişi, bukkal yüzeyleri mine, lingual yüzeyleri dentin olacak şekilde hazırlandı. Dişler beş gruba ayrılarak; asitle pürüzlendirme(Etch and rinse-ER), Erbiyum katkılı İtriyum Alüminyum Garnet (Er:YAG) lazer pürüzlendirme, alüminyum oksit ve sodyum bikarbonat air abrazyon ile pürüzlendirme ve self-etch(SE) yöntemleri uygulandı. Her gruba G2 Bond Universal (G2BU) ve Prime Bond Universal (PBU) olmak üzere iki farklı adeziv uygulandı. Akıcı kompozit ile silindirik örnekler oluşturulduktan sonra 24 saat distile suda bekletildi ve ardından 5000 termal döngüye tabi tutuldu. Makaslama bağ dayanım testi(SBS) yapıldı, kopma yüzeyleri stereomikroskopla incelendi. Ek olarak 15 diş taramalı elektron mikroskobuyla (SEM) görüntülendi. Çalışmadan elde edilen SBS verileri normallik dağılımı gösterdiğinden üç yönlü varyans analizi (ANOVA) ve post-hoc Tukey testi kullanılarak değerlendirildi.

Bulgular: G2BU grubunda, mine yüzeyinde ER, Er:YAG ve alüminyum oksit uygulamaları SE yöntemine göre daha yüksek bağ dayanımı gösterdi. Dentin yüzeylerinde ise yöntemler arasında anlamlı farklılık görülmedi. PBU grubunda, mine yüzeyine ER uygulamasında diğer yöntemlerden istatistiksel olarak anlamlı yüksek makaslama bağ dayanım değerleri gösterdi. Dentinde ise yalnızca ER uygulaması SE yöntemine göre anlamlı farklılık gösterdi. PBU gruplarında mine ve dentinde en fazla adeziv kopma görüldü. G2BU gruplarında dentinde en fazla adeziv kopma görülürken, minede en fazla miks tipte kopma görüldü.

Sonuç: Farklı yüzey pürüzlendirme yöntemleri ve adeziv seçiminin bağ dayanımı ve kopma tipleri üzerinde etkili olduğu tespit edildi.

Anahtar Kelimeler: Air Abrazyon; Asitle Pürüzlendirme; Dental Bonding; Lazer Tedavisi; Makaslama Dayanımı

ABSTRACT

Aim: This study aimed to evaluate the shear bond strength (SBS) of two different universal adhesives applied to enamel and dentin surfaces following various surface treatments, including acid etching, aluminum oxide air abrasion, sodium bicarbonate air abrasion, and laser etching.

Materials and Methods: 80 extracted human molars were prepared with their buccal surfaces representing enamel and lingual surfaces representing dentin. The samples were divided into five groups according to the surface treatment method: acid etching (etch and rinse-ER), Erbium:Yttrium-Aluminum-Garnet (Er:YAG) laser etching, aluminum oxide air abrasion, sodium bicarbonate air abrasion, and self-etch (SE), in which no additional pretreatment was applied. Each group was further divided into two subgroups based on the universal adhesive used: G2 Bond Universal (G2BU) and Prime Bond Universal (PBU). Cylindrical composite specimens were prepared using a flowable resin. After storage in distilled water for 24 hours, the specimens underwent 5000 thermal cycles. Shear bond strength was tested, and the failure surfaces were analyzed under a stereomicroscope. Additionally, 15 teeth were examined using scanning electron microscopy (SEM). Since SBS data showed normal distribution, they were analyzed using a three-way ANOVA followed by Tukey's post-hoc test.

Results: In the G2BU group, ER, Er:YAG, and aluminum oxide treatments on enamel resulted in significantly higher bond strength than the SE method. No statistically significant differences were found between surface treatments on dentin. In the PBU group, ER produced significantly higher bond strength on enamel compared to other treatments. For dentin, only ER showed a significant difference compared to SE. For PBU, adhesive failure was predominant in both enamel and dentin, whereas G2BU showed adhesive failure in dentin and mixed failure in enamel."

Conclusion: Different surface pretreatment methods and adhesive types influence bond strength and failure modes on enamel and dentin surfaces.

Keywords: Dental Acid Etching; Dental Air Abrasion; Dental Bonding; Laser Therapy; Shear Strength

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Diş hekimliğinde eksik diş dokusunu, estetik ve fonksiyonel olarak yerine koymak amacıyla anterior ve posterior restorasyonların çoğunda dental kompozitler tercih edilmektedir (1). Bu materyallerin kullanıldığı restorasyonlar, diş yapısını korumayı hedefler ve kavite tasarımına bağlı olmadan, adeziv yöntemlerle dişe bağlanırlar (2). Bağlanma adezyonla sağlandığı için restorasyonun uzun ömürlülüğü de doğrudan adeziv sistemlerin etkinliği ile ilişkilidir (3).

Adeziv sistemler diş dokusuna mikromekanik ve kimyasal olarak bağlanma sağlarlar. Bu bağlanma, asitle çözülmüş diş yüzeyindeki mikropöröziteleri, rezin monomerlerin infiltrasyonu ve açığa çıkmış hidroksiapatit kristallerinin polimerize monomerlerle sarılması esasına dayanır (4).

Etch-and-rinse (ER) sistemler olarak bilinen adeziv sistemlerde, diş yüzeyine fosforik asit uygulanarak smear tabakası uzaklaştırılır ve dişin pürüzlendirilmesi sağlanır. Buna karşın, self-etch (SE) sistemlerinde smear tabakası, adeziv tabakaya dahil edilerek korunur, bu nedenle ek bir asit uygulamasına gerek duyulmaz. SE sistemleri, asidik bir primer kullanabilen veya primer ve adezivin tek bir şişede bulunduğu "all-in-one" sistemler olarak formüle edilebilir. Ayrıca, materyal gelişimi ile ortaya çıkan üniversal (multi-mode) adeziv sistemler hem ER hem de SE tekniği ile uygulanabilmektedir (5,6).

Etch and rinse tekniği, SE tekniğine kıyasla daha hassastır ve operatör hatalarına daha açıktır. Bu hatalar, diş yüzeyine bağlanmayı etkileyebilir. Örneğin, operatör, durulama ve kurutma adımları sırasında kollajen ağının çökmesine yol açabilir, bu da demineralize dentinde eksik rezin infiltrasyonu ile sonuçlanabilir (7). Bu nedenle, tekniğin hassasiyetini azaltmak ve klinik işlem süresini kısaltmak amacıyla SE adeziv sistemler geliştirilmiştir (7,8).

Ancak yalnızca yeni adeziv sistemlerin kullanımı, uzun vadeli klinik başarıyı sağlamada yeterli olmayabilir. Diş yüzeyindeki bağlanma kuvvetini artırmak ve restorasyonların dayanıklılığını sağlamak amacıyla, farklı yüzey hazırlama yöntemleri de kullanılabilir (8). Bu bağlamda diş yüzeyinin kimyasal olarak asitle pürüzlendirilmesinin yanı sıra mekanik yöntem olarak air abrazyon ve termal (ısısal)

yöntem olarak lazer ile pürüzlendirme gibi alternatif teknikler de kullanılabilmektedir (9).

Air abrazyon sisteminde kullanılan alüminyum oksit partiküllerinin aşındırıcı etkisiyle diş sert dokuları üzerinde pürüzlü ve düzensiz bir yapı oluşturularak restoratif materyalin bağlanacağı yüzey hazırlanır (10–12). Bu yöntemle smear tabakasının uzaklaştırılması, adezivin dentine infiltrasyonunu iyileştirerek bağlanma gücünü artırabilir(3). Ayrıca, aynı yöntemde sodyum bikarbonat partikülleri, kavite hazırlığı sırasında oluşan plak ve debrisin uzaklaştırılmasında kullanılmıştır. Bu yöntem, özellikle derin kavite preparasyonları gibi erişilmesi zor alanlarda diğer yöntemlere göre daha avantajlı olabilmektedir (13,14).

Diş hekimliği uygulamalarında sık kullanılan lazerlerin, restorasyondan önce diş sert dokularının pürüzlendirilmesinde kullanımı giderek yaygınlaşmaktadır. Lazerle pürüzlendirmenin ağrısız olması, vibrasyon ve ısı oluşturmaması, izolasyon gerektirmemesi, oluşan yüzeyin aside dirençli hale gelmesi lazerin rutin kullanımını çekici hale getirmiştir (15). Diş sert dokularına lazer uygulanması kalsiyum fosfor oranını değiştirmekte, karbonatın fosfata oranı ile su ve organik bileşenleri azaltmakta ve daha stabil ve asitte daha az çözünür bileşikler oluşmasını sağlamaktadır (16,17).

Bu prosedürler arasında asitle pürüzlendirme, diş yüzey hazırlığı için geleneksel, kabul görmüş bir yöntemdir. Bununla birlikte, ER tekniği mine yüzeyine uygulandığında, yüzeyin tamamen adeziv ile dolmaması durumunda, mine asit saldırısına maruz kalabilir (18,19) . Ayrıca, bu yöntem minenin çürümeye yatkınlığını artırabilir, mine demineralizasyonunu hızlandırabilir (17,20,21). Ek olarak, asidin uygulama sırasında ağız içine dağılabilmesi, dağıldığı takdirde oral dokularda irritasyona sebep olması ve rahatsız edici bir tat oluşturması gibi bazı dezavantajları bulunmaktadır (21,22). Son yıllarda, birçok çalışma asitle pürüzlendirme tekniğine alternatif olarak, diş yapısına daha az zarar veren ve optimum makaslama bağ dayanımına sahip yöntemler bulmaya odaklanmıştır (23–26).

Literatürde, mine ve dentin yüzeylerine uygulanan farklı yüzey hazırlık yöntemlerini karşılaştıran çok sayıda çalışma yer almaktadır. Ancak bu çalışmalar, kullanılan pürüzlendirme tekniklerine bağlı olarak bağlanma dayanımı açısından birbirinden farklı ve zaman zaman çelişkili bulgular sunmaktadır. Bu durum, ilgili yöntemlerin bağlanma performansına olan etkilerinin açık ve tutarlı bir şekilde ortaya

konmasını güçleştirmektedir. Dolayısıyla, söz konusu yöntemlerin etkinliğinin daha net biçimde belirlenmesi, klinik başarı açısından büyük önem taşımaktadır. Bu bağlamda gerçekleştirilecek yeni araştırmalar, klinik uygulamalarda en uygun yüzey hazırlık protokollerinin belirlenmesine katkı sağlayacaktır.

Bu çalışmanın amacı farklı yüzey pürüzlendirme yöntemleri (asit, aliminyum oksit ile air abrazyon, sodyum bikarbonat ile air abrazyon, Er:YAG lazer) ile düzenlenen mine ve dentine iki farklı üniversal adeziv kullanılarak oluşturulan örneklerin makaslama bağ dayanımını nasıl etkilediğini incelemektir.

Çalışmamızın sıfır hipotezi:

Mine ve dentin dokusunda farklı pürüzlendirme yöntemleri ve farklı adeziv uygulamasının makaslama bağ dayanımı ve kopma tipleri üzerinde etkili olmayacağıdır.

2. GENEL BİLGİLER

1940'lı yıllara kadar diş hekimliğinde kullanılan tek estetik materyal, silikat simanlardı. Ancak, zamanla akrilik rezinler bu materyallerin yerini almaya başladı. Akrilik rezinlerin polimerizasyon sırasında büzülmeleri, mine ve dentinle zayıf bağlanmaları, kenar sızıntısına neden olmaları, ikincil çürük riskini artırmaları ve renk değişimi gibi olumsuz özellikleri, klinik başarılarını olumsuz yönde etkilemiştir. Bu nedenlerle akrilik rezinler estetik diş hekimliğinde yeterli başarıyı sağlayamamış ve kompozit rezinler, bu dezavantajları en aza indirerek konservatif diş hekimliğinde kullanılmak üzere geliştirilmiştir (27).

1957 yılında Raphael L. Bowen, Bisfenol A ve glisidil metakrilatın reaksiyon ürünü olan Bis-GMA adlı monomeri keşfetmiş ve bu monomere erimiş kuvars ile farklı cam türlerinden oluşan doldurucular eklemiştir. 1962'de ise bu monomeri içeren rezin kompozitleri tanıtmıştır (28,29). Kimyasal olarak kürlenen ilk kompozitler, baz ile katalizörün karıştırılmasını gerektirdiği için, karıştırma oranlarında, işlem sırasında ve renk stabilitesinde sorunlar ortaya çıkmıştır (30). 1970'lerden itibaren ışıkla polimerize olan kompozit malzemeler geliştirilmiş ve karıştırma ile ilgili dezavantajlar ortadan kaldırılmıştır. İlk aşamada, gerekli ışık enerjisini sağlamak için ultraviyole ışık kaynağı (365 nm) kullanılmış, ancak sığ polimerizasyon ve iyatrojenik yan etkiler nedeniyle bu kaynak yerini görünür ışığa (427-491 nm) bırakmıştır. Bu teknoloji halen kullanılmakta olup geliştirilmeye devam etmektedir (31).

Daha sonraki yıllarda kompozit yapısına değişik partikül boyutlarına sahip doldurucuların eklenmesiyle hibrit kompozit rezinlerin üretilmesi ve ardından nano dolduruculu kompozitlerin piyasaya sürülmesi diş hekimliğinde kullanılan kompozit rezinlerin gelişimini sağlamıştır (27,32).

2.1. KOMPOZİT REZİNLERİN YAPISI

Kompozit rezin materyaller, bir organik matris içinde dağılmış inorganik doldurucu partiküllerden oluşur. Bu materyal, temel olarak üç ana matris bileşeninden meydana gelir: organik matris, inorganik matris ve ara matris. Ayrıca, içerikleri dimetakrilatlar, dilüen monomerler, silan, reaksiyon başlatıcıları, polimerizasyon

inhibitörleri, ışıkla polimerize olabilen rezinler, UV(ultraviyole) stabilizatörleri ve optik modifiye ediciler gibi bileşenlerden oluşur (33).

2.1.1. Organik Matriks

Organik matrisi oluşturan yapılar; monomerler ile serbest radikal polimerizasyonu için gerekli başlatıcılar ve stabilizatörlerdir. Günümüzde kullanılan kompozit rezinlerin ana bileşeni Bis-GMA'dır. Bu monomer, iki reaktif çift bağ içeren, neredeyse renksiz ve viskoz bir sıvıdır; peroksit katalizör ve amin akseleratör kullanılarak ilave polimerizasyon yoluyla sertleşir. Son yıllarda, iyi bağlanma sağlayan ve renk değişimine daha dirençli olan üretan dimetakrilat (UDMA), polimer matris olarak tercih edilmiştir. Ancak hem Bis-GMA hem de UDMA oligomerleri oldukça viskoz olduğundan, bu viskoziteyi azaltmak amacıyla, viskozitesi Bis-GMA'dan daha düşük olan ve inorganik doldurucuları daha iyi ıslatma özelliğine sahip trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) matrise ilave edilmiştir (9,34–37).

Kompozit materyalin ısı, ışık veya kimyasal etkenlerle kendiliğinden polimerize olmasını engellemek amacıyla, organik matrise fenol türevi inhibitör bileşikler eklenmiştir. Otopolimerizan (kimyasal olarak sertleşen) kompozitlerde polimerizasyon başlatıcısı olarak benzoil peroksit ve tersiyer amin kullanılır. Görünür ışıkla polimerize olan kompozitlerde ise, 450–500 nm dalga boyundaki ışığı absorbe ederek polimerizasyonu başlatan kamforokinon (iniyatör-başlatıcı) ve alifatik amin (akselatör-hızlandırıcı) tercih edilir. Işık etkisiyle kamforokinon aktive olur ve amin ile reaksiyona girerek serbest radikaller oluşturur. Otopolimerizan kompozitlerde polimerizasyon sonrası reaksiyona girmemiş artık ürünler kalabilir. Bu kalıntılar UV ışığa maruz kaldığında parçalanarak kahverengi renklenmelere yol açabilir. Bu nedenle, bu tür kompozitlerin organik fazına UV stabilizatörleri eklenebilir (38,39).

2.1.2. İnorganik Matris

İnorganik doldurucular, matriks içine dağılmış çeşitli şekil ve büyüklükteki kuartz, borosilikat cam, lityum aluminyum silikat, stronsiyum, baryum, çinko ve itriyum cam gibi partiküllerden oluşur. Stronsiyum, baryum, çinko ve itriyum; rezine, radyoopasite kazandırır (27,40,41). Silika partikülleri karışımın mekanik özelliklerini güçlendirir ve ışığı geçirerek kompozit rezine, mineye benzer yarı şeffaf bir görüntü kazandırır. Kristalin formlarının sert olması kompozit rezinin bitirme ve polisaj

işlemlerini güçleştirdiğinden günümüzde genellikle silikanın nonkristalin formu kullanılarak üretilmektedir (38,42). İnorganik doldurucu içeriği arttıkça organik matriks oranı düşer, polimerizasyon büzülmesi, lineer genleşme katsayısı ve su emilimi azalırken, baskı ve gerilme dayanıklılığı, elastisite modülü (sertlik) ve aşınma direnci artarak rezinin mekanik özellikleri olumlu yönde etkilenir (40,43,44).

2.1.3. Ara Matris

Ara bağlayıcılar, çift fonksiyonlu moleküller olup bir uçlarıyla silika partiküllerinin yüzeyindeki hidroksil gruplarına bağlanırken, diğer uçlarıyla organik matriksteki metakrilat gruplarıyla kovalent bağlar kurarak inorganik ve organik fazlar arasında etkin bir bağlantı sağlarlar (45–47)

2.2. KOMPOZİT REZİNLERİN SINIFLANDIRILMASI

Kompozit rezinler; inorganik doldurucu partiküllerin büyüklüğüne, polimerizasyon yöntemlerine ve viskositelerine göre sınıflandırılabilirler (9). Kompozit rezinlerin sınıflandırılması Tablo 2.1'de gösterilmiştir.

Tablo 2.1. Kompozit rezinlerin sınıflandırılması

Kompozit Rezin Türü	**İnorganik Doldurucu Partikül Boyutu**	**İnorganik Doldurucu Partikül Yüzdesi (Ağırlıkça)**
Megafil	50-100 µm	-
Makrofil	10-100 µm	%70-80
Midifil	1-10 µm	%70-80
Minifil	0-1 µm	%75-85
Mikrofil	0.01-0.01 µm	%35-60
Hibrit	0.04-1 µm	%75-80
Nanofil	0.005-0.01 µm	-
Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kompozitler	**Viskozitelerine Göre Kompozitler**	
Kimyasal olarak polimerize olan kompozitler	Kondanse olabilen kompozit rezinler	
Işık ile polimerize olan kompozitler	Akışkan kompozit rezinler	
Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan kompozitler		

2.2.1. Partikül Büyüklüğüne Göre Kompozit Rezinler

Kompozit rezinlerin partikül büyüklükleri fiziksel özelliklerini, polimerizasyon derecelerini, parlatılabilirlik özelliklerini ve polimerizasyon büzülmesini etkiler (48). Bu nedenle, restoratif tedavi süreçlerinde kompozit rezin seçilirken içeriğindeki inorganik doldurucu partiküllerin boyutunun bilinmesi gerekmektedir (49).

2.2.1.1. Megafil Kompozitler

Doldurucu partikülleri 50-100 μm büyüklüğünde olan kompozitlerdir. Okluzal temas yüzeylerinde ve aşınmış bölgelerde kullanılması önerilen "insert" diye isimlendirilen cam partikülleri de (0.5-2 mm) mega doldurucu olarak kabul edilir (9).

2.2.1.2. Makrofil Kompozitler

Doldurucu partikülerin büyüklüğü 10-100 μm arasındadır. Makrofil kompozitlerde kullanılan inorganik doldurucular, genellikle büyük ve sert kuvars partiküllerinden oluşur. Bu nedenle, organik matris fazı inorganik partiküllere göre daha hızlı aşınır; bu da bitirme ve cila işlemlerini zorlaştırır. Sonuç olarak yüzey pürüzlülüğü artar ve estetik açıdan istenmeyen renklenmeler meydana gelir. Ayrıca, oklüzal aşınmalara ve çiğneme kuvvetlerine karşı yeterli direnç göstermemeleri nedeniyle bu tür kompozitlerin posterior dişlerde kullanımı önerilmemektedir (9).

2.2.1.3. Midifil Kompozitler

Makrofil dolduruculu kompozitlerin olumsuz özelliklerini giderebilmek için daha küçük doldurucu büyüklüğünde (1-10 μm) üretilmiş kompozitlerdir (9).

2.2.1.4. Minifil Kompozitler

Doldurucu partikül büyüklüğü 0.1-1 μm arasındadır ve partikül miktarı makrofil kompozitlere oranla daha fazladır. İnorganik doldurucular, kuartzdan daha kırılgan, baryum ve stronsiyum gibi ağır metaller içeren, cam ile yoğunlaştırılmış partiküllerdir. İnorganik doldurucu partiküllerin küçük ve çok sayıda olması makrofil ve midifil kompozitlere oranla daha düzgün bir yüzey elde edilmesini sağlar. Ayrıca

aşınmaya karşı direnç artmış, yüzey pürüzlülüğü azalmış ve radyoopasite sağlanmıştır (9).

2.2.1.5. Mikrofil Kompozitler

Mikrofil kompozitlerde inorganik doldurucular 0.01-0.1 μm büyüklüğünde kolloidal silika partikülleridir. Bu kompozitlerde partikül oranı %35-60 arasında değiştikçe, monomer miktarı artar. Bu durum, su emilimini, ısısal genleşme katsayısını ve polimerizasyon büzülmesini artırırken, elastisite modülünü ise düşürür. Küçük partiküllerin ışığı kırma indeksi, mine ile benzerlik gösterdiğinden, estetik açıdan avantaj sağlamaktadır. Ayrıca, organik matris ve doldurucu partiküller aynı hızda aşındığı için, küçük partiküller yüzeyden uzaklaşır ve geriye kalan minik boşluklar, bitirme ve polisaj işlemleri sonrasında daha düzgün bir yüzeyin elde edilmesini mümkün kılar. Elastisite modülü düşük olan bu kompozitler; Sınıf III, IV, V kavitelerde ve labial veneer restorasyonlarda tercih edilmektedir (9).

2.2.1.6. Hibrit Kompozitler

Doldurucu olarak farklı büyüklükteki partiküllerin karışımını içermelerinden dolayı hibrit kompozit olarak isimlendirilmişlerdir. Partikül büyüklüğü makro partiküllü rezinden daha küçük, miktarı ise mikro partiküllü rezinden daha fazladır ve her iki kompozit rezinin özelliklerini taşır. Yüzey düzgünlüğü mikrofil kompozitlere, fiziksel özellikleri de makrofil kompozitlere benzer. Hibrit grubun ismini büyük partikül belirler. Örneğin büyük partikül makrofil ise makrohibrit kompozit adı verilir. Küçük partiküller büyük partiküller arasına gelişigüzel dağıldığı için, bitmiş bir restorasyonda yüzey oldukça düzgündür. Bu sebeple estetik görünümün önemli olduğu ön bölge restorasyonlarında kullanımı uygundur (9).

Hibrit kompozitlerin karakteristik özellikleri arasında; geniş renk seçeneği ve dental yapıyı taklit edebilmesi, daha az büzülme göstermesi, düşük su absorbsiyonu, iyi cilalanabilirlik, diş yapısına benzer aşınma göstermesi, diş yapısına uygun termal genleşme, hem anterior hem de posteriorda kullanılabilme ve farklı opaklık/ translusenslik derecelerine sahip olma sayılabilmektedir (50,51).

2.2.1.6. Nanofil Kompozitler

Nano doldurucuların üretilmesi ile hibrit kompozitlerle mikro doldurucu kompozitlerin avantajları birleştirilmiş ve yeni restoratif materyaller üretilmiştir. Nano kompozitler anterior restorasyonlar için gerekli estetiği sağlamanın yanında posterior restorasyonlar için gerekli olan stres kırıcı mekanik özellikleri de taşırlar. Bu kompozitlerin mikrofil kompozitlere benzer şekilde translüsenslik, cilalanabilirlik özellikleri çok gelişmiş olup elde edilen düzgün yüzey uzun süre korunabilmektedir. Ayrıca aşınmaya direnç gibi bazı fiziksel özellikleri de hibrit kompozitlere eşdeğer kabul edilmektedir (52).

2.2.2. Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Sınıflandırılması

2.2.2.1. Kimyasal Polimerize Olan Kompozit Rezinler

Polimerizasyon işleminin kimyasal olarak başladığı bu kompozitler iki pat halinde bulunurlar. Patların birinde, polimerizasyonu başlatan benzoil peroksit, diğerinde polimerizasyonu hızlandıran tersiyer amin bulunur. İki patın karıştırılmasıyla polimerizasyon başlar. Bu tür kompozitlerin en önemli dezavantajı çalışma süresinin kısıtlı olması ve iki patın karıştırılması esnasında hava kabarcıklarının oluşmasıyla aşınmaya karşı direncin azalmasıdır (9,43).

2.2.2.2. Işık ile Polimerize Olan Kompozit Rezinler

Tek pat sisteminde üretilen bu tür kompozit rezinlerde ışığı absorbe ederek polimerizasyonu başlatan kamforokinon, hızlandırıcı olarak ise alifatik amin bulunur. Işık ile polimerize olan kompozit rezinlerin çalışma zamanı hekim tarafından kontrol edilebilir. Bu sistemler, karıştırma işlemi yapılmadığı için daha homojen bir yapıya sahip olup, bitirme ve cila işlemlerine duyulan ihtiyacı azaltır, geniş renk seçenekleri sunar, renk stabilitesini artırır ve küçük parçalar halinde polimerize edilebildiğinden polimerizasyon büzülmesini azaltır (9,53).

2.2.2.3. Hem Kimyasal Hem De Işıkla Polimerize Olan Kompozit Rezinler

Bu tür kompozitler hem kimyasal katalizör hem de ışık aktivatörleri içermektedir. Polimerizasyon önce ışık ile başlatılır. Işığın ulaşamadığı bölgelerde

polimerizasyon kimyasal olarak 8-24 saat içinde tamamlanır. Kimyasal olarak sertleşme hızı, ışıkla sertleştirilme hızından çok daha yavaştır. Özellikle derin kavitelerde, 2.5 mm'den daha kalın bir tabaka kompozit uygulamalarında polimerizasyonun tam olarak gerçekleşmesinden endişe edildiği durumlarda uygulanır (9).

2.2.3. Viskozitelerine Göre Sınıflandırılması

2.2.3.1. Kondanse Olabilen Kompozit Rezinler

Amalgama alternatif olarak posterior dişlerde kullanma amacıyla geliştirilen bu kompozitlerin yapılarına hacimce %60-90 oranında farklı büyüklüklerde doldurucular katılarak viskoziteleri artırılmıştır. Bu tür kompozitlerdeki doldurucu partiküllerin büyüklüğü hibrit kompozitlerden daha fazla olduğundan bitirme ve polisaj işlemlerinden sonra yüzey pürüzlülüğü riski daha fazladır. Sınıf II kavitelerde kontak noktalarının ideale yakın oluşturulabilmesi, oklüzal anatominin daha rahat işlenmesi, kaviteye basınç uygulayarak daha kolay yerleştirilebilmeleri gibi avantajları bulunmaktadır (27,54–56).

2.2.3.2. Akıcı Kompozit Rezinler (flowable)

Akıcı kompozitler, düşük viskoziteli hibrit rezinler olup, inorganik doldurucu oranındaki azalma, malzemenin aşınma direncini ve dayanıklılığını olumsuz yönde etkilemektedir. Doldurucu oranı az olan ilk nesil akıcı kompozitler, düşük elastisite modüllerine sahip olmaları nedeniyle yalnızca düz yüzeylerde ve fissürlerde örtücü olarak kullanılmaktadır. Ancak, daha yüksek doldurucu oranına sahip yeni nesil akıcı kompozit rezinlerin artan mekanik özellikleri, bu materyallerin daimi restorasyonlarda kullanılabileceğini göstermektedir. Yine de günümüzde akıcı kompozitler daha yaygın olarak kondanse olabilen ve hibrit kompozitlerin altında stres azaltıcı olarak tercih edilmektedir (27,32,57).

2.3. MİNENİN YAPISI

Diş minesi yoğun, yüksek oranda mineralize, sert ve kırılgandır (58). Dişin anatomik kuronunu kaplar, farklı bölgelerde kalınlığı değişir ve mine dentin birleşimi (DEJ) ile dentine sıkıca bağlanır. Kuronun insizal ve oklüzal bölgelerinde daha kalındır

ve mine-sement birleşiminde (CEJ) sonlanana kadar giderek incelir. Kalınlık ayrıca bir diş sınıfından diğerine değişir; kesici dişlerin insizal sırtlarında ortalama 2 mm, premolar dişlerin tepelerinde 2,3 ila 2,5 mm ve molar dişlerin tepelerinde 2,5 ila 3 mm'dir (59).

Kimyasal olarak mine, yüksek oranda mineralize olmuş kristal bir yapıdır. Kristal ağ şeklindeki hidroksiapatit en büyük mineral bileşenidir (hacimce %90-92). Diğer mineraller ve eser elementler daha az miktarlarda bulunur. Diş minesinin geri kalan bileşenleri arasında hacim olarak organik matris proteinleri (%1-%2) ve su (%4-%12) bulunur (59).

Yapısal olarak mine milyonlarca mine prizmasından, prizma kınından ve interprizmatik matriksten meydana gelmektedir. Genel olarak, prizmalar, hafif apikal yönde dışa doğru yöneldikleri daimi dişlerin servikal bölgesi hariç, süt ve daimi dişlerde DEJ'e ve diş yüzeyine dik olarak hizalanır. Dentin sınırlarına yakın mine prizmalarının çapı yaklaşık 4 µm ve yüzeye yakın yaklaşık 8 µm'dir (59).

Mine prizmasının enine kesitinin incelenmesi, yuvarlak bir baş ve kuyruk kısmından oluşan anahtar deliği şeklinde bir yapı ortaya koyar. Bu yapının boyutu baştan kuyruğa doğru 9 µm, başın çapı ise 5 µm'dir. Baş, dişin oklüzal yüzeyine doğru yönlendirilirken, kuyruk servikal bölgeye doğru yönlendirilir. Bu düzenleme, mine prizmasına yüksek yapısal stabilite kazandırarak dış kuvvetlere karşı dayanıklılığını artırır (60). Başın (gövdenin) orta kısmındaki apatit kristallerinin uzun ekseni, mine prizmasının uzun eksenine paralel olarak hizalanırken, kristaller kuyruk kısmında artan açıyla (65 derece) eğilim gösterir (59).

Apatit kristallerinin asidik ortamlara karşı duyarlılığı, çürük oluşumuna veya diş dokusunun yapısal hasar görmesine yol açabilir. Asit kaynaklı mineral kaybı (demineralizasyon) baş kısmındaki apatit kristallerinde daha fazla görülürken, kuyruk kısmı ve baş bölgesinin çevresi asidik demineralizasyona karşı daha dirençlidir (59).

2.4. DENTİNİN YAPISI

Dentin oluşumu, dentinogenez, odontoblast adı verilen hücreler tarafından gerçekleştirilir. Bu doku diş yapısının en büyük bölümünü oluşturur ve dişin neredeyse tüm uzunluğu boyunca uzanır. Dıştan, anatomik kron üzerinde mine ve anatomik kök

üzerinde sement ile kaplıdır. İç kısımda dentin pulpa boşluğunun (pulpa odası ve pulpa kanalları) duvarlarını oluşturur (59).

Dentin heterojen bir materyaldir ve dört ana bileşenden oluşur. Bunlar; dentin matriksi, dentin tübülleri, mineral (karbonat içeren hidroksiapatit) ve dentin sıvısıdır. Dentin tübülleri (mm2 başına ~45 000), dentin matriksinin gelişimi sırasında oluşur ve matriks boyunca homojen olarak dağılır. Bu matriks anizotropik bir şekilde mineralize olur ve yüksek oranda mineralize olmuş bir doku olan peritübüler dentin, dentin tübüllerini çevreler. Dentin tübülleri ve peritübüler dentin arasındaki mineralize doku intertübüler dentin olarak adlandırılır. Histolojik incelemeler intertübüler dentinin peritübüler dentine göre daha az mineralize olduğunu ortaya koymuştur (58).

Dentin yüzey alanı, mine-dentin birleşimi ve dentin-sement birleşimin pulpa boşluğu tarafında çok daha geniştir. Tübül sayısı DEJ'de 15.000 ila 20.000/mm2 iken pulpada 45.000 ila 65.000/mm2 'ye çıkar. Tübüllerin lümeni de DEJ'den pulpa yüzeyine doğru değişir. Koronal dentinde, DEJ'deki tübüllerin ortalama çapı 0,5 ila 0,9 µm'dir, ancak bu pulpa yakınında 2 ila 3 µm'ye çıkar (59).

Dentin hacim olarak yaklaşık %50 inorganik materyal ve %30 organik materyalden oluşur. Organik materyal yaklaşık %90 tip I kollajen ve %10 kollajen olmayan proteinleri içerir. Dentin mineden daha az, sement ve kemikten daha fazla mineralizedir. Mineral faz esas olarak mine kristalitlerinden daha az sistematik bir şekilde düzenlenmiş olan hidroksiapatit kristalitlerinden oluşur. Dentin kristalitleri mine kristalitlerinden daha küçüktür, 20 ila 100 nm uzunluğa ve yaklaşık 3 nm genişliğe sahiptir (59).

Dentin tübülleri, mineralizasyon için gerekli tüm bileşenleri, modifiye edici proteinleri ve mineral iyonlarını içeren bir plazma transudatı olan dentin sıvısı ile doludur. Tübüllerdeki sıvı pulpadan dışarı doğru dentin sıvısının azalmasına neden olan hafif ama sabit bir basınç altındadır. İntrapulpal basıncın 25-30 mm Hg (veya 34-40 cm H2 O) olduğu tahmin edilmektedir. Mine ve sement, yarı geçirgen olmalarına rağmen, dentini korumak ve tübüler sıvı azalmasını sınırlamak için etkilidirler (59,61).

2.5. ADEZYON MEKANİZMASI

Adezyon, iki farklı yüzeyin moleküller arasındaki çekim kuvvetleriyle birbirine bağlanması olarak tanımlanır. Bu bağlantı fiziksel, kimyasal veya

mikromekanik kuvvetlerle gerçekleşebilir (62). Adezyon için kullanılan materyal "adeziv" olarak bilinir ve adezivin uygulandığı substrat "adherent" olarak adlandırılır (63,64).

Diş hekimliğinde, rezin bazlı malzemelerin diş yapısına adezyonu aşağıdaki dört olası mekanizmanın sonucudur (65,66):

1. Mekanik - rezinin mekanik penetrasyonu ve diş yüzeyinde rezin tag oluşumu
2. Adsorpsiyon - diş yapısının inorganik bileşenine (hidroksiapatit) veya organik bileşenlerine (esas olarak tip I kolajen) kimyasal bağlanma
3. Difüzyon - rezin monomerlerin mekanik veya kimyasal olarak bağlanabileceği maddelerin diş yüzeylerinde çökelmesi
4. Önceki üç mekanizmanın bir kombinasyonu

2.5.1. Mine ve Dentine Adezyon

Mine ve dentine bağlanmanın temel mekanizması, diş sert dokularındaki minerallerin uzaklaştırılması ve oluşan boşluklara mikromekanik olarak rezin monomerlerinin yerleşmesi süreci olarak tanımlanır (67,68).

Yüzeysel diş sert dokusunun çözülmesi geleneksel olarak Buonocore tarafından tanıtılan adeziv diş hekimliğindeki en önemli buluşlardan biri olan fosforik asitle sağlanır (69). Minede, asitle pürüzlendirme mine prizmalarını seçici olarak çözer ve sıradan hidrofobik yapıştırma ajanları tarafından bile kapiller çekim yoluyla kolayca nüfuz edilen mikro gözenekler oluştur (70). Polimerizasyon sonrası, asitle pürüzlendirilmiş mine yüzeyindeki küçük rezin tag'lerin mikromekanik kenetlenmesi, dişin alt tabakasına güçlü bir bağ sağlar. Bu bağ, restorasyon marjinlerini uzun süre etkili bir şekilde kapatır ve aynı zamanda dentinle olan hassas bağı koruyarak bozulmasını engeller (71).

Rezinlerin dentine adezyonu mineye adezyonundan çok daha zordur (61). Dentine bağlanmadaki zorlukların nedenleri şu şekilde sıralanabilir:

2.5.1.1. Dentine Adezyonu Güçleştiren Faktörler

- Dentin mineye göre daha heterojen bir yapıya sahiptir ve hidroksiapatit kollajen liflerden oluşan bir ağ üzerinde yerleşmiştir (68,72,73):

Dentin, %45 inorganik madde içerirken, mine %92 inorganiktir. Dentin hidroksiapatit kristalleri, esas olarak kolajenden oluşan organik bir matriks içinde rastgele yerleşmiştir ve minede olduğu gibi düzenli bir şekilde dizilmemiştir (61).

Dentin mineye göre daha geçirgendir ve yapısal özellikleri bölgesel farklılıklar gösterir.

Tübüller, pulpaya yakın bölgede mineye yakın bölgeye göre daha yoğun dağılmıştır.

Oklüzal dentinin geçirgenliği, pulpanın boynuzlarına yakın bölgelerde, oklüzal yüzeyin merkezine göre daha fazladır. Ayrıca, proksimal dentin, oklüzal dentine göre daha geçirgendir ve koronal dentin ise kök dentinine göre daha fazla geçirgenlik gösterir (72,73).

- Dentin tübülü içerisinde bulunan plazma benzeri sıvı ve dentinin hidrofilikliği:

Dentin, pulpadan mine-dentin birleşimine kadar uzanan sıvı dolu çok sayıda tübül aracılığıyla pulpa ile yakın bir bağlantıya sahiptir. Dentin sıvısı, dentin yüzeyine doğru basınç uygulandığında, açıkta kalan dentin yüzeyini doğal olarak nemlendirir ve hidrofilik hale getirir. Bu hidrofiliklik, modern adeziv sistemlerin dentinle etkileşimini zorlaştıran en büyük zorluklardan biri olarak kabul edilmektedir (68).

- Dentin smear tabakası:

Smear tabakası, diş hazırlığı sırasında enstrümantasyonla dentin yüzeyinde biriken, diş artıklarının oluşturduğu bir tabakadır. Bu artıkların bir kısmı, dentin tübüllerini tıkayarak dentin geçirgenliğini %86 oranında azaltan smear tıkaçları meydana getirir. Tipik olarak 0,5-5,0 μm kalınlığında olan bu tabaka dentin geçirgenliğini azaltan bir "difüzyon bariyeri" işlevi görse de, rezinin alttaki dentin yüzeyine ulaşmasını engelleyen bir engel olarak düşünülebilir (61,74).

- Dentinin mineral içeriğindeki ve yapısındaki değişiklikler:

Çürükten etkilenmiş veya sklerotik bölgelerde rezinin dentine bağlanması, önemli bir zorluk teşkil eder. Sklerotik dentinde, rezin penetrasyonu normal dentine göre daha düşük olup, bu durum adeziv prosedürlerinin başarısını olumsuz yönde etkileyebilir (61).

2.5.1.2. Adezyonu Geliştirmek İçin Uygulanan Yüzey İşlemleri

Adezivlerin kimyasal ve mikromekanik olarak bağlanmalarını sağlayacak uygun bir yüzey oluşturmak için diş yüzeyi kimyasal, ısısal ve mekanik yöntemlerle pürüzlendirilir. Kimyasal yöntem olarak asit veya şelasyon yapan ajanlar kullanılırken, mekanik yöntem olarak air abrazyon ve termal (ısısal) yöntem olarak lazer uygulamaları yapılmaktadır (9).

2.5.1.3. Asit ile Pürüzlendirme

Mineye asit uygulamasının bağlantıda başarılı sonuçlar vermesinin ardından, dentinin asitle pürüzlendirilmesi kavramı doğmuştur. Bu uygulama, dentin yüzeyinin asit ya da etilen diamin tetra asetik asit (EDTA) gibi kalsiyum şelatörleri ile kimyasal olarak değiştirilmesi yani smear tabakasının uzaklaştırılması ve yüzeyin demineralize edilmesi olarak tanımlanabilir. Bu amaçla maleik, sitrik, fosforik ve nitrik asit gibi çeşitli asitler kullanılır (75). En sık kullanılan ise mine ve dentinde kuvvetli etkisi olduğu düşünülen %30-37.5'lik fosforik asittir (76).

Asit uygulaması; smear tabakası ve smear tıkaçlarını ortadan kaldırarak dentinin 3-5 μm veya daha fazla derinlikte dekalsifiye olmasını sağlar (77). Yoğun bir şekilde mineralize olan peritübüler dentinin demineralizasyonu ile tübül ağızları huni şeklinde açılır. İntertübüler dentinin mikropörözitesi artar, kollajen fibriller açığa çıkar, monomerin tübüllerin içine infiltrasyonu kolaylaşır, dentinin geçirgenliği 5-20 kat artar. Oluşan demineralizasyon asitin türüne, konsantrasyonuna, etki süresine, viskozitesine ve dentin derinliğine bağlı olarak değişir (9,78).

Asit uygulamasından sonra desteğini kaybeden kollajen ağların büzülmesi sonucunda fibriller arasındaki mesafe azalır ve adeziv rezinin kollajen fibriller arasına girmesi zorlaşır. Asit uygulanan yüzeylerin yıkanmasının ardından apatit kristallerinin yerini su alır ve fibriller arası mesafe eski haline döner (79,80). Yıkama işleminden sonra yüzeyin aşırı derecede kurutulması hidroksiapatitini kaybetmiş desteksiz kollajen fibrillerin tekrar büzülmesine neden olarak rezin infiltrasyonunun eksik olmasına ve postoperatif duyarlılığa neden olabilir. Nemli bağlanma tekniğinde asitleme ve yıkama işlemlerinden sonra dentin yüzeyi fazla kurutulmaz, hafif nemli bırakılır. Hidrofilik monomerlerin, büzülmüş kollajen ağını kısmen genişletebildiği göz önüne alındığında; dentin yüzeyinin hafif nemli bırakılması ile karakterize nemli

bağlanma tekniği sonucunda rezinin kollajen ağa infiltrasyonu kolaylaşır ve bağlanma dayanıklılığı olumlu yönde etkilenir (79).

Dentin yüzeyinde aşırı kurutma işlemi kadar, fazla nemli kalma da bağlanmayı olumsuz etkilemektedir. Yüzeydeki fazla su, demineralize dentine infiltre olan, çözücüsü uzaklaşmış monomerlerin arasına girer. Bu durum, hibrit tabaka içerisinde bazı küçük bölgelerin sudan zengin ancak rezinden fakir hale gelerek nanosızıntı oluşturmasına neden olur (81,82).

Asitlerin uzun süre uygulanması dentinin aşırı demineralizasyonu sonucu kollajen fibrillerin şiddetli derecede çökmesine sebep olur (78,83). Bu durumda hidrofilik primer ve adeziv rezin uygulamaları kollajen ağın yeniden orijinal seviyesine dönmesine yeterli gelmeyebilir (84). Bunun sonucunda adeziv rezin infiltrasyonun tam olarak gerçekleşemediği, asitlere ve bakteri kaynaklı enzim ataklarına yatkın, dentine bağlanmanın başarısızlıkla sonuçlandığı bir bölge oluşabilir (45–47) Başka bir deyişle aşırı pürüzlendirmenin yapıldığı durumlarda, demineralizasyon sahası rezinin yeterince penetre olamayacağı kadar derinleşmekte, bakteri kaynaklı asit ve enzim atıklarına ve hidrolitik degradasyona karşı zayıf bir alan meydana gelmekte, bu da elde edilen bağlantı dayanımının azalmasına sebep olmaktadır (85).

Çürükten etkilenmiş dentin yüzeyinde %32-%37'lik fosforik asitle pürüzlendirme sonrası bakteri sayısında azalma olur (86). Dentinde hibrit tabakanın bozulmasına neden olan matriks metallo proteinaz enzimlerinin (MMP) hemen hemen hepsi kollajen fibrillere güçlü bir şekilde bağlıdırlar. Bu sebeple rezin-dentin arasındaki bağlanmayı artırmak için MMP'lerin inaktive edilmeleri gerekmektedir. Fosforik asitle pürüzlendirme dentindeki MMP aktivitesini %65-95 oranında azaltır (87,88). Ayrıca, fosforik aside ilave edilen benzalkonyum klorid veya klorheksidin gibi antimikrobiyal ajanların da anti-MMP aktivitesine sahip olduğu gösterilmiştir (89,90).

2.5.1.3.1. Air Abrazyon ile Pürüzlendirme:

İlk olarak Black tarafından 1945'te ortaya çıkarılan air-abrazyon tekniği, kinetik kavite preparasyonu, air mikroabrazyon ya da kısaca air abraziv olarak bilinir (91). Bu teknik küçük bir nozuldan, bir yüzeye doğru yüksek basınç ile odaklanmış partikül akışını içerir. Mekanizması cihaz içindeki haznede bulunan abraziv

partiküllerin sıkıştırılmış basınçlı hava yardımıyla dar bir tüpten geçerek diş yüzeyine çarpması sonucu diş maddesini hızla uzaklaştırmasıdır. Kullanılan sıvı genellikle basınçlı havadır ve sodyum bikarbonat, glisin ve alüminyum oksit gibi birçok partikül türü, air abrazyonun amaçlanan hedefine bağlı olarak kullanılabilir (92,93). Kullanılan partikül boyutu, basıncı ve süresi de klinik uygulamaya bağlı olarak değişebilir ve aşındırma işleminin sonucunu etkileyebilir (94–97).

Air abrazyon cihazları, kavite hazırlama, yüzey lekelerinin giderilmesi, seçici çürük temizliği, mekaniko-kimyasal aşındırma, yüzey temizleme veya pürüzlendirme gibi çeşitli işlemler için kullanılmaktadır (98). Ayrıca air abrazyon sistemlerinin mine ve dentin yüzeylerinde asitle pürüzlendirmeye alternatif olarak uygulanması da önerilmiştir. Bu yöntem, yüzeyde pürüzlü ve düzensiz bir yapı oluşturarak adeziv sistemlerin ıslanabilirliğini artırmaktadır (99). Air abrazyon işlemi, dişe uygulanan düşük basınç ve minimum vibrasyon sayesinde ağrısız bir prosedür olarak kabul edilir. Ayrıca, dentin tübüllerinin işlem sırasında kullanılan toz partikülleriyle tıkanması, bu ağrısız etkide önemli bir rol oynamaktadır (100).

Bu cihazlarda kullanılan abraziv partiküllerin büyüklüğü 10-50 µm arasında değişir (10,27,27.5,30,34,50). Genellikle 27-50 µm partikül büyüklüğüne sahip olanlar kullanılmaktadır (101). Yaygın olarak kullanılan alüminyum oksit, saf, akıcı olması, ucuz ve kolay bulunması, suya karşı afinitesi ve toksik olmaması gibi avantajları nedeniyle tercih edilmektedir (98).

Restoratif materyallerin adezyonundaki potansiyel faydalarına rağmen, air abrazyonun seramik restorasyonların dayanıklılığını tehlikeye atabilecek yüzey kusurları ve mikro çatlaklar oluşturduğu da gösterilmiştir (102,103). Bu nedenle, bu tekniğin diş dokusu üzerindeki etkilerinin değerlendirilmesi gerekmektedir.

2.5.1.3.2. Lazer ile Pürüzlendirme:

Asitle pürüzlendirme yönteminin teknik hassasiyet gerektirmesi ve bazı dezavantajlara sahip olması, yeni pürüzlendirme tekniklerinin araştırılmasına yol açmıştır. Mine ve dentini lazer ile pürüzlendirme de bu yeni yöntemlerden biridir (17,104,105).

Lazer ile pürüzlendirme, asitle pürüzlendirmede görülen bazı sorunları içermemektedir. Cihazın kullanımının kolay olması mine ve dentin yüzeylerinde

istenilen alanların ergonomik ve kontrollü olarak pürüzlendirilebilmesini sağlar. Lazer cihazı üzerinde dokunmatik bir parametre değişikliği ile preparasyon aşamasından pürüzlendirme işlemine geçilebilir. İşlem asitle pürüzlendirme işlemine göre daha kısa sürede tamamlanır (17).

Lazerlerin smear tabakası oluşturmadan restoratif materyallerin retansiyonunu artıracak şekilde mine ve dentin dokusunda pürüzlü yüzeyler oluşturduğu bildirilmiştir (17,106). Ancak bazı çalışmalar lazer uygulanmış yüzeylerdeki bağlanma dayanımının, geleneksel yöntemlerle hazırlanmış yüzeylere göre daha düşük olduğunu göstermişlerdir (94,107,108). Bunun sebebi olarak lazerlerin kollajen fibril ağına zarar vererek hidroksiapatit kristallerini uzaklaştırmasından kaynaklandığı bildirilmiştir (108).

Dentin içerisinde bulunan su molekülleri ve hidroksil grupları lazer uygulaması sırasında yüklendikleri enerji ile hızla buharlaşmaya çalışır ve neticede küçük patlamalar oluşur. Dokular arası bağları çözen bu patlamalar dental ablazyonun temelidir. Ablazyon neticesinde yüzeyde mikro girintiler oluşur. Bu işlem esnasında verilen su ve hava pulpa dokusunu aşırı ısınmadan korumaktadır. Su aracılığıyla oluşan patlayıcı ablazyon miktarı yüzeyseldir (109,110).

Lazer enerjisinin diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmasından itibaren, mine ve dentin yüzeylerinin pürüzlendirilmesinde Erbiyum katkılı İtriyum Alüminyum Garnet (Er:YAG), Erbiyum, Krom katkılı İtriyum Skandiyum Galyum Garnet (Er,Cr:YSSG) ve Neodimyum katkılı İtriyum Alüminyum Garnet (Nd:YAG) gibi çeşitli lazer tipleri kullanılmıştır. Mine yüzeyi üzerindeki lazer uygulamasının erime ve yeniden kristalleşmeye neden olduğu bilinmektedir, bu da mikroskobik düzeyde asitle pürüzlendirmeden sonra elde edilenle karşılaştırılabilir bir yüzey pürüzlülüğüne yol açar (104).

Dalga boyu, güç, çalışma modu (darbeli, sürekli dalga) ve maruz kalma süresinin tümü lazer uygulamalarının sonuçlarını etkiler (104,111–113).

2.6. LAZER

Radyasyonun uyarılmış salınımı ile ışık güçlendirilmesi anlamına gelen lazer, İngilizce ‘’Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation‟ kelimelerinin baş harflerinden oluşmaktadır. Lazer ışığı; aktive olmuş doğal gazların, elementlerin,

moleküllerin ve çeşitli kristallerin etkileşimi ile yüksek yoğunlukta, paralel hareket eden, aynı dalga boyundaki elektromanyetik radyasyondan oluşan ışıktır (114).

Atomun yörüngesinde bulunan elektronlara dışarıdan verilen enerji ile kendi taban enerjilerinden yüksek enerji seviyelerine çıkıp tekrar taban enerjisine geri dönmeleri sırasında kendiliğinden verdikleri enerjiye spontan emisyon adı verilmektedir. Ancak dışarıdan enerji verilmesi sırasında eklenen kuantum enerjisi ile salınan enerjiye uyarılmış emisyon adı verilmektedir ve lazerin çalışmasının ana ilkesidir (109,115).

2.6.1. Lazer Parametreleri

Dalga boyu (nm): Lazer ışın demetinde birbirini izleyen ışınların tepe noktaları arasındaki uzaklıktır (109).

Güç (W): Lazerin yoğunluğu üzerine düştüğü dokunun cm2'sinde tek atımının verdiği enerjidir. Birimi watt'dır (W). Bu alan daireseldir. Alan küçüldükçe lazerin gücü artar, bu nedenle odak mesafesinin iyi ayarlanması gerekmektedir. Böylece en etkili güç elde edilebilir (109,116).

Enerji yoğunluğu (J): Belli bir zamanda uygulanan enerji miktarıdır. Enerji birimi juldür (J) ve güç ile zamanın çarpımına eşittir (109).

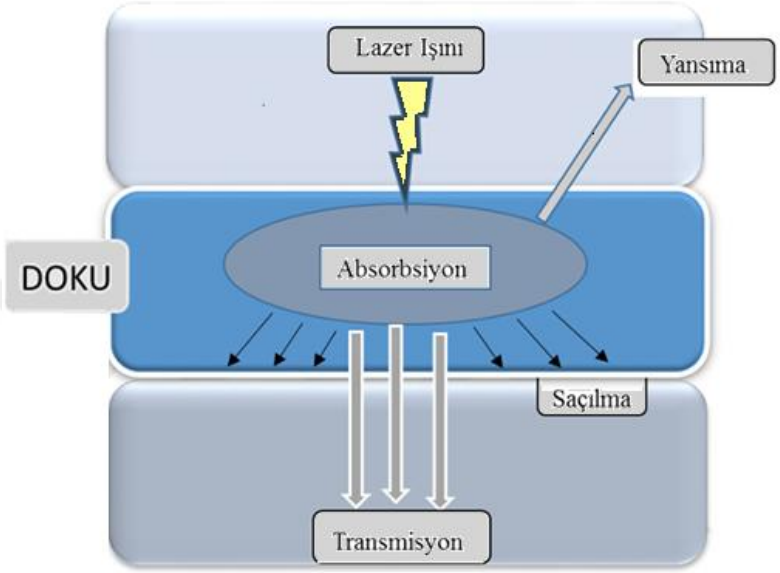
Frekans (Hz): Bir olayın birim zamandaki tekrar sayısı frekans olarak adlandırılır. Bir saniyede belli bir noktadan geçen dalga sayısıdır. Bir başka ifade ile lazer ışınının saniyedeki atım sayısıdır. Dalga boyu ile frekans arasında ilişki vardır. Dalga boyu artıkça frekans azalır (109,116).

Atım devam süresi (ms, μs): Pals aralığı, atım süresi ve atım genişliği aynı anlam ifade eder. Lazer enerjisinin dokuya ne kadar zaman boyunca iletildiğini belirtmektedir. Atım süresinin kısalığı lazeri güçlü kılar, böylece dokunun ısınması azalmış olur (109,116).

Spot çapı (mm): Lazer ışınının dokuda hedef noktaya odaklandığı ve enerjisinin yüksek olduğu dairenin çapıdır. Santimetrekaredeki foton yoğunluğu olarak da tanımlanabilir (109,116).

2.6.2. Lazer Doku Etkileşimi

Lazer kaynaklı ışık enerjisinin hedef doku üzerindeki etkileri, o dokunun optik özelliklerine göre değişmekle birlikte emilim, geçiş, yansıma ve saçılmadır (109). Şekil 2.1'de bu etkiler gösterilmektedir.



Şekil 2.1. Lazerin hedef doku üzerindeki etkileri

1. Emilim (absorbsiyon): Lazer ışığının en çok istenilen etkisidir. Absorbe edilen ışık enerjisi dokularda ısı gibi farklı formlara dönüşür. Işık dalga boyuna bağlı olarak dokular tarafından absorbe edilir. Diş hekimliğinde daha çok sert doku için kullanılan uzun dalga boyu (3 μm) su ve hidroksiapatit tarafından emilir. Oluşan ısı artışı neticesinde lazerin etkisi görülür (109).
2. Geçiş (transmisyon): Lazer dokuya ulaştığında etki göstermeyip dokunun daha derin kısımlarına doğru ilerlemesi anlamına gelmektedir. Bu ilerleme dalga boyuna ve çarptığı dokuya göre değişir. Örneğin Nd:YAG ve diyot lazerler gibi kısa dalga boyuna sahip lazerler su içerisinde yüksek derecede geçiş özelliğine sahiptir. Ancak Erbiyum ailesi ve CO2 lazerler gibi uzun dalga boyuna sahip lazerlerin doku sıvıları tarafından emilimi daha fazla olmaktadır (109).

3. Yansıma (refleksiyon): Işının kendisini yüzeyden başka bir yere yönlendirmesi ve hedef dokuda hiçbir etki yaratmamasıdır. Lazer dokuya uygulandığında paralel veya dağınık biçimde yansır. Geri yansıyan enerji, komşu bir bölgeye zararlı olabileceğinden; bu durum lazer kullanımında önemli bir güvenlik sorununu ortaya çıkarır (109).
4. Saçılma (scatter): Lazer ışığının enerjisinin doku içerisinde zayıflaması ve yarar gösterecek bir biyolojik etki oluşturamamasıdır. Lazer ışınının dağılması çalışma alanına yakın bölgelerde sıcaklık artışına ve istenmeyen doku hasarına sebep olabilir. Ancak bu durum kompozit polimerizasyonunda avantaja dönüşür. Emilim arttıkça saçılma azalmaktadır (109).

2.6.3. Lazerin Fotobiyolojik Etkileri

Fotokimyasal Etki: Lazer ışınının termal etkisi olmadan dokuda sadece kimyasal reaksiyonlar başlatabilme özelliğidir. Bu etki, lazer ışığının pigment içeren dokular tarafından absorbe edilmesiyle oluşur ve bu bölgelerin floresans göstermesi fotokimyasal etkinin bir örneğidir. Bu prensipten faydalanarak diş çürüklerinin teşhisi yapılabilmektedir. Ayrıca, tümör hücrelerinin yok edilmesi ve kompozit materyallerin polimerizasyonu da lazerin fotokimyasal etkisine dayanan klinik uygulamalardandır (109,117).

Fototermal Etki: Lazer uygulanan dokuda oluşan ısı artışı sonucunda termal etki meydana gelir. Lazer enerjisinin dokular üzerindeki bu etkisi, büyük ölçüde sıcaklık artışına bağlıdır. Öncelikle, hücresel yapılarda zarar oluşmaksızın doku kaldırılmasına olanak tanıyan hipertermi gelişir. Sıcaklık yaklaşık 60 °C'ye ulaştığında, proteinlerde buharlaşma olmaksızın denatürasyon gerçekleşir. 100 °C'de ise dokulardaki suyun buharlaşması gözlenir. Sıcaklık 300 °C'ye ulaşmadan dokuda karbonizasyon ve prolizis süreçleri başlar (109,117).

Fotomekanik Etki: Termal olmayan lazer-doku etkileşimleri olup klinik olarak fotoablasyon ve fotodistrupsiyon şeklinde gözlenir. Bu etkiler, lazer ışınının çevre dokulara ısı yayılımı olmadan, kısa süreli ve yüksek enerjili şekilde uygulanması ile ortaya çıkar. Fotoablasyon, doku sıvısının ani sıcaklık artışıyla buharlaştırılması ve buhar basıncının etkisiyle yüzeyel dokuların uzaklaştırılmasıdır. Sert doku

işlemlerinde istenilen primer etkileşim genellikle bu mekanizma üzerinden gerçekleşir. Fotodistrupsiyon ise lazer ışığının dokuyu mikrosaniyelik patlamalarla parçalaması anlamına gelir ve genellikle dokunun daha şeffaf ve derin tabakalarında görülür (109,117).

2.6.4. Lazerlerin Diş Hekimliğinde Kullanımı

Lazerlerin diş hekimliğinde kullanımı 1989 yılında ABD'de FDA (Food and Drug Administration) tarafından onaylamasıyla başlamıştır (109,118). Bu lazerler, içerdikleri aktif maddeye göre isim alırlar. Aktif madde gaz veya katı olabilir. Lazerlerin kullanım alanları Tablo 2.2'de gösterildiği gibi özetlenebilir (17,115,119–121).

Tablo 2.2. Diş hekimliğinde kullanılan lazerler dalga boyları ve kullanım alanları

Lazerin Adı	Dalga Boyu(nm)	Kullanım Alanı
Argon	350-514	Yumuşak doku uygulamaları Çürüğe karşı direncin artırılması Rezin polimerizasyonu Diş beyazlatma Aproksimal bölgedeki çürüklerin teşhisi
Diyot	670-900	Yumuşak doku uygulamaları Çürük teşhisi Diş beyazlatma Kök-kanalı ve periodontal cep dezenfeksiyonu Kök kanalının şekillendirilmesi Dentin aşırı duyarlılığının tedavisi
Nd:YAG	1064	Yumuşak doku uygulamaları Koagülasyon Biyostimülasyon Diş beyazlatma Kök-kanalı ve periodontal cep dezenfeksiyonu Dentin aşırı duyarlılığının tedavisi Mine veya dentinin pürüzlendirilmesi
CO2	9320-10060	Sert ve yumuşak doku uygulamaları Periodontal tedavi Koagülasyon Diş beyazlatma Çürüğe direncin artırılması Mine ve dentinin pürüzlendirilmesi

Er:YAG	2940	Sert ve yumuşak doku uygulamaları
Er,Cr:YSSG	2780	Çürüğün uzaklaştırılması Çürüğe direncin artırılması Dentin aşırı duyarlılığının tedavisi Mine ve dentini pürüzlendirme Organik içerikli restorasyonların uzaklaştırılması Kavite ve kök kanalı sterilizasyonu Kök kanalının şekillendirilmesi

2.6.5. Er: YAG (Erbiyum Yttrium Aluminium Garnet) Lazer

Erbiyum grubu (Er:YAG, Er,Cr:YSGG) lazerler günümüz diş hekimliğinde en yaygın kullanılan lazer sistemleri olarak karşımıza çıkmaktadır. Bu grup içerisinde yer alan Er:YAG lazerler, erbiyum (Er 3+) iyonları ile katkılandırılmış, YAG (yttrium aluminium-garnet) ana kristalinden oluşmaktadır. YAG kristaliyle birlikte bulunduğunda, erbiyum iyonları, 2940 nm dalga boyunda lazer ışığı salınımı gerçekleştirir. Erbiyum iyonları aynı zamanda krom sentezli YSGG (yttrium-scandium galium-garnet) ana kristali içine de katkılandırılabilir. YSGG kristaliyle birlikte bulunduğunda, erbiyum iyonlarının ışık salınımı genelde 2790 nm dalga boyunda olur (115).

1974 yılında Zharkov tarafından tanımlanan ve 1997 yılında FDA tarafından diş hekimliğinde kullanımına onay verilen Er:YAG lazer, sert doku uygulamalarında en yaygın kullanılan lazer türüdür. 2940 nm dalga boyuna sahip nabızsal ışın oluşturan Er:YAG lazer enerjisinin suda absorbe olma özelliği çok fazladır. Bu özellik CO2 lazere göre 10 kat, Nd:YAG lazere göre ise 15000 ile 20000 kat daha fazladır. Bu nedenle, su moleküllerini içeren biyolojik dokularda yüksek etkililik gösterirken, çevre dokularda termal hasar riski oldukça düşüktür. Bu avantaj sayesinde, Er:YAG lazer sert doku işlemlerinde güvenle kullanılabilir.

Sert dokuya uygulandığında, lazer ışını tarafından buharlaştırılan su, dokuda iç basıncın artmasına neden olur ve bu durum "mikropatlama" olarak adlandırılan olayla sonuçlanır. Kısa süreli, yüksek enerjili atımlar sayesinde doku, çevresinde ısı artışına yol açmadan etkili bir şekilde uzaklaştırılır. Er:YAG lazerin su içeren dokular üzerindeki etkinliği yüksek olmasına rağmen, inorganik bileşenler üzerinde etkisi oldukça düşüktür (115,122,123).

Erbiyum yitriyum aluminium-garnet (Er:YAG) lazerlerin diş hekimliğinde tercih edilmesinin başlıca nedenlerinden biri, mine ve dentin dokularında işlem sonrası

temiz ve düzgün kenarlar oluşturmalarıdır. Bu lazerler, uygulama sırasında ağrıyı önemli ölçüde azaltarak çoğu durumda anesteziye olan ihtiyacı ortadan kaldırır. Ayrıca, pulpaya termal zarar verme riski düşük olduğu için biyolojik dokular üzerinde güvenli bir şekilde kullanılabilir. Kök kanal tedavilerinde kullanıldığında ise antiseptik etkisiyle mikroorganizma yükünü azaltmada etkili olduğu bildirilmiştir (119). Bunlara ek olarak, Er:YAG lazerlerin temassız çalışma prensibi, döner aletlerin neden olduğu ses, titreşim ve ağrı gibi hasta konforunu olumsuz etkileyen unsurları ortadan kaldırmaktadır. Bu durum, çeşitli klinik çalışmalarla da desteklenmiştir (15,120).

Günümüzde Er:YAG lazerler restoratif diş hekimliğinde; eski estetik restorasyonların sökülmesinde, çürüğe dayanıklılığın artırılmasında, dentinin aşırı duyarlılığının giderilmesinde, mine ve dentin dokularının pürüzlendirilmesinde, kavite preparasyonunda, çürük dokuların seçici olarak temizlenmesinde, kavitelerin sterilizasyonunda, kuafaj tedavilerinde, dişeti konturlarının düzeltilmesinde ve kron boyunun uzatılmasında güvenle kullanılmaktadır (124).

2.7. ADEZİV SİSTEMLER

Adeziv bağlanmayı gerçekleştirebilmek için kullanılan bonding sistemleri, günümüzde “Adeziv Sistemler” olarak isimlendirilirler.

2.7.1. Adeziv Sistemler ile İlgili Önemli Terimler

2.7.1.1. Hibrit Tabaka

Dentin yüzeyinin asidifikasyon işlemi ile demineralizasyonundan sonra kollajen fibriller serbest kalır. Düşük viskoziteli monomerler bu bölgeye penetre olarak demineralize hidroksiapatit kristallerinin oluşturduğu nano boşlukları doldurur ve kollajeni sarar. Polimerizasyon işlemi ile adeziv rezin dentin kollajenleri ile mikromekanik olarak bağlanır. Bu rezinle güçlendirilmiş, aside dirençli tabaka “hibrit tabaka” olarak adlandırılır (66). Adeziv restoratif materyallerin ana bağlanma mekanizması hibrit tabakanın oluşumuna dayanır. Hibrit tabaka ilk olarak 1982 yılında Nakabayashi tarafından tanımlanmış ve moleküler düzeyde demineralize dentin bileşikleri ile polimerize adeziv rezinin bir karışımı olarak ifade edilmiştir (125).

2.7.1.2. Rezin Tag

Açık dentin tübüllerini dolduran rezin uzantıları "rezin tag" olarak adlandırılmaktadır (126). Bu yapılar; kullanılan asit uygulama tekniği, kalan dentin kalınlığı, dentin yüzeyinin nem düzeyi ve morfolojik özelliklerine bağlı olarak farklılık gösterebilir. Asitleme işlemi sırasında peritübüler dentin tübül duvarından uzaklaştırıldığında, adeziv rezin demineralize dentin matrisi içerisine difüze olur. Polimerizasyon sonrasında oluşan rezin taglar, hibridizasyon yoluyla tübül duvarına bağlanarak mikromekanik tutuculuğu sağlar. Ayrıca, adeziv rezinin lateral dentin tübül kollarına sızması durumunda ise "submikron rezin taglar" adı verilen daha ince yapılar meydana gelir. (127)

2.7.1.3. Primer

Primerler bağlayıcılığı arttırıcı ajanlar olarak kullanılır. İçeriği su, aseton ve etanol gibi organik çözücülerde çözünmüş hidrofilik monomerlerden oluşur. Uçucu karakterleri ile dentin yüzeyinde ve nemli kollajen ağında su ile yer değiştirerek monomerin oluşan kollajen ağındaki nano boşluklara infiltrasyonunu kolaylaştırırlar (127). Asitlenmiş dentin dokusu üzerine primerin uygulanması büzülmüş kollajeni restore ederek rezinin dentin dokusu içine daha iyi difüze olmasını sağlar. Böylece hibrit tabakanın kalitesi ve bağlanma direnci artar (128). Başka bir deyişle, primerler hidrofilik dentini hidrofobik adeziv rezin ile uyumlu hale getirir. Primer uygulanan yüzey polimerize olmayan bağlanma arttırıcı moleküller içerir. Bu moleküller demineralize yüzeye uygulanan bonding ajanı ile polimerize olur. İdeal bağlanma, polimerin kolajen fibrilleri ve hidroksiapatit kristalleri ile iç içe geçip onları sarmasıyla tamamlanır. (127)

2.7.1.4. Adeziv Rezin

Bu sistemler Bis-GMA ve UDMA gibi hidrofobik monomerler, TEGDMA gibi viskozite düzenleyiciler ve hidroksietil metakrilat (HEMA) gibi ıslatıcı ajanlardan oluşur (66). Hidrofobik monomerler restoratif materyallerle etkileşime girerek kopolimerize olurken, hidrofilik monomerler dental sert dokuların ıslanabilirliğini artırır (129). Hidrofilik ve hidrofobik adezivler arasındaki en önemli fark, kullanılan

monomerler ve çözücülerinin kimyasına dayanmaktadır. Adeziv sistemlerde en yaygın kullanılan monomerler HEMA ve Bis-GMA'dır. HEMA, suda tamamen çözünür ve dental adezivler için etkili bir polimerize edilebilir ıslatıcı olarak işlev görür. Bis-GMA ise daha hidrofobiktir ve polimerize edildiğinde yapısına ağırlıkça sadece yaklaşık %3 oranında su emer (130). Bu iki monomerin karışımı bir ara ürün gibidir ve diş sert dokuları için faydalı bir adeziv görevi görür. Ayrıca, adeziv sistemlerin kimyasal bileşimi; başlatıcılar, inhibitörler veya stabilizatörler, çözücüler ve bazı durumlarda inorganik doldurucu maddeler gibi bileşenleri de içerir (131).

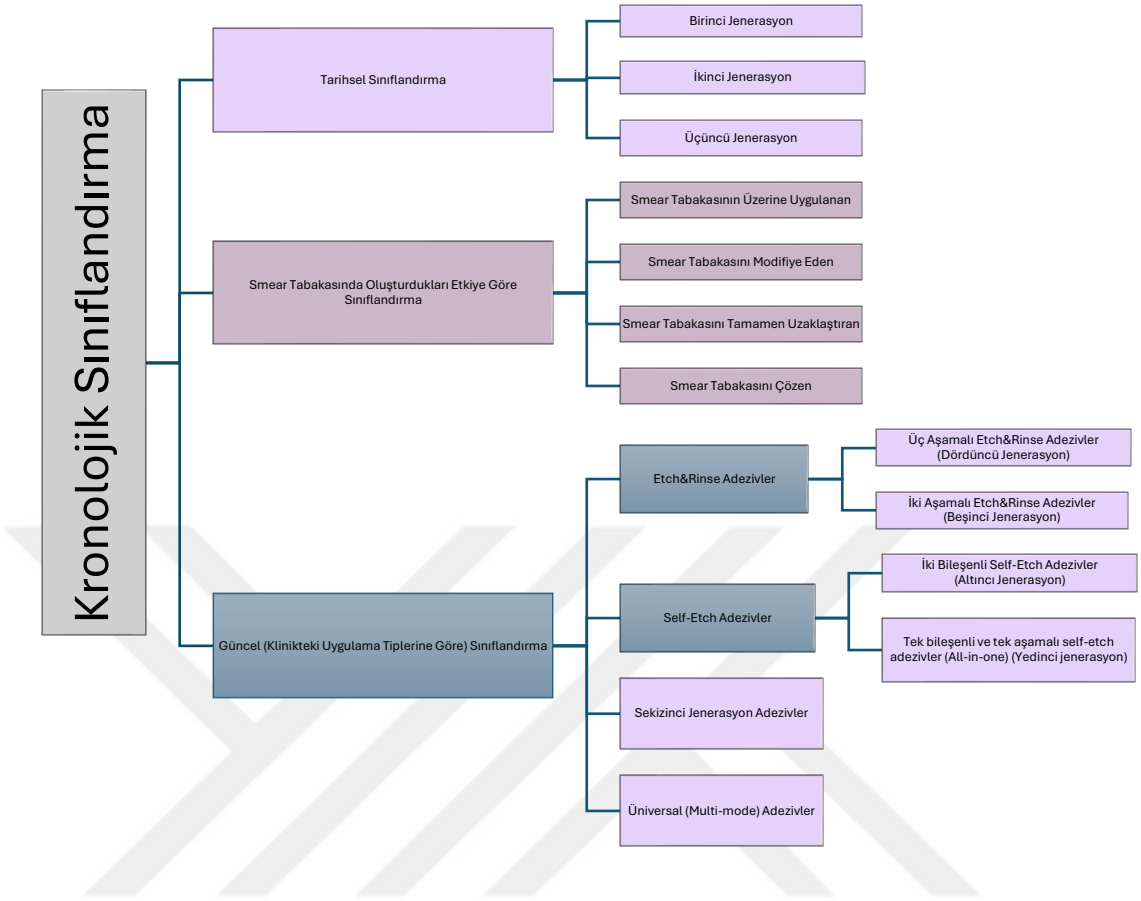
Bağlayıcı ajanların en önemli işlevi, asidifikasyon sonrası kolajende oluşan nano boşlukları doldurmak, dentin tübüllerine nüfuz ederek rezin tagların oluşumunu sağlamak ve homojen, stabil bir hibrit tabaka oluşturmaktır (132). Yüzeyin adeziv madde tarafından etkin bir şekilde ıslatılması, uygun primer seçimine ve bu primerin ideal şekilde uygulanmasına bağlıdır. Primer uygulamasının ardından oluşan hibrit tabaka, bağlayıcı ajanla birlikte polimerize edilerek kalıcı bir adezyon elde edilir (127).

2.7.2. Adezivlerin Sınıflandırılması

Yıllar boyunca, adeziv sınıflamalar değişmiştir. Araştırmacılar bu sınıflandırmayı öncelikle jenerasyon üzerinden, zamanla da klinik uygulama aşamalarına ve modern adeziv stratejilerine dayandırarak yapmışlardır. Adeziv diş hekimliğindeki değişimlerle birlikte adeziv sistemler, hiç asit uygulanmayan aşamadan, total-etch'e (4. ve 5. jenerasyon) ve sonrasında da self-etch (6., 7. ve 8. jenerasyon) sistemlere doğru gelişme göstermiştir (133).

2.7.2.1. Kronolojik Olarak Gelişim Sırasına Göre Sınıflandırma:

Gelişim sırasına göre yapılan sınıflama (Şekil 2.2), adeziv sistemlerinin üretim yıllarının kronolojik olarak düzenlenmesi ile oluşturulan sınıflamadır. (134)



Şekil 2.2. Adezivlerin Sınıflandırılması

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

1970'li yılların sonuna doğru geliştirilmiş olan, çok düşük bağlanma değeri olduğu saptanan sistemlerdir (135). Yüzey-aktif komonomer neopentilglikol-glisidil metakrilatın (NPG-GMA) geliştirilmesi, birinci nesil dentin bağlama sisteminin temelini oluşturmuştur (136,137). Teorik olarak, bu komonomer diş yüzeyindeki kalsiyum ile şelat oluşturarak dentin kalsiyumuna suya dayanıklı kimyasal rezin bağları oluşturabilir (138,139). Bu sistemlerin mineye bağlanma değeri yüksektir fakat hidrofobik yapısı sebebiyle dentin dokusuna bağlanma değeri mineye oranla oldukça düşüktür (in vitro çalışmalarda dentine bağlanma değeri 2-3 MPa) (135,140). Benzer şekilde bu sistemlerle elde edilen klinik sonuçlar da zayıftır (141).

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

1978 yılında birinci jenerasyon adeziv sistemin geliştirilmesi ile ortaya çıkmış olan sistemlerdir (135). Bunların çoğu Bis-GMA veya HEMA gibi rezin monomerlerinin halofosforlu esterlerini içermektedir (142). Bu sistemde mineye asit uygulanır ve yıkama yapılır. Adezyon, rezinde bulunan fosfat bileşikleri (negatif yüklü) ile organik ve inorganik komponentler içeren smear tabakasındaki kalsiyum (pozitif yüklü) arasında polar etkileşim ile olmaktadır (135). Smear tabakası kaldırılmadığı için hibrit tabaka meydana gelememektedir. Birinci jenerasyona benzer şekilde mine dokusunda bağlanma (20-30 MPa), dentin dokusuna bağlanmadan oldukça yüksektir (2-8 MPa) (143).

Bu sistemlerle ilgili temel endişe, dentindeki kalsiyum-fosfat bağlarının su emilimi nedeniyle hidrolize karşı yeterli direnç göstermemesiydi. Tükürük veya dentin nemi nedeniyle oluşan hidroliz, kompozit rezinin ayrılmasına ve mikrosızıntıya yol açabilirdi (141). Bunun sonucu olarak dentin dokusunu da içine alan kavitelerin ikinci jenerasyon ile restorasyonunda, yüksek miktarda mikrosızıntı ve post operatif dentin hassasiyeti görülmüştür. Uzun dönemde bağlantı dayanımının stabilitesi düşüktür. Direkt restorasyonlarda kullanılan ikinci jenerasyon sistemlerin ikinci yıldaki tutuculuk oranı %70'ten düşük olmaktadır (134).

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

Fosfat ester tipi bir bonding ajanın uygulanmasından önce dentinin fosforik asitle aşındırılması kavramı 1979 yılında Fusayama ve arkadaşları tarafından ortaya atılmıştır (140). İki aşamalı sistem olarak bilinen üçüncü jenerasyon primer-adeziv sistemlerde mine dokusuna ek olarak dentin dokusuna da asit uygulanabilmektedir. Böylece smear tabakasını uzaklaştıran/modifiye eden ilk adeziv sistemler üçüncü jenerasyon sistemler olmuştur. Dentinin de asitlenmesini takiben asit yıkanır ve dentin tübülleri açığa çıkarılmış olur, daha sonra primer uygulanır. Restorasyon doldurucu içermeyen rezin ile yapılır. Tao ve arkadaşları bu jenerasyondaki bağlantının zayıf olmasının sebebinin doldurucusuz rezinin smear tabakasına iyi bir şekilde infiltre olmaması olduğunu ileri sürmüştür (144).

Bu sistemlerin en büyük dezavantajı sınırlı klinik ömürlerinin olmasıdır. 3 yıl süren klinik bir çalışmada birinci ve ikinci jenerasyon sistemlerle üçüncü jenerasyon karşılaştırılmıştır, birinci ve ikinci jenerasyondan daha iyi klinik performans bildirilmiştir. Buna rağmen araştırmacılar amaçladıkları tutuculuğa ulaşamamışlardır 138).

Bağlanma değerleri dentin dokusunda 8-15 MPa, mine dokusunda ise 20-30 MPa aralığındadır. Kavite hazırlığında tutucu forma ihtiyaç duyulmadığı için çürüksüz servikal lezyonlarda minimal preperasyon ile kullanılması ultrakonservatif diş hekimliğine adım atılmasını sağlamıştır (134).

2.7.2.1.4. Dördüncü Jenerasyon Adeziv Sistemler (Smear Tabakasını Tamamen Ortadan Kaldıran Adeziv Sistemler)

Dördüncü jenerasyon adeziv sistemler, 1990'ların başında geliştirilmiş ve önceki jenerasyonlara kıyasla mikrosızıntıyı ve zayıf bağlantıları engelleyerek, polimerizasyon büzülmesinden kaynaklanan problemlere karşı yüksek bağlanma dayanımı sunan ilk sistemlerdir. Smear tabakası tamamen uzaklaştırılarak demineralize edilmiş dentindeki kollajen liflere hidrofilik primer infiltre olarak sağlıklı bir hibrit tabaka oluşturmaktadır (127,135).

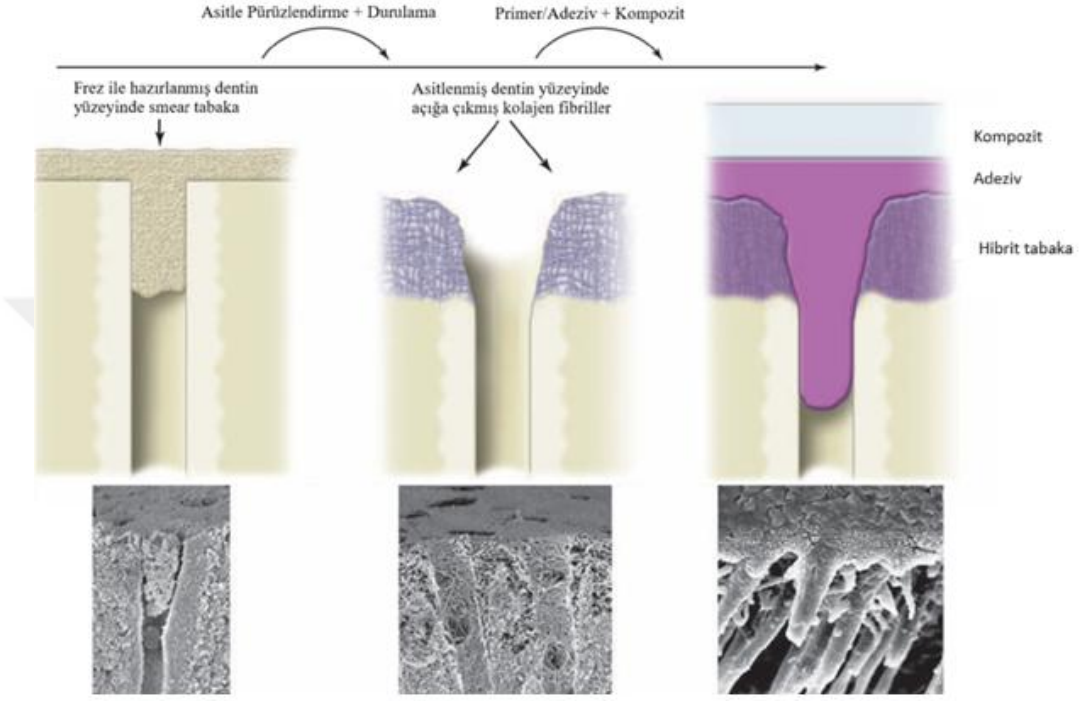
Dördüncü jenerasyon adeziv sistemler mine ve nemli dentinin yanında, metal ve porselene de bağlanmaktadır. Mineye (20-30 MPa) ve dentine (17-25 MPa) bağlanma değeri yakındır. Bu sistemde asit, primer ve bond olmak üzere üç ayrı bileşen vardır (133).

Klinik teknik mine ve dentine aynı anda asit uygulanmasını içerdiğinden, bu yöntem başlangıçta “total-etch” tekniği olarak bilinmekteydi. Şimdi daha yaygın olarak etch-and-rinse (ER) tekniği olarak adlandırılır (66). Şekil 2.3’te ER sistemlerin adezyon mekanizması gösterilmiştir. Bu adeziv sistemler, üç aşamalı ya da iki aşamalı olabilir. Üç aşamalı olan dördüncü jenerasyon sistemleri içerir. Bu sistemin aşamaları aşağıdaki gibidir (127):

1. Aşama: Mine ve dentin yüzey koşullarının değiştirilmesi (Asitle pürüzlendirme),
2. Aşama: Adezyonu güçlendiren ajanların uygulanması (Primer uygulanması),

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

Mine ve dentin asitlenir daha sonra yıkanır, hidrofilik primer uygulanır. Hibritleşme mine ve dentin dokusuna rezinin infiltre olması ile oluşmaktadır, ideal hibrit tabakanın hedefi sızdırmazlığı artırmaktır (141).



Şekil 2.3. Rezinin dentine etch-and-rinse tekniği kullanılarak bağlantısı (69)

2.7.2.1.5. Beşinci Jenerasyon-İki Aşamalı Etch&Rinse Adeziv Sistemler

Klinik süreci basitleştirmek, uygulama adımlarını ve çalışma süresini azaltmak amacıyla daha gelişmiş sistemlere ihtiyaç duyulmuştur. Ayrıca, klinisyenler demineralize dentin üzerinde kollajen çökmesini önleyecek daha etkili yöntemler arayışındaydı. Bu gereksinimlere yanıt olarak, beşinci jenerasyon bonding sistemleri geliştirilmiştir. Bu sistemler, adeziv materyallerin kullanımını uygulayıcılar açısından daha güvenilir hale getirmeyi hedeflemiştir (135).

1990'lı yılların sonlarına doğru geliştirilen bu sistemler, iki şişeden oluşmaktadır: birinci şişede asit yer alırken, ikinci şişede primer ve bağlayıcı ajan (bonding) bir arada bulunmaktadır. Hem mine hem de dentin yüzeyleri asitle işlem görmektedir (145).

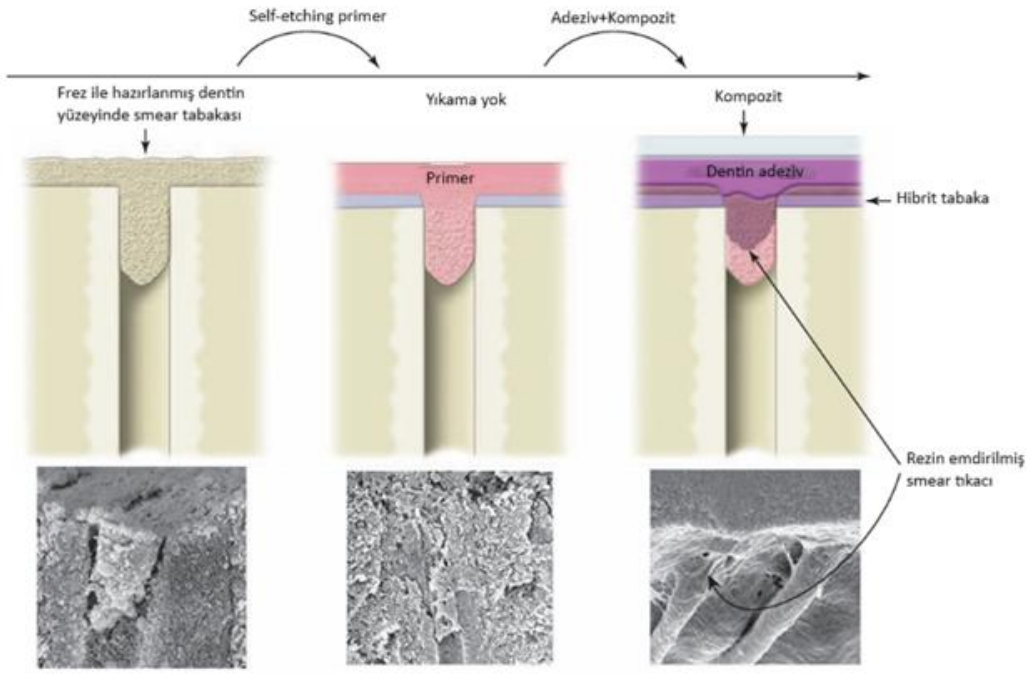
Üç aşamalı ER adeziv sistemlerinden farklı olarak, iki aşamalı sistemlerde son adımda hidrofobik bir adeziv madde bulunmaz. Bu sistemlerde, primer/bond çözeltisi, primerin çözücü ve hidrofilik bileşenlerini içerirken, hidrofobik monomerlerle karışır. Bu durum, hidrofilik özellik nedeniyle hidrolitik bozulmanın, iki aşamalı sistemlerde dördüncü jenerasyona kıyasla daha belirgin olmasına yol açar (128,141,142). Aktif fırçalama ve birden fazla adeziv katmanı kullanımı, hidrofobik rezin katmanının eksikliğini telafi edebilir (143,144).

İki aşamalı ER adezivleri ile elde edilen in vitro dentin bağlanma dayanımları, mine bağlanma seviyesine yaklaşacak kadar gelişmiştir. (Mine dokusuna olan bağlanma dayanım değerleri 35-45 MPa, dentin dokusuna olan bağlanma dayanım değerleri 30-35 Mpa) (145,146). Bununla birlikte, üç aşamalı ER adezivleri, iki aşamalı ER adezivlerinden daha iyi laboratuvar ve klinik performansla sonuçlanmaktadır (146,151–153).

2.7.2.1.6. Altıncı Jenerasyon-İki Aşamalı Self-Etch Adeziv Sistemler (Smear Tabakasını Çözen Adeziv Sistemler)

Alternatif bir yapıştırma stratejisi de self-etch (SE) yaklaşımıdır. İki aşamalı bir sistem olan self-etch adezivler (SEA), self-etching primer olarak işlev gören asidik bir monomer ve hidrofobik, çözünmeyen bir bonding rezin içerir. Asidik primerler, fosfonatlı ve/veya karboksilli bir rezin molekülü içerir. Geleneksel asit uygulamasının aksine, asidik primerler durulanmaz. SEA'ların bağlanma mekanizması, mine ve dentinin eş zamanlı olarak pürüzlendirilmesi ve yüzeyin primerle kaplanması sayesinde substratta bir devamlılık oluşturulması ve smear tıkaçlarının rezin taglere dahil edilmesine dayanır (Şekil 2.4) (150,151).

Bağlanma tekniğini basitleştirmenin yanı sıra, durulama ve kurutma adımlarının ortadan kaldırılması, dentinin aşırı nemli kalması veya aşırı kuruması olasılığını azaltır. Bunlar adezyonu olumsuz yönde etkileyebilecek faktörlerdir (86,152). SEA'ların dentini demineralize etmesi ve aynı anda infiltre olmasıyla demineralizasyon derinliği ile rezin infiltrasyon derinliği arasında bir tutarsızlığa yol açma olasılığı daha düşüktür (153).



Şekil 2.4. Rezinin dentine self etch tekniği kullanılarak bağlantısı (69)

Asidik primerin içeriğinde bulunan su, monomerlerin iyonize olması ve sert diş dokularının demineralizasyonunu tetiklemesi için gereklidir. Bu durum SEA'ları substratın nem derecesindeki değişikliklere karşı daha az duyarlı yaparken hidrolitik bozulmaya karşı daha duyarlı hale getirir (142,154,155). Başka bir dezavantajı da bazı SEA'ların mineyi fosforik asit kadar iyi pürüzlendirememesidir (160,161). Mine yeterince pürüzlendirilmezse, klinik kullanımda mine marjinlerinin sızdırmazlığı tehlikeye girebilir (158,159).

Bu sistemlerde bağlanma kuvveti, dördüncü ve beşinci jenerasyonlardan düşüktür ve mine dokusuna bağlanma, dentin dokusuna bağlanmaya (dentine bağlanma değeri 17-22 MPa arasındadır.) göre daha zayıf bulunmuştur. Bunun sebebi altıncı jenerasyon adeziv ajanın sıklıkla yenilenmesi gereken bir asidik solüsyondan meydana gelmesi ve mine dokusunda yeterince pürüzlendirme yapamayan bir pH değerine olmasıdır (133).

2.7.2.1.7. Yedinci Jenerasyon- Tek Aşamalı Self-Etch Adeziv Sistemler (Smear Tabakasını Çözen Adeziv Sistemler)

Basitleştirme eğilimini sürdürerek, asit, primer ve bonding gibi temel adımları tek bir aşamada birleştiren durulama gerektirmeyen SE sistemlerdir (164). Bu sisteme "all in one" sistemler de denilmektedir. Kolay ve hızlı uygulama olanağı sağlamaktadır. Teknik hassasiyet minimal düzeye indirilmiştir (161). Dentine bağlanma değeri 23-30 MPa arasındadır. Nemli dentin yüzeyine ihtiyaç yoktur (134).

Yedinci jenerasyon adeziv sistemler avantajlarının yanı sıra pek çok dezavantajı da beraberinde göstermektedir; asidik özellikte olan bu sistemler içeriğindeki su miktarı ile hidroliz ve kimyasal bozulmaya yatkınlık gösterebilirler (166). Polimerizasyon sonrasında 2 aşamalı SEA'lara kıyasla çok daha hidrofilik olmaları nedeniyle yüksek su emilimine sebep olabilirler, bu durum rezinin yeterince derine infiltre olmasını önleyebilmektedir (142). Tüm solüsyonlar bir arada olduğu için faz ayrılması olabilmekte, adeziv tabakaları arasında damlacık oluşabilmektedir (161). Bu dezavantajların sonucunda basitleştirilmiş tek adımlı adezivlerin uzun vadeli performansı, özellikle altın standart üç aşamalı ER yaklaşımıyla karşılaştırıldığında, bağlanma dayanıklılığı açısından daha düşüktür (153,167).

2.7.2.1.8. Sekizinci Jenerasyon Adeziv Sistemler

2010 yılında tanıtılan sekizinci jenerasyon adeziv sistemler, nano boyutta partiküller içeren tek bileşenli sistemlerdir. Yapılarında ortalama 12 nm boyutunda nano doldurucular bulunur, bu da rezin monomerlerinin penetrasyonunu ve mekanik özelliklerini geliştirir (168–170). Sekizinci jenerasyon adeziv sistemlerin yapısında asidik hidrofilik monomerler yer almaktadır. Asidik hidrofilik monomerler içeren bu sistemler, tükürük veya nemle kontamine olmuş yüzeylere bile kolayca uygulanabilir. (127). Üretici firma, çapraz bağ gibi davranan nano partiküllerin, boyutsal değişiklikleri azaltacağını iddia etmektedir (171,172). Nano doldurucuların tipi ve yapıya dahil edilme şekli, adezivin viskozitesini ve rezin monomerlerinin kollajen lif boşluklarına nüfuz etme yeteneğini etkilemektedir. Boyutları 15-20 nm'den daha büyük veya ağırlıkça %1,0'dan daha fazla içeriğine sahip olan bu sistemler adezivlerin viskozitesini artırabilir. Ayrıca nemli yüzey üzerinde doldurucuların kümelenmesine

de neden olabilir. Bu kümelenmeler çatlaklara ve bağlanma kuvvetinde azalmaya neden olabilirler (172).

2.7.2.1.9. Üniversal (multi-mode) Adezivler

Mevcut dental adezivler için temel zorluk, farklı yapıdaki dental substratlara (yani sağlam, çürük, sklerotik dentin ve diş minesi) eşit derecede etkili bir bağ sağlamaktır (173). Adeziv stratejisinin seçimi ve adım sayısı ile ilgili profesyonel yargıdaki farklılıklar göz önüne alındığında, bazı üreticiler diş hekimine hangi adeziv stratejisinin kullanılacağına karar verme fırsatı veren çok yönlü adeziv sistemleri piyasaya sürmüştür. ER, SE veya selektif asitleme yöntemleri ile kullanılabilen bu yeni dental adeziv ailesi "üniversal" veya "multi-mode" olarak bilinir ve piyasadaki en yeni nesil adeziv sistemleri temsil eder (169,174–176).

Bu sistemler 7. jenerasyon tek aşamalı SE adezivlerin zayıflığının üstesinden gelmek, mineye dayanıklı bir bağ elde etmek için adezivin ER veya selektif etching yaklaşımlarında fosforik asit ön aşındırma ile uygulanmasına izin verecek şekilde geliştirilmiştir. (*in vitro* 173) ve *in vivo* çalışmalarda (174–176) iyi sonuçlar göstererek kabul edilmiştir)

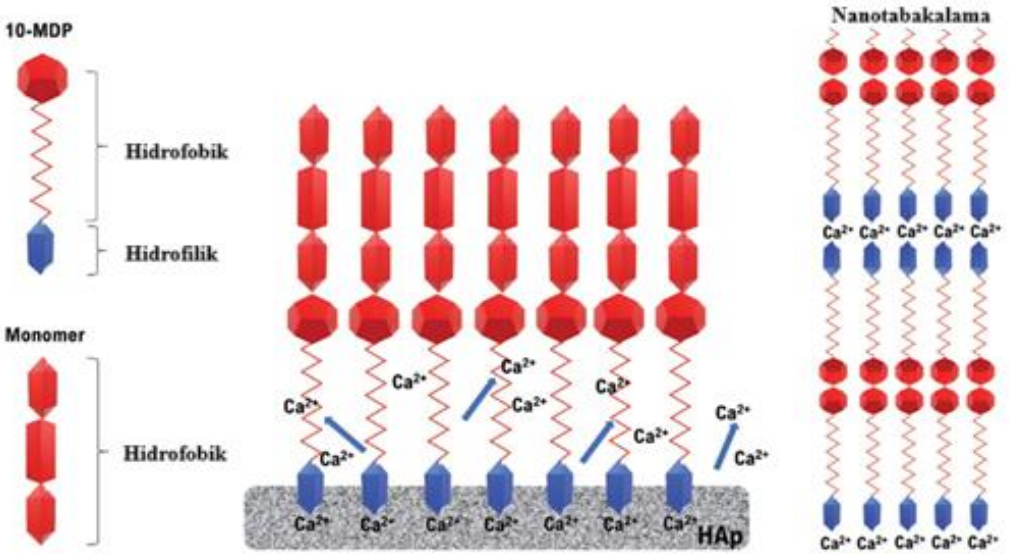
Üniversal adezivler, ek hidrofobik bağlayıcı rezin kullanarak tek adımlı SEA'lara benzer şekilde çalışır (177). Ancak, üniversal adezivlerin geleneksel tek adımlı SEA'lardan farkı, çoğunun hidroksiapatite iyonik bağlanabilen 10-MDP (10-Methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate) gibi monomerler içermesidir ve bu bağlanma nanotabaka düzeyinde gerçekleşir (182,183). 10-MDP, üniversal adezivlerde ilk kez kullanılan fonksiyonel monomerdir. Bu monomer, güçlü dekalsifikasyona yol açmadan kararlı kalsiyum fosfat tuzları oluşturur. 10-MDP'nin oluşturduğu kimyasal bağ, 4-META(4-Methacryloyloxyethyl Trimellitate Anhydride) ve fenil-P (Phenyl 2-Methacryloyloxyethyl Phosphate) gibi diğer SEA monomerlerinin bileşiminde kullanılan monomerlerle karşılaştırıldığında, suda daha kararlıdır (169). Bununla birlikte, HEMA'nın varlığı, MDP-Ca tuzlarının oluşumunu engelleyerek 10-MDP içeren üniversal adezivlerin kimyasal bağlanma kabiliyetini olumsuz yönde etkileyebilir (180).

Methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate (MDP), mine ve dentin dokularındaki hidroksiapatit kristallerinin kalsiyum iyonlarına bağlanarak stabil MDP-

Ca tuzlarını oluşturur. Monomerler ve hidroksiapatit kristallerinin kalsiyum iyonları arasında oluşan elektrostatik etkileşime adezyon-dekalsifikasyon yöntemi denilmektedir. Bu yönteme göre; oluşan stabil tuzlar, adeziv ara yüzeyinde çökerek birleşik nanotabakayı meydana getirmektedir. Fosfat grupları kalsiyum iyonuna, metakrilat grupları da nanotabakaya tutunmaktadır. Bu birleşik nanotabakanın, MDP bulunduran adeziv sistemlerin dentin dokusuna bağlantısındaki uzun dönem performansının nedeni olduğu düşünülmektedir (185). Diğer fonksiyonel monomerlerin, 10-MDP monomerinden daha zayıf bağlanma kuvveti olduğu görülmüştür çünkü diğer monomerin oluşturduğu kalsiyum tuzlarının degradasyona karşı daha dirençsiz olduğu saptanmıştır (186,187).

Günümüzde üniversal adeziv sistemlerin, ideal olarak hangi teknik ile birlikte kullanılacağı hâlâ tartışmalıdır. Yapılan in vitro çalışmalarda bu sistemlerin ER ve SE yöntemleri ile kullanılabileceği bildirilmiş ve bağlanma değerlerinin uygulama yöntemlerine ve sistemin içeriğine göre değişmekte olduğu gösterilmiştir (172,184,185).

Etch and rinse sisteminde kullanılan ortofosforik asit, mine dokusunda yüzey alanını ve yüzeyin ıslanabilirliğini artırmaktadır. Yapılan çalışmalarda, asit uygulamasının üniversal adeziv sistemlerin mine dokusuna olan bağlanma değerini yükselttiği saptanmıştır. Ayrıca çalışmalar göstermiştir ki, asit uygulaması dentin dokusunun yüzeyinde rezin infiltrasyonunu ve hibrit tabakanın kalınlığını artırmış fakat bağlanma değerinde anlamlı bir değişiklik yapmamıştır. Bunun sebebi kollajen fibrillerin, rezin ile bütünüyle örtülememesidir (190).



Şekil 2.5. 10-metakriloksidesil dihidrojen fosfat (10-MDP) ve hidroksiapatit (HAP) arasındaki etkileşim mekanizmasının şematik gösterimi (187)

10-MDP, mineralize diş dokularını aşındırarak kalsiyum iyonlarını serbest bırakır. Hidrofilik uç, fosforik asit grubunun hidroksil grupları aracılığıyla HAP'den gelen kalsiyum iyonlarına kimyasal olarak bağlanır ve kararlı MDP-Ca tuzları oluşturur. (Şekil 2.5) Hidrofobik uç, polimerize olabilen metakrilat grubu aracılığıyla dental adeziv malzemelerdeki monomerlere bağlanır (şeklin merkezi kısmı). Kararlı MDP-Ca tuzları oluşturmaya yönelik afinite nedeniyle, 10-MDP molekülleri, HAP'nin aşındırılmasıyla salınan kalsiyum iyonlarını, hibrit tabaka içinde nano tabakalar halinde kendi kendine bir araya gelmek için de kullanabilir (şeklin sağ tarafı) (187).

2.8. ADEZYONU DEĞERLENDİREN LABORATUVAR ÇALIŞMALARI

2.8.1. Bağlanma Dayanımı Testleri ve Yaşlandırma Metodolojileri

Bağlanma dayanımı testleri, adezivleri değerlendirmek için en sık kullanılan testlerdir. Bu test yönteminin arkasındaki mantık, diş ve materyal arasındaki adezyon ne kadar güçlüyse, rezin polimerizasyonu ve oral fonksiyon tarafından uygulanan strese o kadar iyi direnç göstereceğidir. Bu amaçla başta makaslama (shear), gerilim (tensile) ve mikrogerilim (microtensile) bağlanma dayanımı testleri olmak üzere birçok in vitro metot kullanılmaktadır (192). Son yıllarda dişlerde bölgesel

değişimlerin bağlanma kuvvetlerine etkisini değerlendiren mikromakaslama bağlanma dayanımı (microshear bond strength) testi de kullanılmaktadır (189). Şu anda, makaslama bağ dayanım ve mikro-çekme bağ kuvveti (μTBS) test yöntemleri en çok kullanılanlardır (140).

Test sonuçları, büyük ölçüde kompozit türü, gerilme oranı, numune boyutu ve geometrisi ile test yöntemi gibi deneysel faktörlere bağlıdır (194,195). Bu nedenle, mutlak test verileri, diğer çalışmalarda toplanan verilerle karşılaştırılarak sonuç çıkarılması için kullanılamaz. Sadece göreceli sonuçlar, yani "A, B'den daha iyidir" şeklindeki değerlendirmeler, sonuçların daha derinlemesine yorumlanabilmesi için geçerli bir temel sağlar. Bununla birlikte, iyi tasarlanan bir çalışmada, bağ dayanım testi klinik açıdan değerli bilgiler sunabilir. Örneğin, çalışma tasarımına bir yaşlanma faktörü eklenerek adezyonun dayanıklılığı daha doğru bir şekilde değerlendirilebilir (145).

Depolama, termal siklus, oklüzal yükleme ve in vivo bozunma çalışmaları çeşitli yaşlandırma yöntemlerindendir (145).

2.8.1.1. Makaslama (shear) Bağ Dayanım Testi (SBS)

Makaslama bağlanma dayanımı testi diş ile restoratif materyalin bağlantı ara yüzeyine paralel yönde ve sabit artışla kuvvet uygulanması esasına dayalı bir in vitro testtir. Test örnekleri, makineye özel bir parça ile sabitlenir ve diş yüzeyine paralel olarak belirli bir hızda hareket eden ayırıcı parça aracılığıyla kırılır. Ayırıcı yüzeyin, diş-adeziv bağlanma yüzeyine olabildiğince yakın noktadan teması sağlanmalıdır. Çünkü SBS testlerinde bağlanma yüzeyinden uzaklaştıkça uygulanan kuvvetin dönme momenti oluşturması yönünde güçlü bir eğilimi olduğu bilinmektedir (188).

2.8.1.2. Termal Döngü ile Yaşlandırma

Restorasyonlar ağızda termal değişimlere maruz kalır (196) ve termal döngü, bu değişimleri simüle etmek için kullanılır. (197) Bu işlem sırasında örnekler belirli daldırma sürelerinde, ağız ortamındaki soğuk ve sıcak ısı sınırlarını taklit eden su banyoları arasında döngüye tabi tutulur. Dental malzemelerin makaslama bağ dayanımı ve çekme bağ dayanımı testlerinde yaygın bir şekilde termal döngü de kullanılır (198).

Termal döngünün neden olduğu yapay yaşlanma etkisi iki şekilde ortaya çıkabilir (145):

1- Sıcak su, arayüz bileşenlerinin hidrolizini hızlandırarak su emilimini artırır ve bu da zayıf rezin oligomerlerinin açığa çıkmasına neden olabilir (199,200).

2- Restoratif materyalin diş dokusuna kıyasla daha yüksek termal büzülme/genleşme katsayısı nedeniyle, diş-materyal arayüzünde tekrarlayan gerilmeler oluşur. Bu gerilmeler çatlaklara yol açarak perkolasyon sürecine neden olabilir, yani oral sıvılar arayüzden geçiş yapar (194).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. ÇALIŞMANIN YER VE ZAMANI

Çalışmamız için Sağlık Bilimleri Üniversitesi Gülhane Bilimsel Araştırmalar Etik Kurulundan onay alınmıştır. (Tarih:19.03.24 Protokol No: 2024-157) Bu tez çalışması Sağlık Bilimleri Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu Başkanlığı tarafından 2024-050 numaralı proje ile desteklenmiştir. Çalışmamız Sağlık Bilimleri Gülhane Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Sağlık Bilimleri Gülhane Diş Hekimliği Fakültesi AR-GE Laboratuvarı ve Ankara Yıldırım Beyazıt Üniversitesi Merkez Laboratuvarında gerçekleştirilmiştir.

3.2. GEREÇ

Çalışmamızda kullanılan cihazlar şu şekildedir:

- Aeratör
- Angulduruva
- Hassas kesme cihazı (Micracut 202, Metkon, Türkiye)
- Air abrazyon cihazı (Aquacare Twin, Velopeks, İngiltere)
- Lazer cihazı (LightWalker, Fotona, Slovenya)
- LED (Light-Emitting Diode) ışıklı polimerizasyon cihazı (Q-Light, Woodpecker, Almanya)
- Streomikroskop (Zeiss Axiocam 503 Color,Carl Zeiss Microscopy GmbH, Almanya)
- Termal yaşlandırma cihazı (SD Mechatronik Thermocycler ,SD Mechatronik GmbH, Almanya)
- Üniversal test cihazı (Shimadzu AG-X, Tokyo, Japonya)
- Altın kaplama cihazı (SD800, LITH, ,Çin)
- Alan Emisyonlu Taramalı Elektron Mikroskobu (FE-SEM) (Hitachi SU5000, Hitachi High-Technologies Corporation, Tokyo, Japonya)

Çalışmamızda kullanılan malzemeler şu şekildedir:

- Soğuk akrilik
- Elmas frez (Plus elmas frez ISO 289/014, size 8.0/22.0, China)

- Fosforik asit (K-ETCHANT Syringe, Kuraray, Japonya)
- Aliminyum oksit tozu (Aquacare- 53µm)
- Bikarbonat tozu (Aquacare- 53µm)
- Üniversal adeziv (Prime&Bond, Dentsply Sirona, Almanya)
- İki aşamalı üniversal adeziv (G2-Bond Universal, GC, Tokyo, Japonya)
- Akıcı kompozit rezin (G-ænial Universal Flo, GC, Tokyo, Japonya)

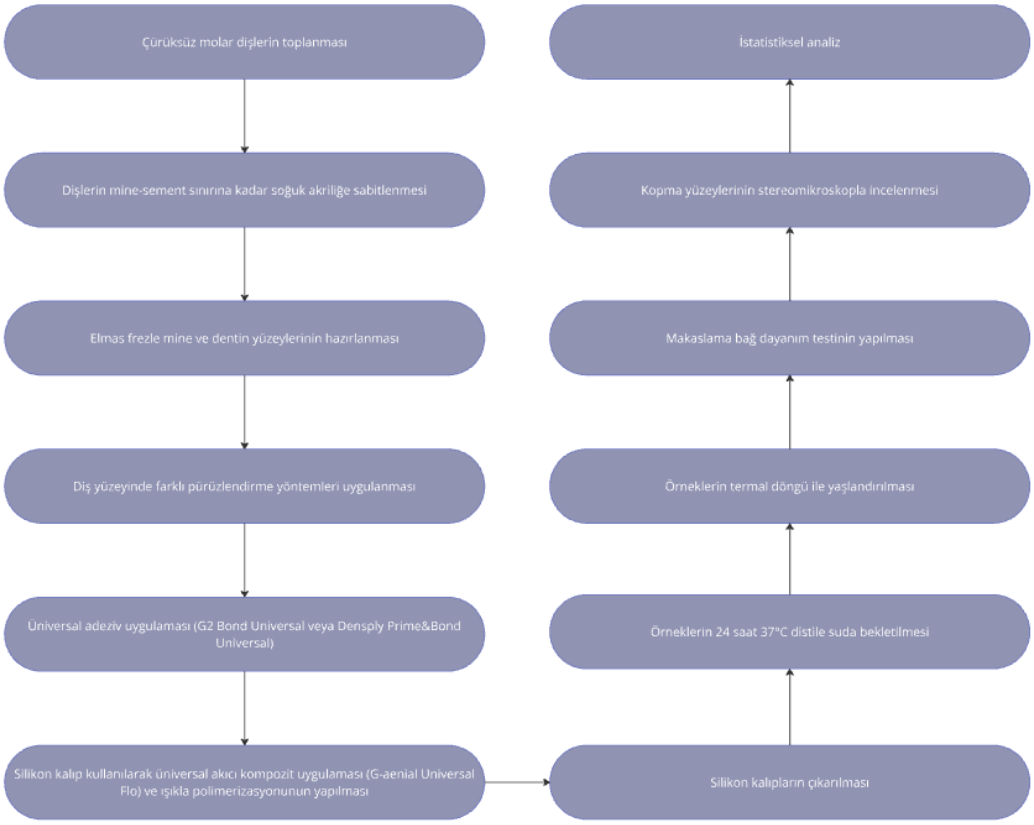
Bu çalışmada çekilmiş molar dişlerde beş farklı pürüzlendirme yöntemi ile hazırlanan mine ve dentin dokusuna, iki farklı üniversal adeziv uygulanarak bağlanan kompozit örneklerin makaslama bağ dayanımı incelendi. Tüm deney aşamaları tek operatör tarafından gerçekleştirildi. Çalışmada kullanılan materyaller ve içerikleri Tablo 3.1' de gösterilmiştir.

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan materyaller ve içerikleri

Ürün adı	Ürün türü	İçindekiler	Lot No
G2-Bond Universal (GC, Tokyo, Japonya)	İki aşamalı üniversal adeziv	Primer: 4-MET, 10-MDP, 10-MDTP, dimetakrilat monomer, aseton, su, inisiyatör, doldurucu Adeziv: dimetakrilat monomer, Bis-GMA, doldurucu, foto inisiyatör	2312184
Prime&Bond Universal (Dentsply Sirona, Almanya)	Üniversal adeziv	10-MDP, bisakrilamid monomerleri, PENTA, izopropanol, su, inisiyatör, stabilizör	2401000081
G-aenial Universal Flo (GC, Tokyo, Japonya)	Üniversal akıcı kompozit	Stronsiyum cam, dimetakrilat, silikon dioksit, inisiyatör, pigment, stabilizör	2312181
K-ETCHANT Syringe (Kuraray, Japonya)	Fosforik asit	Fosforik asit, polietilenglikol, kolloidal silika, su, pigment	BQ0189
Aquacare 53 µm Aliminyum oksit Tozu	Air abrazyon cihazı tozu	Aliminyum oksit	080124
Aquacare 53 µm Sodyum bikarbonat tozu	Air abrazyon cihazı tozu	Sodyum bikarbonat, silika dimetil sililat, doğal nane aroması (taşıyıcılar: maltodekstrin ve arap zamkı)	220323

3.3. YÖNTEM

Çalışmanın iş akışı Şekil 3.1'de gösterilmiştir.

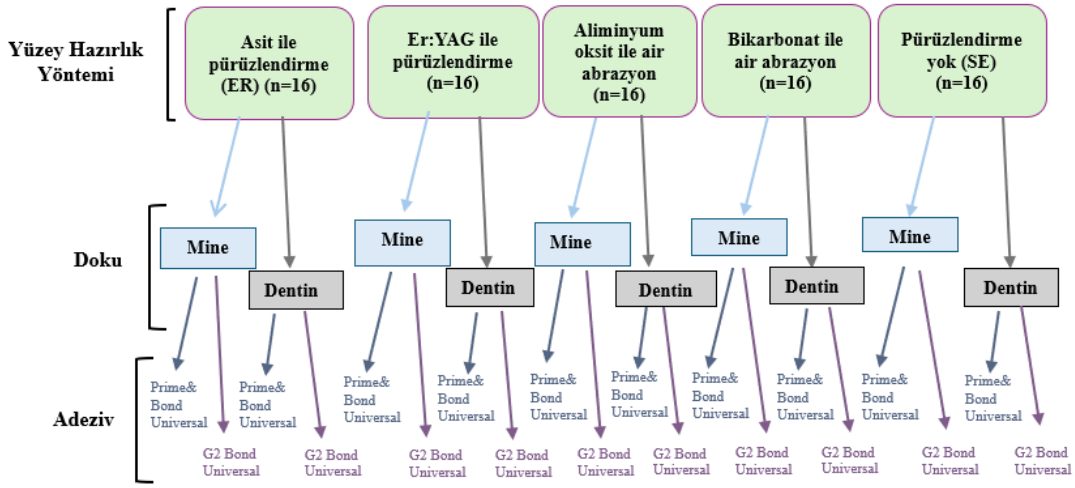


Şekil 3.1. Deney aşamaları akış şeması

3.3.1. Çalışmaya Alınan Diş Örneklerinin Seçimi

Çalışmada çekilmiş çürüksüz ve sağlam 80 adet büyük azı dişi kullanılması planlandı. Örneklem büyüklüğü G*Power analiz programı kullanılarak geniş etki büyüklüğü, 0.5 hata düzeyi ve %80 güçte hesaplandı.

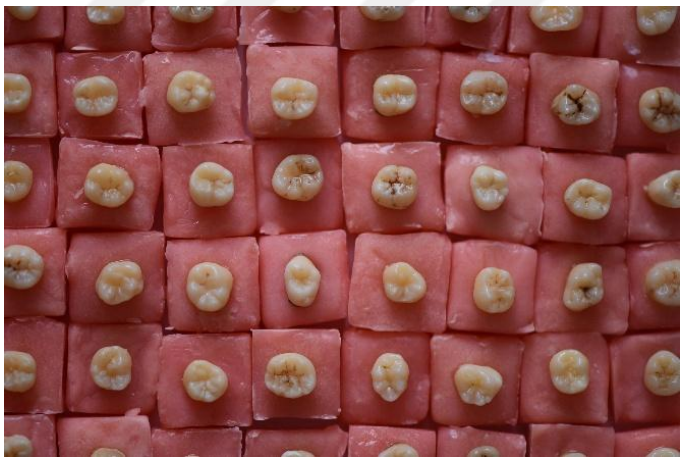
Çalışmada son 6 ay içerisinde çekilmiş büyük azı dişleri kullanıldı. Dişler ekstraksiyondan sonra iyice yıkanarak deney hazırlığı yapılana kadar +4 derece distile su içerisinde bekletildi. Çekilmiş dişler pürüzlendirme prosedürlerine göre rastgele 5 gruba ayrıldı. Planlanan gruplar Şekil 3.2'de belirtildi.



Şekil 3.2. Doku, yüzey hazırlık yöntemleri ve uygulanan adezive göre çalışma grupları

3.3.2. Dişlerin Hazırlanması

Tüm dişler, silikon esaslı kalıplarda hazırlanan soğuk akrilik içerisine okluzal yüzleri dışa doğru gelecek şekilde yerleştirilip, dişlerin köklerini mine-sement sınırına kadar örtüleyen akrilik bloklar hazırlandı. (Şekil 3.3)



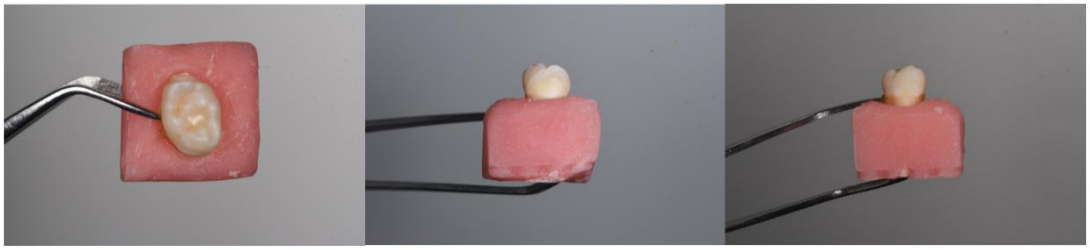
Şekil 3.3. Akrilik bloklara sabitlenmiş dişler

Aynı diş üzerinde hem mine hem dentin grubu çalışması yapılacağı için bukkal ve lingual yüzeyler kullanıldı. Dentin bağlantısı için lingual yüzey elmas fissür frez (Plus elmas frez ISO 289/014, Size 8.0/22.0, China) kullanılarak dentin açığa çıkana kadar düz bir yüzey şeklinde prepare edildi. Mine bağlantısı için ise, aynı dişin bukkal yüzeyi frez ile düz bir yüzey oluşturacak şekilde düzenlendi. (Şekil 3.4) Kullanılan elmas frez her diş için değiştirildi.

Mine ve dentin yüzeyleri Zeiss Axiocam 503 Color stereomikroskop (Carl Zeiss Microscopy GmbH, Almanya) kullanılarak incelendi. Mine örnekleri üzerinde dentin dokusunun açığa çıkmadığına ve dentin örnekleri üzerinde mine dokusu olmadığına emin olundu.



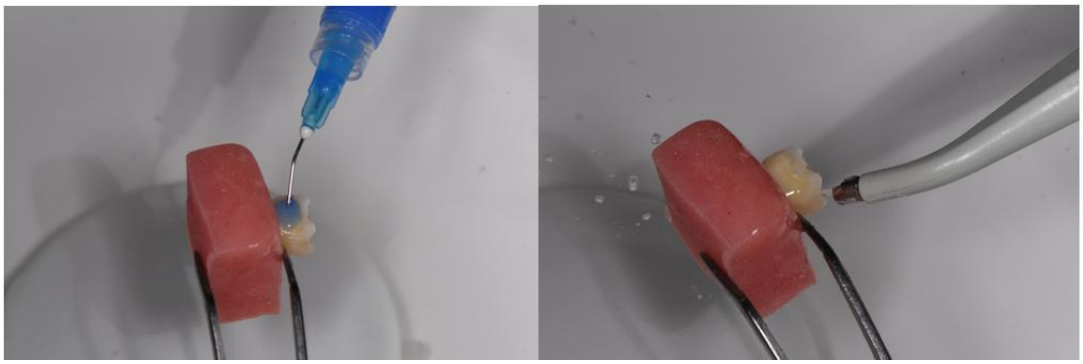
Şekil 3.4. Mine ve dentin yüzeylerinin hazırlanması



Şekil 3.5. Hazırlanan yüzeylerin okluzal, bukkal ve lingual yüzeyden görünümü

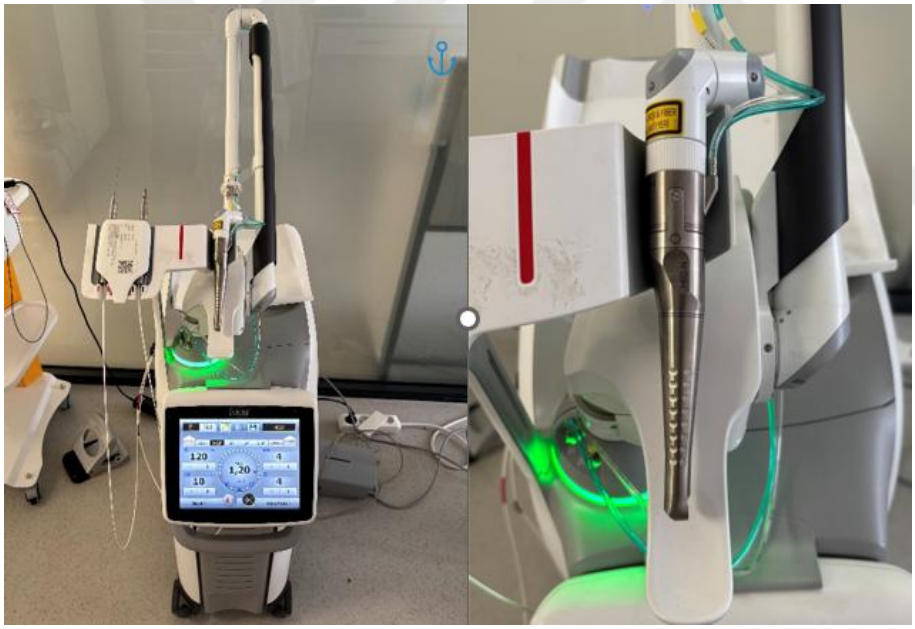
3.3.3. Yüzey Pürüzlendirmesi

1. Asit ile pürüzlendirme grubu (ER): Diş yüzeylerine %35 fosforik asit (K-ETCHANT Syringe, Kuraray, Japonya) mine ve dentine 15 sn olacak şekilde uygulandıktan sonra 15 sn yıkanarak basınçsız hava ile 10 sn kurutuldu.(Şekil 3.6)



Şekil 3.6. Diş yüzeyine fosforik asit uygulanması ve uzaklaştırılması

2. Lazer pürüzlendirme grubu: Dişlerin mine ve dentin yüzeylerine Er:YAG lazer (LightWalker, Fotona, Slovenya) 120 mJ, MSP modunda 15 saniye boyunca 10 Hz darbe tekrarlama hızında 1,2 W çıkışa karşılık gelen ortalama güçte H02-N non-kontak uç (90° açılı başlık, 0,9 mm odak boyutu, entegre hava/su püskürtme nozulu) kullanılarak yaklaşık 1 cm mesafeden uygulandı. (Şekil 3.7-3.8-3.9)



Şekil 3.7. Lazer cihazı ve H02-N non kontak uç



Şekil 3.8. Lazer uygulama parametreleri



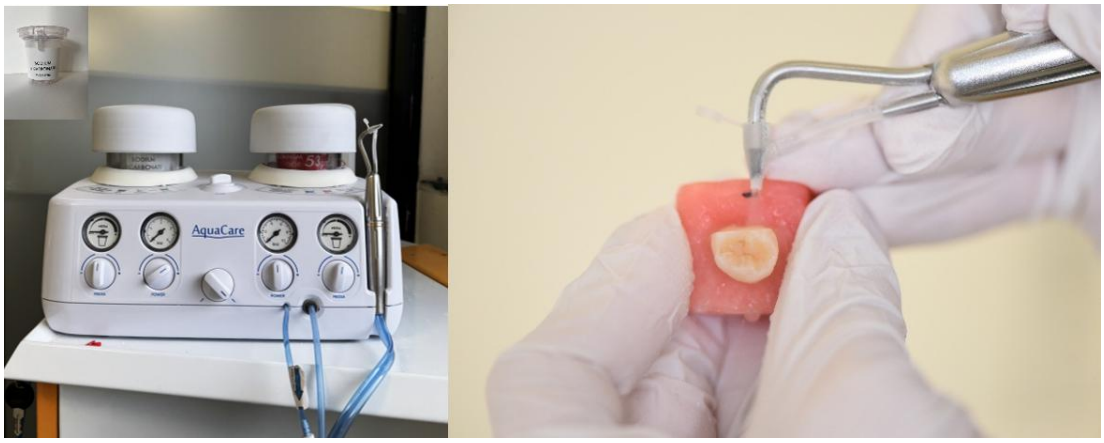
Şekil 3.9. Örnek üzerine yaklaşık 1 cm mesafeden lazer uygulaması

3. Alüminyum oksit partikülü ile air abrazyon: Air abrazyon cihazı (Aquacare Twin, Velopeks, İngiltere) kullanılarak alüminyum oksit partikülleri (53 µm); 10 saniye boyunca, 90°'lik bir açı ile 5 mm mesafede ve 4 bar basınçta devamlı su ile, çıkan toz ve su miktarı ortada (%50) olacak şekilde mine ve dentin yüzeyine uygulandı.(Şekil 3.10) Nozul (Ø 0.6 mm) sürekli küçük dairesel hareketlerle kullanıldı. Her grupta su/toz dağıtımı için yeni bir standart plastik nozul (Velopex) kullanıldı. Diş yüzeyi daha sonra 15 saniye boyunca hava/su spreyi ile yıkanıp kurutuldu (93).



Şekil 3.10. Sırasıyla air abrazyon cihazı (Aquacare Twin, Velopeks, İngiltere), uygulama mesafesi ve aliminyum oksit air abrazyon uygulaması

4. Sodyum bikarbonat air abrazyon: Air abrazyon cihazı (Aquacare Twin, Velopeks, İngiltere) kullanılarak sodyum bikarbonat partikülleri (53 µm) ile 15 saniye boyunca, 5 mm mesafede, 4 bar basınçta ve jet ile diş yüzeyi arasında 90°'lik bir açıyla ve devamlı su ile, çıkan toz ve su miktarı ortada (%50) olacak şekilde mine ve dentin yüzeyine uygulandı.(Şekil 3.11) Nozul (Ø 0.6 mm) sürekli küçük dairesel hareketlerle kullanıldı. Her grupta su/toz dağıtımı için yeni bir standart plastik nozul (Velopex) kullanıldı. Yüzey 30 saniye boyunca hava/su spreyi ile yıkandıktan sonra kurutuldu (93).



Şekil 3.11. Sırasıyla air abrazyon cihazı Aquacare Twin, Velopeks, İngiltere) ve sodyum bikarbonat air abrazyon uygulaması

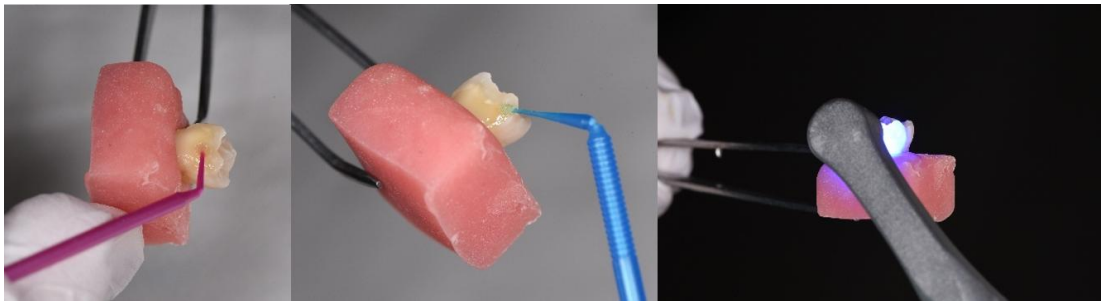
5. Self etch: Bu gruptaki dişlerde mine ve dentin yüzeylerinde herhangi bir pürüzlendirme yapılmadan dental adeziv uygulandı.

3.3.4. Adeziv Uygulanması ve Kompozit Polimerizasyonu

Farklı pürüzlendirme yöntemleri ile hazırlanan diş yüzeylerine iki farklı üniversal adeziv(Şekil 3.12) üretici talimatları doğrultusunda uygulandı. Adeziv uygulamasından sonra LED ışık cihazı (Q-Light, Woodpecker, Almanya) ile 20 sn polimerize edildi.(Şekil 3.13)

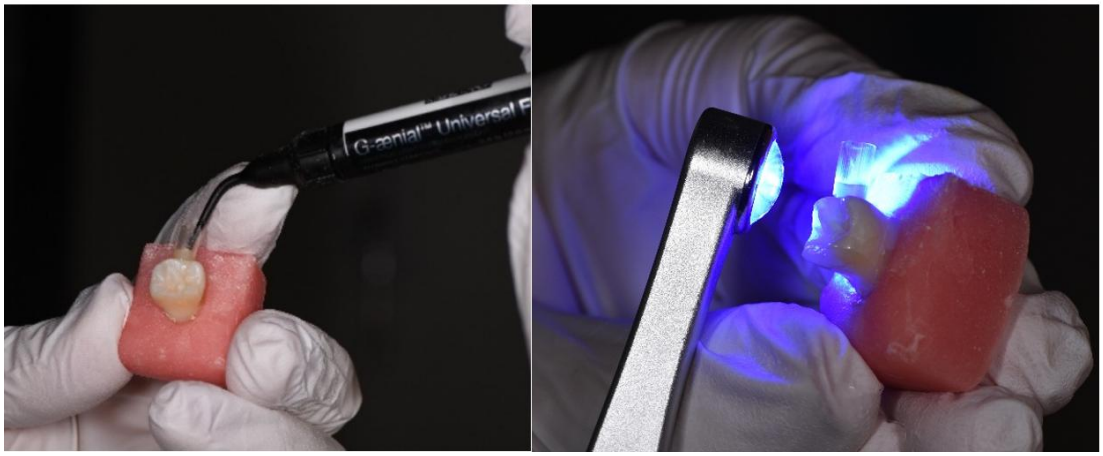


Şekil 3.12. Çalışmada kullanılan malzemeler sırasıyla Prime&Bond Universal adeziv, G2 Bond Universal adeziv ve G-aenial Universal Flo akıcı kompozit



Şekil 3.13. Adeziv uygulaması ve LED ışık cihazı ile polimerize edilmesi

Daha sonra SBS testi için mine ve dentin yüzeyine 2,38 mm çapta şeffaf kalıp içerisinde akıcı kompozit 2+1 mm iki tabaka ve toplam 3 mm yükseklikte olacak şekilde uygulandı. Her katman 20 sn LED ışık cihazı (Q-Light, Woodpecker, Almanya) ile polimerize edildi. (Şekil 3.14)



Şekil 3.14. Akıcı kompozit uygulaması ve polimerizasyonu

3.3.5. Yaşlandırma

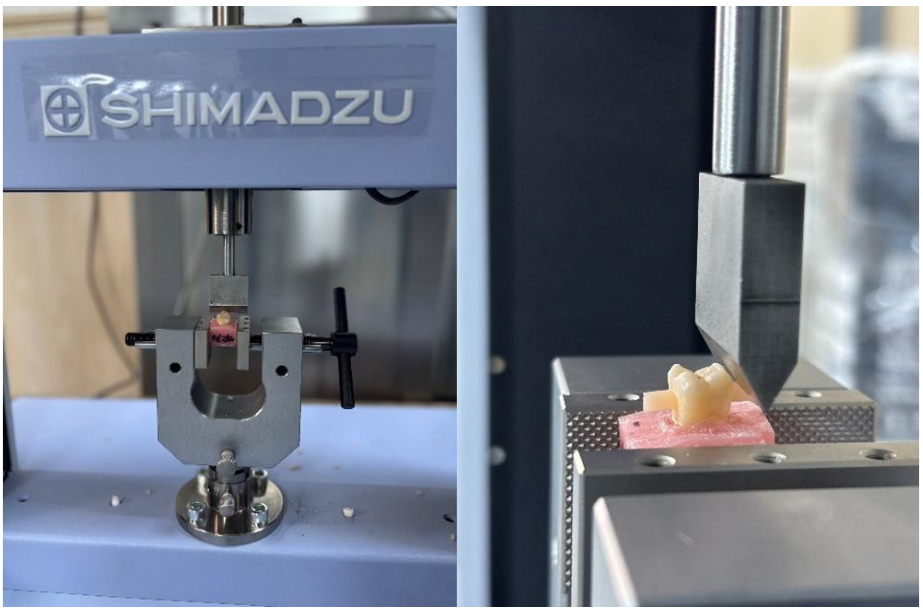
Adeziv ve akıcı kompozit uygulanarak hazırlanan örnekler 37˚C'de 24 saat distile suda bekletildikten sonra bir ternal döngü işlemi (5000 döngü, 5-55 ˚C) uygulandı. (SD Mechatronik Thermocycler ,SD Mechatronik GmbH, Almanya)



Şekil 3.15. Örneklerin termal döngü ile yaşlandırılması

3.3.6. Makaslama Bağ Dayanım Testi (SBS)

Makaslama bağ dayanım testi için üniversal bir cihaz (Shimadzu AG-X, Tokyo, Japonya) kullanıldı. Hazırlanan örnekler tutucu kısma yerleştirildikten sonra ayırıcı uç 90° açı ile yerleştirildi. Test 0,5 mm/dak hızla gerçekleştirildi. (Şekil 3.16) Debonding için gereken kuvvet Newton(N) cinsinden elde edilerek kompozit materyalin yüzey alanına bölünerek megapaskala (MPa) dönüştürüldü.



Şekil 3.16. Üniversal test cihazı ile örneklere makaslama bağ dayanım testinin uygulanması

3.3.7. İstatistiksel Analiz

Makaslama bağ dayanımı verilerini analiz etmek için SPSS 22.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, ABD) programı kullanılmıştır. Çalışmadan elde edilen SBS verilerinin normallik dağılımı Kolmogorov Smirnov testi ile yapılmıştır. Normal dağılım gösteren SBS verileri üç yönlü varyans analizi (ANOVA) ve post hoc Tukey testi ($p<0.05$) kullanılarak değerlendirildi.

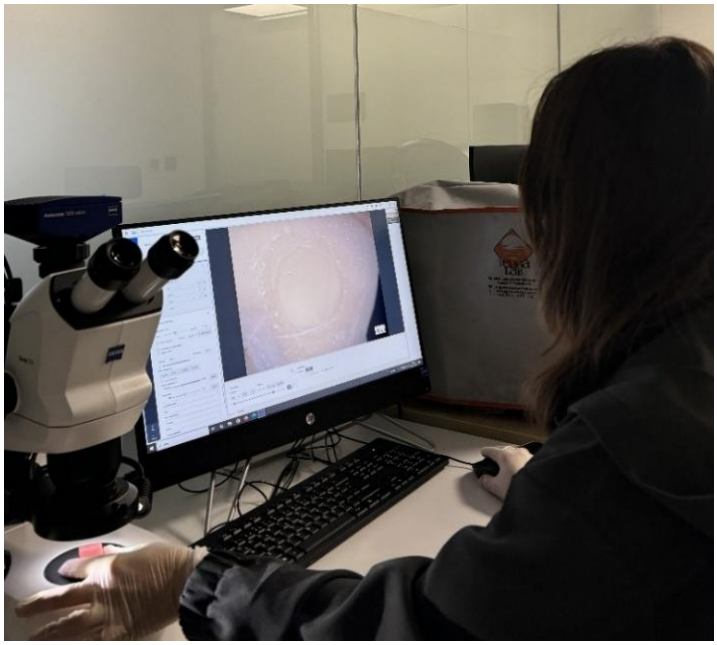
Adeziv kopma verileri yüzdesel dağılıma göre değerlendirildi.

3.3.8. Mikroskobik Analiz

3.3.8.1. Stereomikroskopla Kopma Yüzeylerinin İncelenmesi

Makaslama bağ dayanım testi sonrası kopma yüzeyleri stereomikroskop (Zeiss Axiocam 503 Color,Carl Zeiss Microscopy GmbH, Almanya) ile 7,21 µm/px mevcut ölçekleme, 2x objektif ve 1,25x büyütme altında incelenmiştir. (Şekil 3.17)

Kopma hattı diş ile kompozit silindir arasındaysa, kopma modu adeziv olarak sınıflandırılır. Kısmen adeziv arayüz boyunca uzanıyorsa ve substratlardan birine nüfuz ediyorsa, miks olarak sınıflandırılır. Adeziv alanın %75'inden fazlası dentin veya kompozit içeriyorsa, kopma modu kohezif olarak sınıflandırılır. Buna göre kopma yüzeyleri adeziv, koheziv veya miks olarak değerlendirilmiştir.



Şekil 3.17. Stereomikroskop kullanılarak örneklerin incelenmesi

3.3.8.2. SEM ile İncelenecek Bağlantı Yüzeyi Örneklerinin Hazırlanması

Deney prosedürleri tamamlandıktan sonra ek olarak 15 adet çürüksüz molar diş toplanmıştır. Bu dişlerden 10 tanesi, deney gruplarının hepsinden birer örnek olacak şekilde SEM için hazırlanmıştır. Örnekler hazırlanırken aynı deney düzeneğindeki adımlar takip edilmiştir. Kompozit ekleme adımında daha büyük çapta bir silikon kalıp kullanılmıştır. (3 mm) Daha sonra hazırlanan örneklerden, hassas kesme cihazı (Micracut 202,Metkon, Türkiye) kullanılarak kesitler alınmıştır.(Şekil 3.18-3.19)



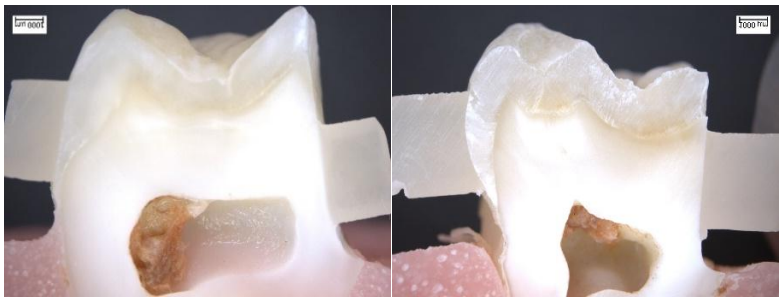
Şekil 3.18. Hassas kesme cihazı ve örneğin cihazda konumlandırılması



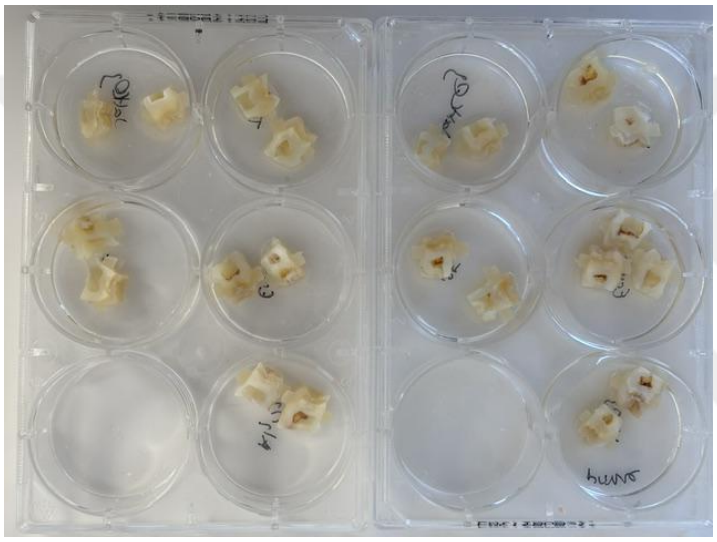
Şekil 3.19. Hassas kesme cihazında elde edilen kesit örneği

Hassas kesme cihazıyla elde edilen kesitlerde bağlantının, mine ve dentin sınırlarında olduğu steromikroskop (Zeiss Axiocam 503 Color,Carl Zeiss Microscopy GmbH, Almanya) ile 7,21 µm/px mevcut ölçekleme, 2x objektif ve 0,63x büyütme

altında kontrol edilmiştir.(Şekil 3.20) Daha sonra örnekler bir frez yardımıyla akrilik bloklardan ayrılarak SEM analizi için hazırlanmıştır.(Şekil 3.21)



Şekil 3.20. Stereomikroskop ile kesitlerden elde edilen görüntüler



Şekil 3.21. SEM için hazırlanmış mine-kompozit ve dentin-kompozit bağlantı örnekleri

3.3.8.3. SEM ile İncelenecek, Yüzey Hazırlık Yöntemleri Uygulanan Mine ve Dentin Örneklerinin Hazırlanması

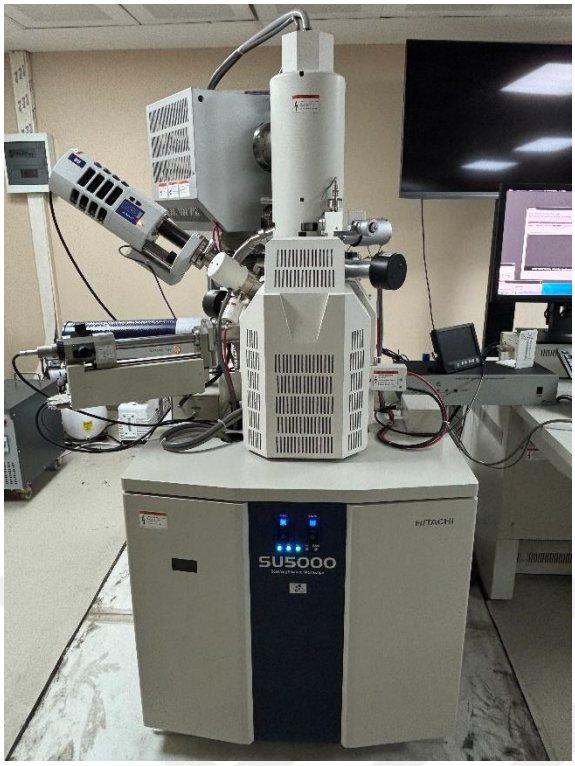
5 adet diş de sadece farklı yüzey hazırlık yöntemlerinin doku üzerindeki etkisinin SEM analiziyle incelenmesi için bukkal ve lingual yüzeyler sırasıyla mine ve dentin örneği olacak şekilde farklı pürüzlendirme yöntemleriyle, adeziv ve kompozit uygulaması yapılmadan hazırlandı. Hassas kesme cihazı (Micracut 202,Metkon, Türkiye) kullanılarak dişler meziodistal yönde ikiye ayrıldı.

3.3.8.4. Örneklerin Altın Kaplanması ve SEM Analizi

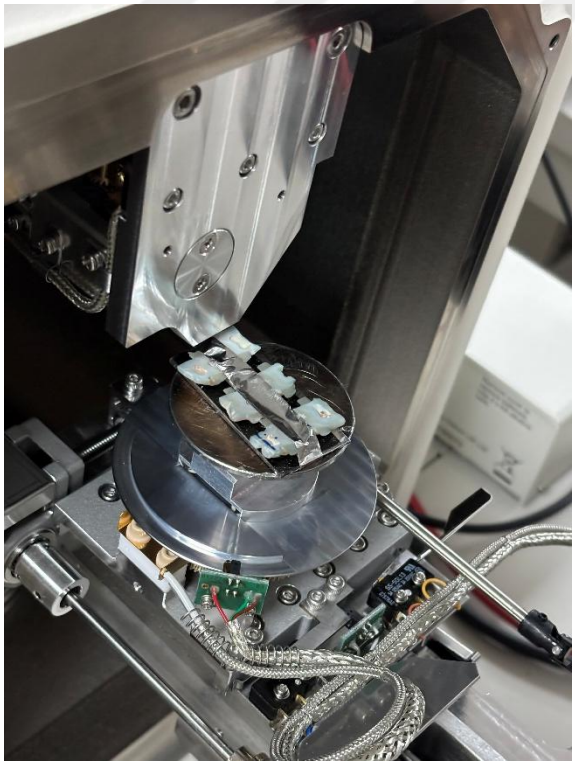
Örneklerin yüzey görüntüleri Yıldırım Beyazıt Üniversitesi Merkez Laboratuvarı'nda bulunan Alan Emisyonlu Taramalı Elektron Mikroskobu (FE-SEM) (Hitachi SU5000, Hitachi High-Technologies Corporation, Tokyo, Japonya) ile alındı.(Şekil 3.23) Örnekler tutucuya yerleştirilerek altın ile kaplanmaya hazır hale getirildi. Örnek iletken hale getirilmesi için küçük iyon püskürtme cihazı(SD800,LITH, Çin) kullanılarak, yüzey altın (Au) ile kaplanmıştır.(Şekil 3.22) Altın ile kaplanan örnekler görüntülerin alınması için SEM cihazına yerleştirildi.(Şekil 3.24) Ardından, örneğin içerisindeki hava ve suyun yok edilmesi amacıyla vakumlama yapıldı. Ortamın basıncı gerekli değere düştükten sonra görüntüleme işlemine geçildi. Farklı büyütmelerde görüntüler alındı.



Şekil 3.22. Altın kaplama cihazı (SD800, LITH, ,Çin)



Şekil 3.23. SEM cihazı



Şekil 3.24. Örneklerin SEM cihazında konumlandırılması



Şekil 3.25. SEM cihazından elde edilen görüntülerde bağlantı yüzeylerinin incelenmesi

4. BULGULAR

4.1. MAKASLAMA BAĞ DAYANIM TESTİNE AİT BULGULAR

G2 Bond Universal adezivin SBS verileri Tablo 4.1'de gösterilmiştir:

1. Mine yüzeyinde SE hariç tüm yöntemlerde, dentinden istatistiksel olarak anlamlı olarak daha yüksek değerler görüldü. ($P < 0.05$)
2. Dentin yüzeyinde pürüzlendirme yöntemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmadı. ($P > 0.05$)
3. Mine yüzeyinde yöntemler arasında anlamlı farklılıklar bulunmaktadır:
   - ER, Er: YAG ve Al2O3 grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmezken; bu üç grup SE yönteme göre istatistiksel olarak anlamlı yüksek değerler göstermiştir. ($P < 0.05$)
   - NaHCO3 hem Er: YAG ve Al2O3 yöntemlerine hem de SE'e yakın SBS değerleri gösterdiğinden ER hariç diğer yöntemlerle istatistiksel olarak bir fark göstermemiştir. ($P > 0.05$)
4. İstatistiksel anlamlılığa bakılmaksızın dentinde en iyi SBS değerleri SE yöntemle elde edilirken, minede en iyi sonuçlar ER yöntemle elde edilmiştir.

Tablo 4.1. G2 Bond Universal adezivin kullanıldığı örneklerde, diş yüzeyinde farklı pürüzlendirme yöntemlerinin kullanılmasının MPa cinsinden makaslama bağ dayanım değerleri.

ADEZİV	YÖNTEM/DOKU	Dentin	Mine
G2 Bond Universal	**Etch and rinse (ER)**	7,9±2,9$^{a, A}$	18,8±7,3^{a,B}
	Er:YAG lazer etch	7±2,2$^{a, A}$	17,8±8,8$^{ac, B}$
	Alüminyum oksit ile air abrazyon (Al2O3)	11,1±2,7$^{a, A}$	17,5±8,6$^{ad, B}$
	Sodyum bikarbonat ile air abrazyon (NaHCO3)	9,2±1,8$^{a, A}$	13,8±5,7$^{bcd, B}$
	Self etch (SE)	11,3±3,8$^{a, A}$	11,4±2,9$^{b, A}$

Farklı küçük harfler dikey yönde aynı doku üzerinde farklı pürüzlendirme yöntemleri arasındaki anlamlı farklılığı gösterirken; büyük harfler yatay yönde aynı pürüzlendirme yönteminde iki doku arasındaki anlamlı farklılığı gösterir. (p<0,05)

Prime&Bond Universal adezivin SBS değerleri Tablo 4.2'de gösterilmiştir:

1. ER yöntemde, minede dentine göre istatistiksel olarak anlamlı daha yüksek değerler gösterdi. Diğer pürüzlendirme yöntemlerinde mine ve dentin arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmadı. ($P > 0.05$)
2. Dentinde;

– Er:YAG ve NaHCO3 bağlanma değerleri, ER, SE ve Al2O3 yöntemleriyle karşılaştırıldığında anlamlı bir fark göstermemektedir.($P > 0.05$)

– ER yöntemi, Al2O3 ve SE'ye göre istatistiksel olarak anlamlı daha yüksek bağlanma değerleri sunmuştur. ($P < 0.05$)

3. Minede;

– ER yöntem diğer yöntemlere göre istatistiksel olarak anlamlı daha yüksek SBS değerleri gösterdi. ($P < 0.05$)

– Diğer yöntemler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı.($P > 0.05$)

4. İstatistiksel farklılığa bakılmaksızın SBS açısından en yüksek değerler hem mine hem de dentinde ER yöntemde görüldü.

Tablo 4.2. Prime&Bond Universal adezivin kullanıldığı örneklerde, diş yüzeyinde farklı pürüzlendirme yöntemlerinin kullanılmasının MPa cinsinden makaslama bağ dayanım değerleri.

ADEZİV	YÖNTEM/DOKU	Dentin	Mine
Prime Bond Universal	**Etch and rinse (ER)**	$12,6\pm2,4^{a, A}$	$28,5\pm6,9^{a, B}$
	Er:YAG lazer etch	$9,8\pm3,5^{ab, A}$	$5,9\pm1^{b, A}$
	Alüminyum oksit ile air abrazyon (Al2O3)	$6,5\pm2,1^{b, A}$	$6,9\pm2,9^{b, A}$
	Sodyum bikarbonat ile air abrazyon (NaHCO3)	$8,4\pm3^{ab, A}$	$5,1\pm2,4^{b, A}$
	Self etch (SE)	$6,1\pm2,1^{b, A}$	$8,4\pm3^{b, A}$

Farklı küçük harfler dikey yönde aynı doku üzerinde farklı pürüzlendirme yöntemleri arasındaki anlamlı farklılığı gösterirken; büyük harfler yatay yönde aynı pürüzlendirme yönteminde iki doku arasındaki anlamlı farklılığı gösterir.) ($p<0,05$)

İki adezivin SBS değerlerinin karşılaştırılaması Tablo 4.3'te verilmiştir. İki adeziv arasında:

1. Mine dokusunda; SE hariç tüm yöntemlerde istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu. ($P < 0.05$):

– ER yöntemde PBU, G2BU'e göre istatistiksel olarak anlamlı daha yüksek değerler gösterdi. ($P < 0.05$)

– Er;YAG, Al2O3 ve NaHCO3te G2BU, PBU'e göre istatistiksel olarak anlamlı daha yüksek değerler gösterdi. ($P < 0.05$)

2. Dentin dokusunda; ER, Al2O3 ve SE yöntemlerinde anlamlı fark bulunurken. ($P < 0.05$), Er:YAG ve NaHCO3 yöntemlerinde anlamlı fark bulunmadı. ($P > 0.05$) :

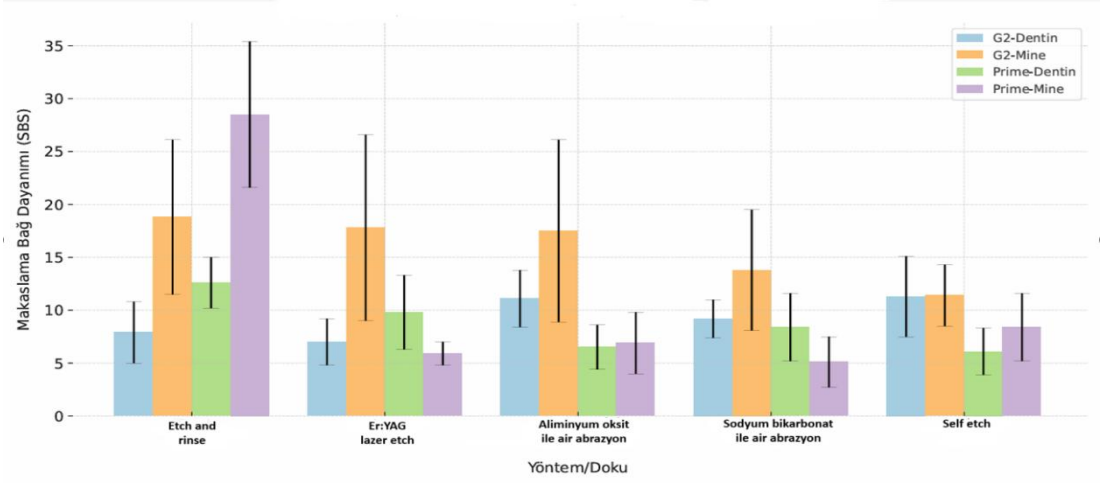
– ER yöntemde PBU, G2BU'e göre istatistiksel olarak anlamlı daha yüksek değerler gösterdi. ($P < 0.05$)

– Al2O3 ve SE yöntemde G2BU, PBUya göre istatistiksel olarak daha yüksek SBS değerleri gösterdi. . ($P < 0.05$)

Tablo 4.3. Farklı pürüzlendirme yöntemlerinin mine ve dentin üzerinde makaslama bağ dayanımının, G2 Bond Universal ve Prime Bond Universal arasında karşılaştırılması.

YÖNTEM	DOKU/ADEZİV	G2 Bond Universal	Prime Bond Universal	p
Etch and rinse	Dentin	7,9±2,9[a]	12,6±2,4[b]	0,035
	Mine	18,8±7,3[a]	28,5±6,9[b]	0,000
Er:YAG lazer etch	Dentin	7±2,2[a]	9,8±3,5[a]	0,212
	Mine	17,8±8,8[a]	5,9±1[b]	0,000
Alüminyum oksit ile air abrazyon	Dentin	11,1±2,7[a]	6,5±2,1[b]	0,038
	Mine	17,5±8,6[a]	6,9±2,9[b]	0,000
Sodyum bikarbonat ile air abrazyon	Dentin	9,2±1,8[a]	8,4±3[a]	0,712
	Mine	13,8±5,7[a]	5,1±2,4[b]	0,000
Self etch	Dentin	11,3±3,8[a]	6,1±2,1[b]	0,022
	Mine	11,4±2,9[a]	8,4±3[a]	0,181

Farklı pürüzlendirme yöntemlerinin dokular üzerinde makaslama bağ dayanımının G2 Bond Universal ile Prime Bond Universal arasındaki istatistiksel olarak anlamlı farklılığı küçük harflerle gösterilmiştir.) ($p<0,05$)

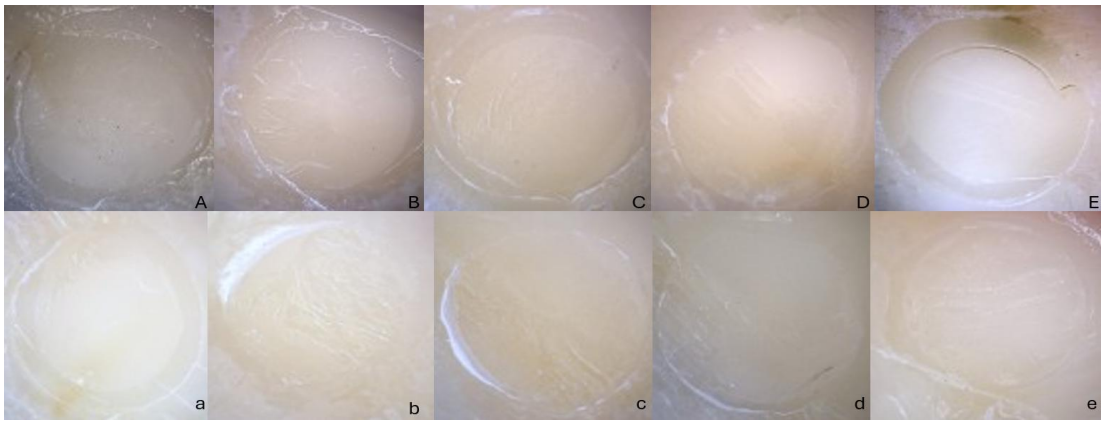


Şekil 4.1. Mine ve dentin üzerinde uygulanan yüzey hazırlık yöntemlerine ait makaslama bağ dayanım değerlerini ve standart sapmaları, Prime&Bond Universal ve G2 Bond Universal arasında karşılaştıran çubuk grafiği

4.2. KOPMA TİPLERİNİN STEREOMİKROSKOPLA İNCELENMESİNE AİT BULGULAR

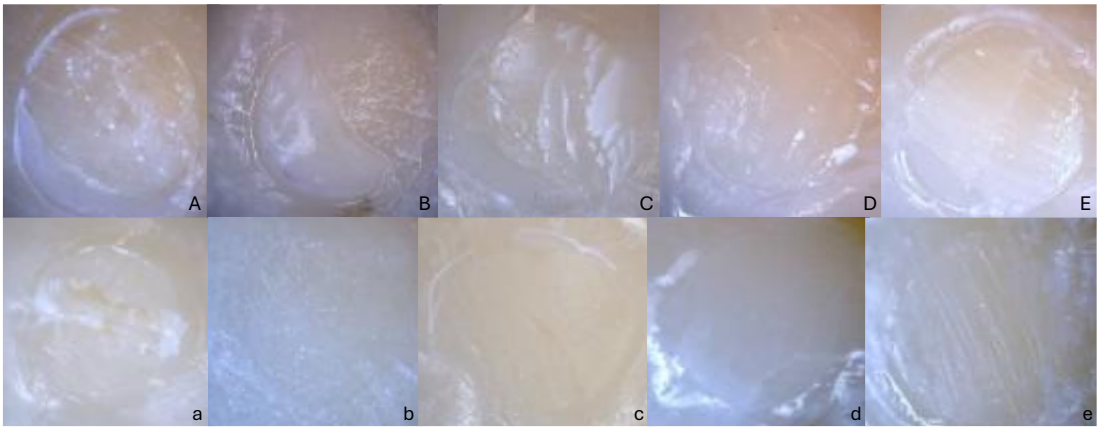
4.2.1. Kopma Tiplerinin Stereomikroskop Görüntüleri

Makaslama bağ dayanım testi sonrası diş bağlantı yüzeyindeki kopma hatları steromikroskop (Zeiss Axiocam 503 Color,Carl Zeiss Microscopy GmbH, Almanya) ile 7,21 µm/px mevcut ölçekleme, 2x objektif ve 1,25x büyütme altında incelenmiştir. Her grup için birer örnek Şekil 4.2 ve 4.3'te gösterilmiştir.



Şekil 4.2. Stereomikroskopla incelenen dentin yüzeyinde gruplara ve adezivlere göre kopma örnekleri*

*G2 Bond Universal uygulanan örnekler A-E ile ve Prime&Bond Universal uygulanan örnekler a-e arasında temsil edilmektedir. A,a: Etch and rinse; B,b: Er:YAG lazer etch; C,c: Aliminyum oksit air abrazyon; D,d: Sodyum bikarbonat air abrazyon; E,e: Self etch ile hazırlanmış örnekleri belirtmektedir. Şekil üzerindeki tüm kopmalar adeziv kopmaya örnektir. (Şekil 4.2)



Şekil 4.3. Stereomikroskopla incelenen mine yüzeyinde gruplara ve adezivlere göre kopma örnekleri*

*G2 Bond Universal uygulanan örnekler A-E ile ve Prime&Bond Universal uygulanan örnekler a-e arasında temsil edilmektedir. A,a: Etch and rinse; B,b: Er:YAG lazer etch; C,c: Aliminyum oksit air abrazyon; D,d: Sodyum bikarbonat air abrazyon; E,e: Self etch ile hazırlanmış örnekleri belirtmektedir. Adeziv kopma örneği: D, E, b, c, d, e; miks kırılma örneği: A, a; koheziv kırılma örneği: B, C'de gösterilmiştir. (Şekil 4.3)

4.2.2. Kopma Tiplerinin Yüzdesel Dağılım Tabloları

Makaslama bağ dayanım testi sonrası stereomikroskopla incelenen kopma yüzeylerinden elde edilen verilerin sonucunda G2BU uygulanan örneklerde elde edilen yüzdesel dağılım Tablo 4.4'te gösterilmiştir. Bulgular şu şekildedir:

1. Dentine Uygulama: Tüm yüzey hazırlık yöntemlerinde, en fazla adeziv tipte kopma gözlemlenmiştir.
2. Mineye Uygulama:
   - ER yöntemi ve NaHCO3 ile hazırlanan yüzeylerde en fazla miks kopma,
   - Al2O3 ve Er:YAG ile hazırlanan yüzeylerde en fazla adeziv tipte kopma,
   - SE yöntemi ile hazırlanan yüzeylerde ise miks ve adeziv kopma eşit sayıda gözlemlenmiştir.
3. Genel Sonuçlar: Minede test sonrası genel olarak en fazla miks kopma görülürken, dentinde adeziv kopma görülmüştür.

Tablo 4.4. G2 Bond Universal için kopma tipleri sayı ve yüzdeleri

DOKU	YÖNTEM	ADEZİV KOPMA	MİKS KOPMA	KOHEZİV KOPMA	TOPLAM
DENTİN	**Etch and rinse**	8	0	0	n=8
		100%	0%	0%	
	Er: YAG	7	1	0	n=8
		87,50%	12,50%	0%	
	Aliminyum oksit ile air abrazyon	8	0	0	n=8
		100%	0%	0%	
	Sodyum bikarbonat ile air abrazyon	5	3	0	n=8
		62,50%	37,50%	0%	
	Self etch	8	0	0	n=8
		100%	0%	0%	
	Toplam	36	4	0	n=40
		90%	10%	0%	
MİNE	**Etch and rinse**	3	4	1	n=8
		37,50%	50%	12,50%	
	Er: YAG	4	3	1	n=8
		50%	37,50%	12,50%	
	Aliminyum oksit ile air abrazyon	5	3	0	n=8
		62,50%	37,50%	0%	
	Sodyum bikarbonat ile air abrazyon	1	7	0	n=8
		12,50%	87,50%	0%	
	Self etch	4	4	0	n=8
		50%	50%	0%	
	Toplam	17	21	2	n=40
		42,50%	52,50%	5%	
	Genel Toplam	53	25	2	
		66,25%	31,25%	2,50%	n=80

Makaslama bağ dayanım testi sonrası stereomikroskopla incelenen kopma yüzeylerinden elde edilen verilerin sonucunda Prime&Bond Universal (PBU) uygulanan örneklerde elde edilen verilerin yüzdesel dağılımı Tablo 4.5'te gösterilmiştir. Bulgular şu şekildedir :

1. Dentine Uygulama: Tüm yüzey hazırlık yöntemlerinde yalnızca adeziv kopma gözlemlenmiştir.
2. Mineye Uygulama: Tüm yüzey hazırlık yöntemlerinde en fazla adeziv tipte kopma görülmüştür.

Tablo 4.5. Prime&Bond Universal için kopma tipleri sayı ve yüzdeleri

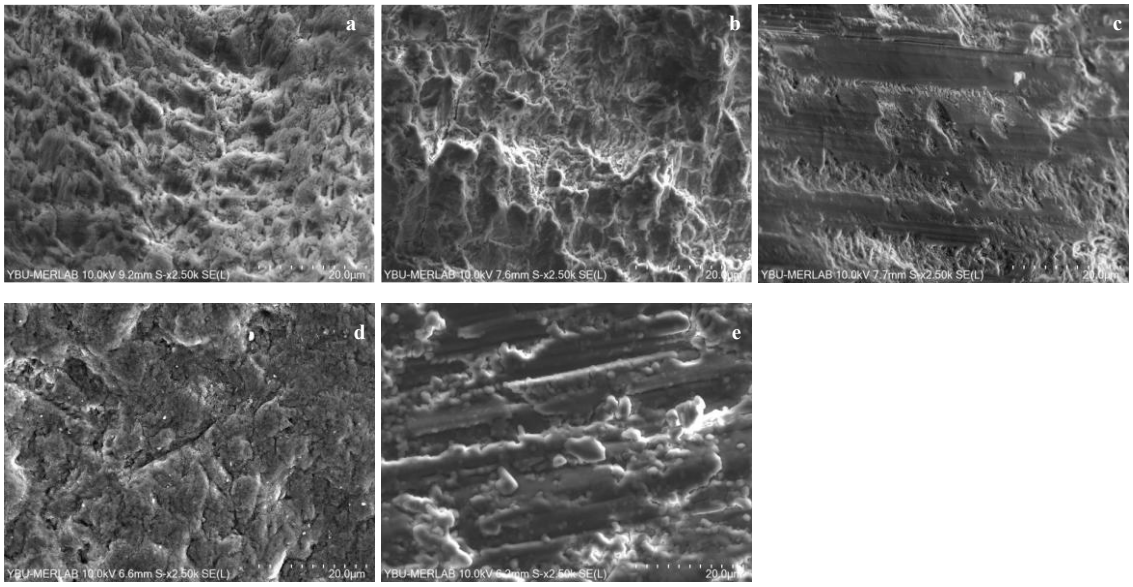
DOKU	YÖNTEM	ADEZİV KOPMA	MİKS KOPMA	KOHEZİV KOPMA	TOPLAM
DENTİN	**Total etch**	8	0	0	8
		100%	0%	0%	
	Er: YAG	8	0	0	8
		100%	0%	0%	
	Aliminyum oksit ile air abrazyon	8	0	0	8
		100%	0%	0%	
	Sodyum bikarbonat ile air abrazyon	8	0	0	8
		100%	0%	0%	
	Self etch	8	0	0	8
		100%	0%	0%	
	Toplam	40	0	0	40
		100%	0%	0%	
MİNE	**Total etch**	4	3	1	8
		50%	37,50%	12,50%	
	Er: YAG	7	1	0	8
		87,50%	12,50%	0%	
	Aliminyum oksit ile air abrazyon	8	0	0	8
		100%	0%	0%	
	Sodyum bikarbonat ile air abrazyon	7	1	0	8
		87,50%	12,50%	0%	
	Self etch	8	0	0	8
		100%	0%	0%	
	Toplam	34	5	1	40
		85%	12,50%	2,50%	
	Genel Toplam	74	5	1	80
		92,50%	6,25%	1,25%	

4.3. SEM ANALİZİNE AİT BULGULAR

4.3.1. Minede Yapılan Yüzey Hazırlıklarının Dokuya Etkisinin SEM Görüntüleri

Farklı yüzey hazırlık yöntemleri uygulanan mine yüzeyleri SEM analizi ile incelenmiştir. (Şekil 4.4) Fosforik asit uygulaması yapılan yüzey, frez ile hazırlanmış kontrol örneği ile karşılaştırıldığında, smear tabakasının olmadığı ve inorganik yapının çözünmesine bağlı olarak daha girintili bir yüzey yapısı gösterdiği görülmektedir. Lazer uygulanan yüzeyde dalgalı bir yapı görülmektedir. Aynı zamanda bu örnekte bir

mikroçatlak alanı saptanmıştır. Aliminyum oksit air abrazyonun yüzeyden doku kaldırarak aşınma alanları oluşturduğu görülmektedir. Bu şekilde girintili çıkıntılı bir yüzey oluşturmuştur. Sodyum bikarbonat air abrazyon yüzeydeki debrisi modifiye etmiştir. Frez ile hazırlanan kontrol örneğinde enstrümantasyona bağlı artık maddeler yüzeyde görülmektedir.

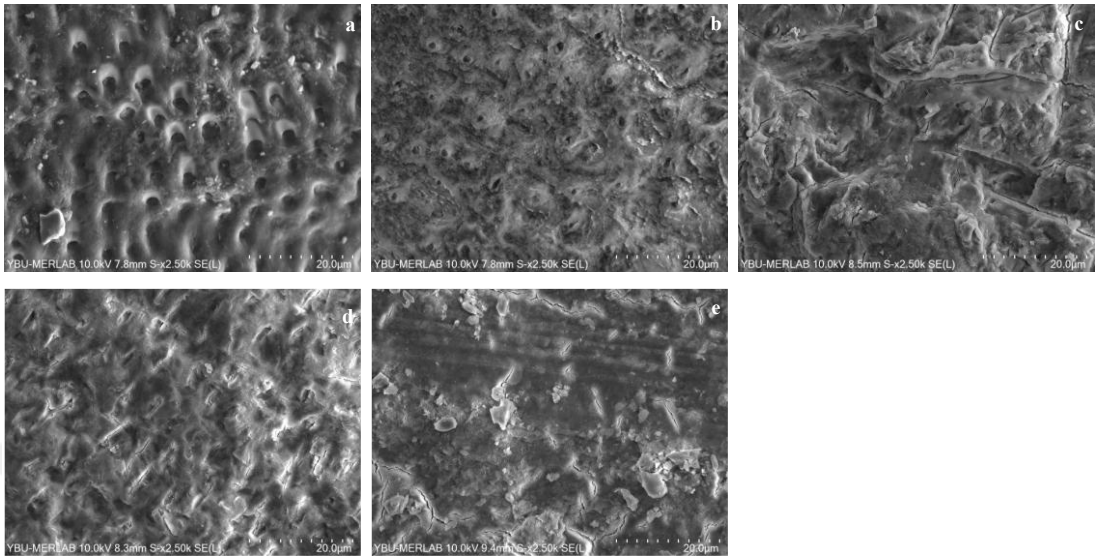


Şekil 4.4. Mine yüzeyinde farklı pürüzlendirme yöntemleri uygulanmasının yüzeye etkisini inceleyen SEM analizi görüntüleri (2500x). (Uygulanan yüzey hazırlık yöntemleri sırasıyla; a:ER, b: Er:YAG, c: Al2O2, d: NaHCO3, e:Kontrol)

4.3.2. Dentinde Yapılan Yüzey Hazırlıklarının Dokuya Etkisinin SEM Görüntüleri

Farklı yüzey hazırlık yöntemleri uygulanan dentin yüzeyleri SEM analizi ile incelenmiştir. (Şekil 4.5) Frez ile hazırlanan kontrol grubu dentin örneğinde smear tabakası gözlenirken, fosforik asit uygulanan dentin yüzeyinde smear tabakasının bulunmadığı ve tubül ağızlarının açık olduğu görülmüştür. Lazer uygulanan örneklerde yüzey dalgalıdır, smear tabakası ortadan kalkmıştır. Tubül ağızlarının genişliği asit uygulanan grupların dentin yüzeyindeki tubül ağızlarından dardır. Ayrıca açık tubül ağzı sayısının asit uygulanan grupların dentin yüzeyindeki tubül sayısından daha az miktarda olduğu görülmektedir. Genel olarak balık pulu görünümlü lameller bir dentin yapısı gözlenmektedir. Aliminyum oksit air abrazyon örneğinde, yer yer

debris bulunmaktadır ve çok az sayıda tubül ağzı açıktır. Sodyum bikarbonat ile air abrazyonda yine smear tabakası gözlenmektedir.

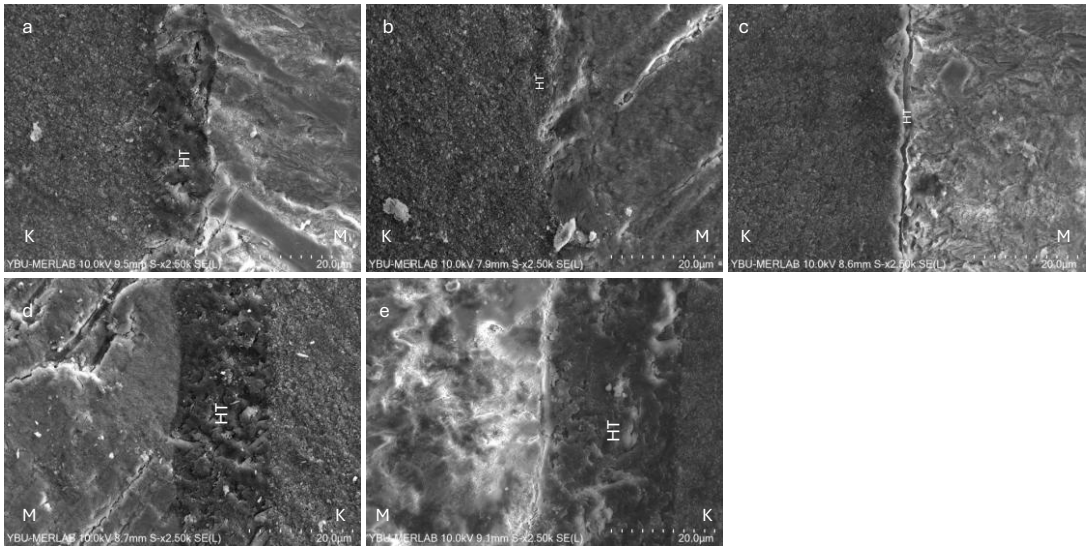


Şekil 4.5. Dentin yüzeyinde farklı pürüzlendirme yöntemleri uygulanmasının yüzeye etkisini inceleyen SEM analizi görüntüleri (2500x). (Uygulanan yüzey hazırlık yöntemleri sırasıyla; a:TE, b: Er:YAG, c: Al2O2, d: NaHCO3, e:Kontrol)

Her grup için birer örnek hazırlanmış ve bağlantı yüzeyleri SEM analiziyle görüntülenmiştir. Örneklerde tüm gruplarda farklı yapı ve kalınlıklarda olsa da adeziv tabaka oluştuğu görülmektedir. Yalnızca Prime Bond Universalin kullanıldığı minede self etch grubunda bağlantıda kopma olmuştur. Bu, kesit alırken veya SEM analizi için örneğin kurutulması esnasında meydana gelmiş olabilir.

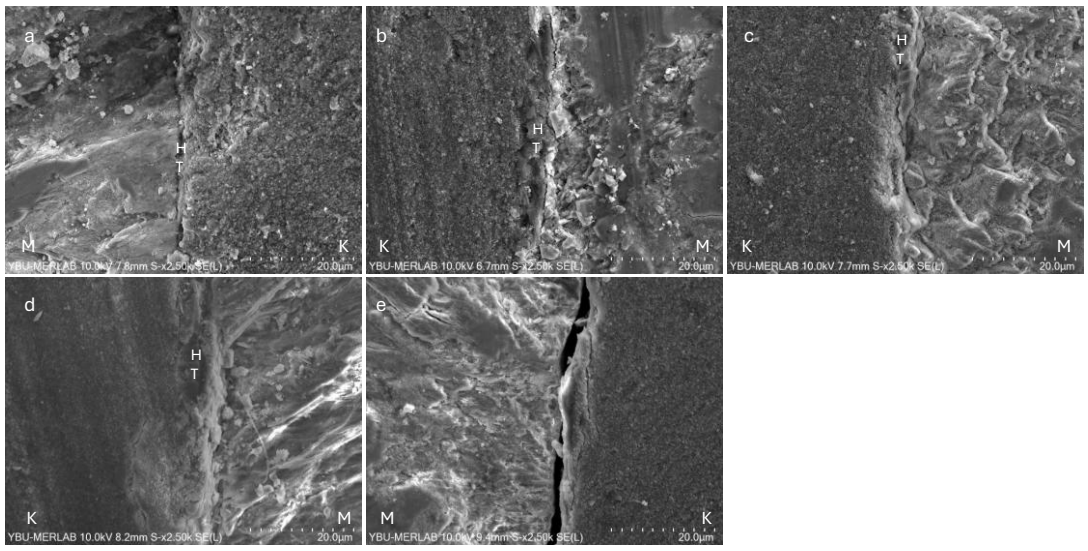
Rezin-dentin veya rezin-mine arasındaki makaslama bağ dayanım kuvvetinin, hibrit ve/veya adeziv tabakanın kalınlığından bağımsız olduğu görülmüştür.

4.3.3. Mine- Kompozit Materyal Bağlantı Yüzeylerinin SEM Görüntüleri



Şekil 4.6. Farklı yüzey hazırlık yöntemleri ile hazırlanan mineye G2 Bond Universal ve akıcı kompozit uygulanarak oluşturulan bağlantı örneklerinin SEM görüntüleri*

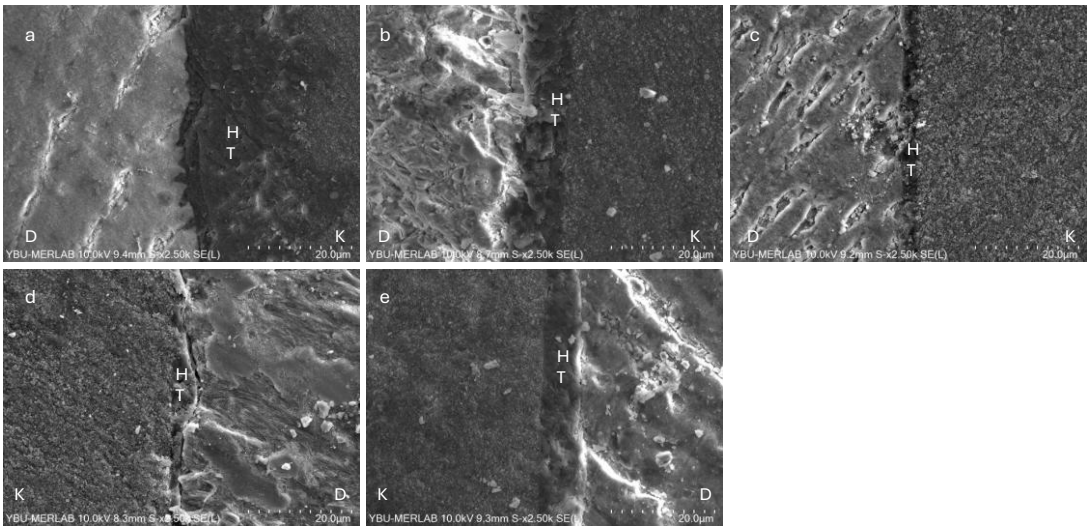
*K: kompozit, M: mine, HT: hibrit tabaka için kullanılmıştır. a: ER, b: Er:YAG, c: Al2O3, d: NaHCO3, e:SE örneğidir.



Şekil 4.7. Farklı yüzey hazırlık yöntemleri ile hazırlanan mineye Prime&Bond Universal ve akıcı kompozit uygulanarak oluşturulan bağlantı örneklerinin SEM görüntüleri*

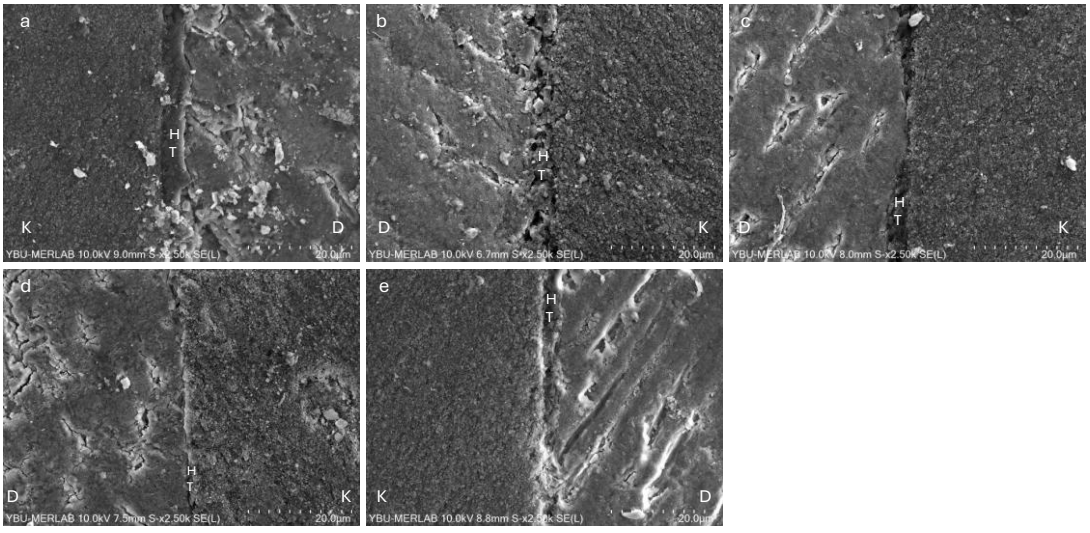
*K: kompozit, M: mine, HT: hibrit tabaka için kullanılmıştır. a: ER, b: Er:YAG, c: Al2O3, d: NaHCO3, e:SE örneğidir.

4.3.4. Dentin-Kompozit Materyal Bağlantı Yüzeyleri SEM Görüntüleri



Şekil 4.8. Farklı yüzey hazırlık yöntemleri ile hazırlanan dentine G2 Bond Universal ve akıcı kompozit uygulanarak oluşturulan bağlantı örneklerinin SEM görüntüleri*

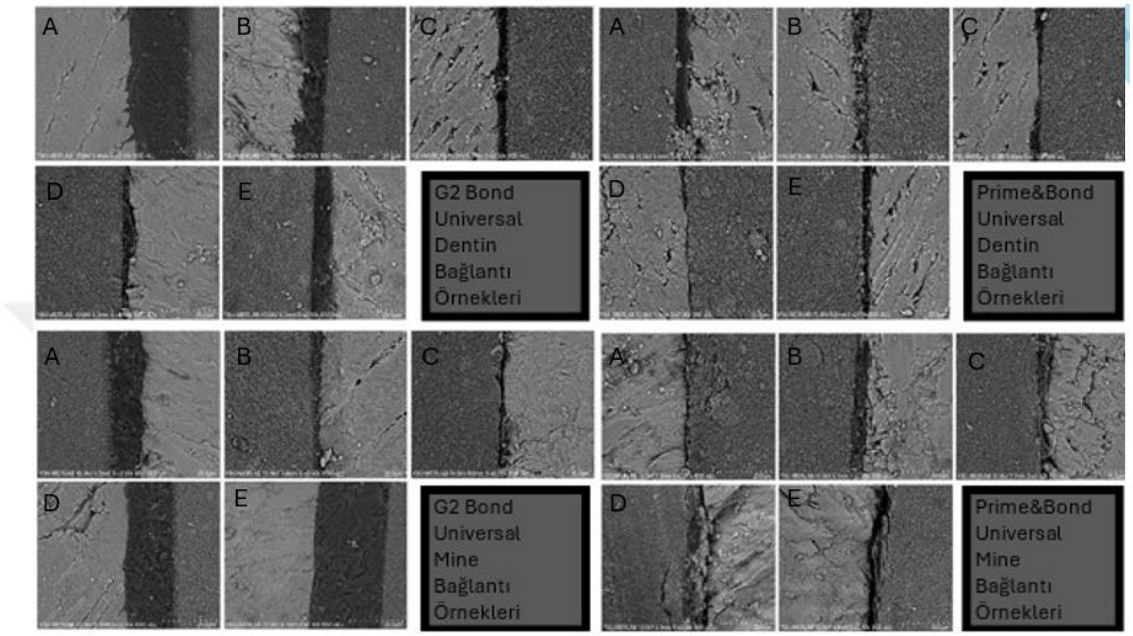
* K: kompozit, D: dentin, HT: hibrit tabaka için kullanılmıştır. a: ER, b: Er:YAG, c: Al2O3, d: NaHCO3, e:SE örneğidir.



Şekil 4.9. Farklı yüzey hazırlık yöntemleri ile hazırlanan dentine Prime&Bond Universal ve akıcı kompozit uygulanarak oluşturulan bağlantı örneklerinin SEM görüntüleri*

* K: kompozit, D: dentin, HT: hibrit tabaka için kullanılmıştır. a: ER, b: Er:YAG, c: Al2O3, d: NaHCO3, e:SE örneğidir.

Çalışmamızda, SEM analizinde doku ayrımını daha net yapabilmek amacıyla BSE (backscattered electron) modunda elde edilen görüntüler kullanılmış ve örneklerdeki hibrit tabaka kalınlıkları değerlendirilmiştir. Şekil 4.10'da görüldüğü gibi G2 Bond Universal kullanılan yüzeylerde, Prime Bond Universal kullanılanlara göre daha kalın hibrit tabaka gözlemlenmiştir.



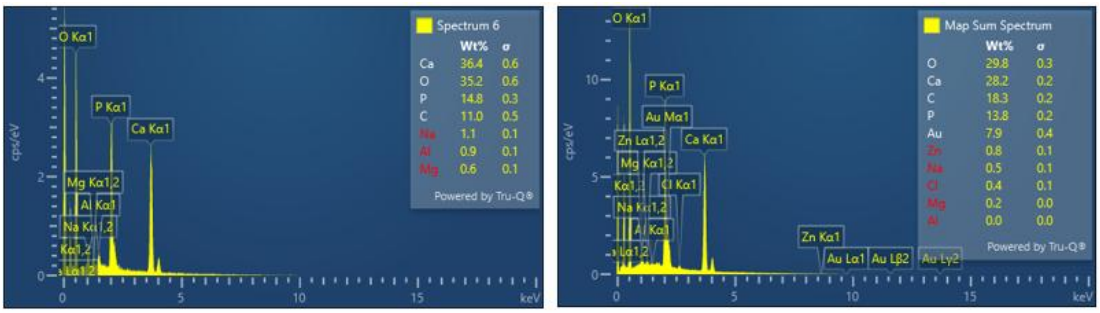
Şekil 4.10. Hibrit tabaka kalınlıklarını gösteren yansıyan elektron analiz görüntüsü (2500x-BSE)*

*A: ER, B: Er:YAG, C: Al2O3, D: NaHCO3, E: SE grupları temsil etmektedir.

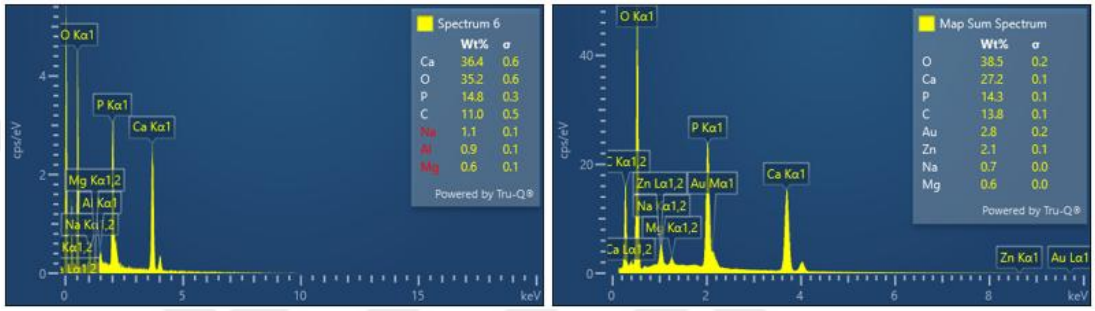
4.4. EDS ANALİZİNE AİT BULGULAR

Ek olarak sadece partikül gönderilen yüzeylerde EDS analizi yapılmıştır. Bunun sonucunda dentinin Al203 ile air abrazyonunda yıkamayla yüzeyden uzaklaşmamış aliminyum kalıntıları tespit edildi. Mine yüzeyinde aliminyum kalıntısı gözlenmedi.

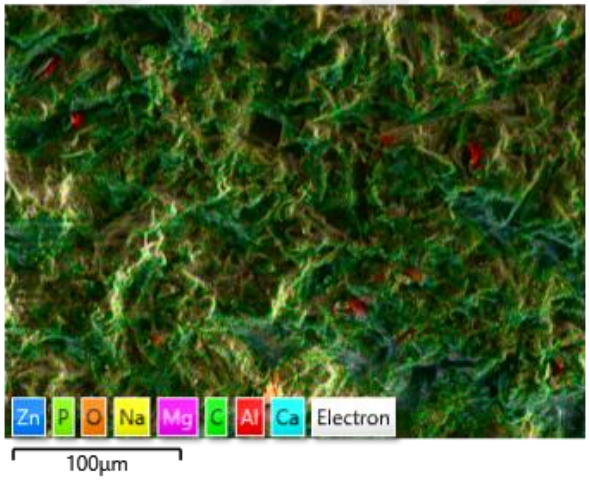
Aliminyum oksit air abrazyon yapılan dentin yüzeyi ile sodyum bikarbonat uygulanan yüzey karşılaştırıldığında yüzeydeki sodyum oranlarının değişmediği görüldü.



Şekil 4.11. Aliminyum oksit uygulanan dentin yüzeyi (sol taraf) ile aliminyum oksit uygulanan mine yüzeyinin (sağ taraf) EDS analiz grafikleri



Şekil 4.12. Aliminyum oksit uygulanan dentin yüzeyi (sol taraf) ile sodyum bikarbonat uygulanan (sağ taraf) dentin yüzeyinin EDS analiz grafikleri



Şekil 4.13. Aliminyum oksit air abrazyon uygulanmış dentin yüzeyinin EDS analizi (Kırmızı renkler yüzeyde kalan aliminyumu göstermektedir.)



Şekil 4.14. Dentin yüzeyine saplanmış aliminyum parçasının görüntüsü

5. TARTIŞMA

5.1. METODOLOJİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Restoratif diş hekimliğinde restorasyonların başarısı, diş sert dokuları ile kullanılan materyaller arasında etkili ve uzun süreli bir bağlanmanın sağlanmasıyla ilişkilidir (201). Bu bağlanma, adeziv sistemler aracılığıyla gerçekleştirilir. Dolayısıyla, adeziv restorasyonların ömrü, doğrudan adeziv sistemlerin etkinliğine bağlıdır (3). Diş sert dokularına materyallerin güçlü bir şekilde bağlanması, mikrosızıntının ve buna bağlı olarak ortaya çıkabilecek sorunların, önemli ölçüde azaltılmasını mümkün kılar. Diş yüzeyindeki bağlanma kuvvetini ve restorasyonların dayanıklılığını artırmak amacıyla, mine ve dentin dokusu üzerinde farklı yüzey hazırlama yöntemleri kullanılabilir (8).

Geleneksel yöntem olan asitle pürüzlendirmenin yanı sıra güncel olarak kullanılmaya başlanan lazer ve air abrazyon sistemlerinin, mine ve dentin yüzeyindeki bağlantıya etkisi araştırma konuları arasındadır (93,202,203). Çalışmamızda çekilmiş büyük azı dişlerde mine ve dentin dokusuna farklı yüzey hazırlık yöntemleri uygulanarak iki farklı üniversal adezivle, akıcı kompozit uygulandı.

Diş hekimliğinde restorasyonların etkinliğini değerlendirmede, en güvenilir yöntem, klinik çalışmalardır (204). Ancak bu çalışmalar zaman alıcı (205) ve maliyetlidir (206). Ayrıca, oral kavitede restorasyonlara eşzamanlı olarak etki eden çok sayıda stres faktörü olması, başarısızlığın kesin nedeninin belirlenmesini güçleştirir (204). Buna karşın, in vitro çalışmalar, belirli bir parametre/özellik hakkında hızlı ve kolay bir şekilde veri elde edilmesine olanak tanır. Tüm diğer değişkenlerin sabit tutulabildiği bu deneysel ortamda, yalnızca hedeflenen bir parametrenin etkisi değerlendirilebilir. Ayrıca, tek bir çalışma düzeneğinde çeşitli deney grupları aynı anda test edilebilir. Laboratuvar çalışmaları, klinik sonuçların öngörülmesine yönelik bilimsel veri sağlama amacı taşımaktadır (207). Bu nedenlerle, çalışmamız in vitro olarak planlandı ve uygulandı.

Bağlanma dayanımı testleri, adezivleri değerlendirmek için en sık kullanılan testlerdir (192). İn vitro olarak yürütülen birçok bağ dayanım çalışması, restoratif materyallerin klinik performansını tahmin etmek için mikroçekme veya çekme bağ dayanım testlerini kullanır (67,208–210). Bununla birlikte, bazı araştırmacılar

tarafından restoratif materyalin klinik başarısızlığında rol oynayan streslerin esas olarak makaslama stresleri olduğu doğrulanmıştır (4,202). Çalışmalarda yaygın olarak kullanılan makaslama bağ dayanım testi, makro makaslama bağ dayanımıdır (211). Bağ gücü ile ilgili bilimsel makalelerin %26'sında kullanıldığı tespit edilmiştir. Adezyon işleminden sonra başka bir numune hazırlama aşaması gerektirmediğinden, kolay ve hızlı bir yöntem olarak tercih edilir (207). Çalışmamızda farklı yüzey hazırlık yöntemleri ile hazırlanmış mine ve dentine uygulanan kompozit örneklerin bağ dayanımını değerlendirmek amacıyla makro makaslama bağ dayanım testi gerçekleştirildi.

Bağ dayanım testleri uygulanan çalışmalarda, restorasyon materyali ile diş yüzeyi arasındaki bağ dayanımını test etmek için 0.5-5 mm/dk aralığında değişen kuvvetlerin uygulandığı gözlenmiştir (212,213). SBS testinde çapraz kafa hızının dentin bağlanma dayanımları üzerindeki etkisi konusunda çelişkili bulgular yayınlanmıştır. Farklı çapraz kafa hızları makaslama bağ dayanımını ve kopma paternini etkileyebilir (197,214). Hara ve ark. (213) farklı yaklaşma hızlarını (0.50, 0.75, 1.00 ve 5.00 mm/dk.) rezin-dentin arasındaki makaslama bağ dayanımı açısından karşılaştırmışlar; hızdaki değişikliklerin bağlanma dayanım sonuçlarını ve yüzeyde oluşan kopma özelliklerini etkilediğini, artan hızla beraber koheziv kopma oranının da arttığını tespit etmişlerdir. Ve sonuç olarak çapraz kafa hızları 0,50 ve 0,75 mm/dak olan testlerin daha fazla adeziv kopma ile sonuçlandığını ve bu nedenle makaslama bağ dayanım testlerinde tercih edildiğini belirtmişlerdir (213). Buna bağlı olarak çalışmamızda SBS testi için kullanılan üniversal test cihazında (Shimadzu AG-X, Tokyo, Japonya) çapraz kafa hızı 0,5 mm/dak olarak ayarlandı.

Bağ dayanım testleri iyi tasarlandığında, klinik için daha değerli veriler elde edilebilir. Örneğin, çalışma tasarımına bir yaşlanma faktörü eklenerek, adezyonun dayanıklılığı değerlendirilebilir (145). Bağ dayanım çalışmalarının %35 kadarında, çalışma tasarımına bir 'yaşlanma' faktörü eklenmiştir (207,215). Bağ gücü, ağız boşluğundaki sıcaklık değişimlerinden etkilenir. Test etmek zor olsa da bu değişikliklerin adezivin bağlanma gücünü etkileyebilecek gerilmeler oluşturup oluşturmadığını belirlemek önemlidir. Klinik koşulları simüle etmek amacıyla in vitro yaşlandırma prosedürleri uygulanır (216).

Literatürde in vitro yaşlandırma için suda depolama, termal döngü, mekanik yükleme, enzimler ve çeşitli kimyasal maddelerle bozunma gibi farklı metodolojiler kullanılmaktadır (145). Bunlar arasında en yaygın kullanılan yapay yaşlandırma tekniği termal döngüdür (216). Yapılan çalışmalarda örnekler sıcaklığı 5-55 ˚C olan termal döngüye tabi tutulmuştur (217–220). Gale ve ark. (198) yaptıkları bir literatür taramasında, termal-döngüde 10.000 siklusun yaklaşık 1 yıllık *in vivo* sürece karşılık geldiği sonucuna varmıştır.

Çalışmamızda makaslama bağ dayanım testinden önce oral kavitedeki koşulları simüle etmek amacıyla 5-55 ˚C banyo sıcaklıklarında, 30 sn daldırma ve 5 sn transfer süresi ayarlanan bir termal döngü işlemi uygulandı. Bu termal yaşlandırma *in vivo* süreçte yaklaşık 6 aylık bir süreye denk gelen 5000 siklus olacak şekilde ayarlandı (198).

Bağ dayanım testlerinin daha doğru sonuçlar vermesi için insan dişleri tercih edilmektedir (197). Çalışmamızda örneklerin standart hazırlanması ve yeterli genişlikte bağlanma yüzeylerinin elde edilmesi amacıyla Sağlık Bilimleri Üniversitesi Gülhane Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Ana Bilim Dalı'nda çeşitli nedenlerle çekilmiş, çürüksüz ve restorasyonsuz insan büyük azı dişleri tercih edildi.

İn vitro çalışmalarda çekilmiş dişlerin saklanması için farklı solüsyonlar kullanılmaktadır. Distile su, salin, %0,05 doymuş timol çözeltisi, %0,5 kloramin-T, %2 gluteraldehit ve %10 formalin çözeltileri bağ dayanım testlerinde kullanılacak dişler için saklama ortamı olarak değerlendirilmiştir (221,222). Lee ve ark. (223) yaptığı bir çalışmada sodyum hipoklorit (NaOCl) ile saklamanın, daha düşük bağ dayanımına sebep olduğu ve otoklav ile sterilizasyonun da bağ kuvvetini olumsuz etkilediği sonucuna varılmıştır. DeWald (224) yaptığı bir literatür taraması sonucunda %10 formalin içinde saklamanın değişken bağ dayanımına neden olduğunu bildirmiştir. Schneider ve ark. (225) laboratuvar işlemleri öncesinde örneklerin dentin yapılarında herhangi bir bozulma meydana gelmemesi için distile su içinde bekletilmesini önermişlerdir. Ayrıca, düşük sıcaklıkta muhafaza edilen solüsyonların, örnekleri daha iyi koruduğu ve bunun sonucunda bağlanma dayanımının arttığı bildirilmiştir (226,227).

Birçok araştırma, dişlerin çekimden deneysel işleme kadar bekletilme süresinin dentin ve mine bağ dayanım değerleri üzerinde önemli bir etkiye sahip olmadığını ortaya koymuş olmakla birlikte, en fazla 6 aylık saklama süresinin çalışmalar arasında benzer sonuçlar vereceği düşünülmektedir (222,228,229).

Çalışmamızda çekilmiş dişler, üzerlerindeki artık dokular temizlendikten sonra +4°C'de distile su içerisinde bekletildi ve distile su periyodik olarak yenilendi. Dişler çekimden sonra en fazla altı ay içerisinde kullanıldı. Dişlerle hazırlanan bağlantı örnekleri, yaşlandırma öncesinde 24 saat 37°C distile suda bekletildi.

Çeşitli araştırmalar, makaslama bağ dayanım değerleri ile dentin derinliği arasında bir ilişki olduğunu ortaya koymuştur (225,229). Dentin geçirgenliği, boşluk derinliği ile neredeyse logaritmik olarak artar (230). Çalışmaların çoğunda, artan dentin derinliği ve geçirgenliği ile daha düşük makaslama bağ dayanım değerleri bildirilmiştir (231,232). Buna bağlı olarak çalışmamızda, dentin örneklerinde bağ dayanım değerlerinin olumsuz etkilenmemesi için, mine dokusunun tamamen uzaklaştırıldığından emin olduktan sonra, bağlanma yüzeyinde daha derin bir preparasyon yapılmadı ve olabilecek en yüzeyel dentin dokusu kullanıldı.

Dentin derinliğinin yanı sıra bölgesel değişkenlerin de bağlanma dayanımını etkilediği bildirilmiştir. Bölgesel değişkenlerin (oklüzal/bukkal dentin) dentin bağlanması üzerindeki etkisine ilişkin çok az sayıda makro test çalışması rapor edilmiştir (197). Oklüzal dentinde, bukkal dentine göre daha yüksek makaslama bağ dayanımı gözlemlenirken (233), çekme bağ dayanımının bukkal dentin için %20-30 daha yüksek olduğu belirlenmiştir (234). Bu nedenle, bağlanma dayanımı incelenirken yüzey konumu belirtilmelidir (233). Çalışmamızda bağlanma yüzeyi farklılığının bağlanma dayanım değerlerini etkilememesi amacıyla dentin örnekleri için yalnızca lingual yüzeyler, mine örnekleri için yalnızca bukkal yüzeyler kullanılmıştır.

Kavite preparasyonu sırasında düşük veya yüksek devirli döner aletler ya da el aletlerinin kullanımı sonucunda, mine ve dentin yüzeylerinde smear tabakası oluşmaktadır. Bu tabaka; hidroksiapatit kristalleri gibi inorganik kalıntılar ile tükürük, kan ve mikroorganizmalar gibi organik bileşenlerden oluşan amorf, ince bir yapıdır (235,236).

Bağ dayanım testlerinde, dentin kesitlerinin yüzey düzgünlüğü ile smear tabakasının standardizasyonu, sonuçların güvenilirliği açısından kritik öneme sahiptir

(237,238). Dentin yüzey hazırlığında en yaygın kullanılan yöntemler silisyum karbür (SiC) zımpara kağıtları ve frezlerdir. SiC zımpara, smear tabakasını standardize etmek ve yüzeyi pürüzlendirmek amacıyla yalnızca laboratuvar araştırmalarında kullanılmakta olup; bu yöntem, daha gevşek yapıda bir smear tabakası oluşturmakta ve frezle hazırlanan yüzeylere kıyasla dentin tübüllerinin daha açık kalmasına neden olmaktadır (239,240).

Yüzeyin hazırlanma yöntemine bağlı olarak dentin topografyasının değişmesi, bağlanma dayanımı üzerinde doğrudan etkili olabilmektedir (241). Döner aletlerle manuel olarak düz yüzeyler elde etmek, SiC zımpara kâğıda kıyasla zor olmakla birlikte, bazı çalışmalarda frez kullanımına ek olarak bilgisayarlı sayısal kontrollü ekipmanlarla bu sorun aşılmaya çalışılmıştır (240). Ancak, serbest el ile kullanılan frezler, klinik koşulları daha iyi yansıttığı için daha uygun bir yaklaşım olarak değerlendirilmektedir (74). Çoğu *in vitro* çalışmada referans olarak SiC kâğıdı (180-600 grit) ile hazırlanan dentin kullanılmıştır, bu da döner aletlerin kullanımına kıyasla daha az düzensizliğe sahip daha düzgün standartlaştırılmış bir smear tabakasının oluşmasına neden olmuştur (98).

Olivera ve ark. (239), çalışmalarında SiC (silikon karbür) zımpara kâğıdı ile hazırlanan yüzeylerde oluşan smear tabakasının yapısal olarak daha gevşek ve düzensiz olduğunu, elmas frezler ile hazırlanan yüzeylerde oluşan smear tabakasının daha kalın, sıkı ve kompakt yapılı olduğunu tespit etmişlerdir. Zımpara kâğıdı ile oluşturulan smear tabakası, daha az yoğun ve daha geçirgen olduğu için, SE adezivlerin içeriğindeki asidik monomerlerin bu tabakaya ve alttaki dentin yüzeyine daha kolay nüfuz edeceğini bildirmişlerdir. Benzer şekilde Saikaew ve ark. (242) SiC ile hazırlanan yüzeydeki bağ dayanımının frezle hazırlanandan daha yüksek olduğunu doğrulamıştır.

Ramos ve ark. (243) yaptıkları güncel bir çalışmada yine bu farklılıklar nedeniyle frez ile yüzeyi düzenleyerek smear oluşturmayı tercih etmişlerdir. Çalışmamızda da mümkün olduğunca klinik koşulları taklit ederek gerçeğe yakın sonuçlar almak amacıyla, elmas fissür frez, mine ve dentin yüzeylerinde serbest el ile kullanıldı.

Bağ dayanım testlerinde adezyonun gerçekleşeceği yüzey alanı için kesin bir standart değer tanımlanmamış olsa da bu alanın net bir şekilde sınırlandırılması önemli

bir gereklilik olarak vurgulanmaktadır. Bağ dayanım değerleri karşılaştırılırken bağlanılan yüzeyin çapının dikkate alınması tavsiye edilir (197). Daha önceki çalışmalarda makaslama bağ dayanım testlerinde bağlanma alanını sınırlandırmak amacıyla 2,3 mm, 2,38 mm ve 2,9 mm gibi farklı çaplarda silindir kalıpların kullanıldığı bildirilmektedir (217,220,244,245). Bu doğrultuda, bizim çalışmamızda da bağlanma alanını standardize etmek amacıyla 2,38 mm çapa sahip bir silindir kalıp tercih edildi.

Kompozit rezinlerde polimerizasyon sürecine bağlı olarak meydana gelen büzülmeyi en aza indirmek amacıyla, ışık kaynağının uygulama yüzeyine mümkün olduğunca yakın konumlandırılması ve her bir kompozit tabakasının 2 mm'yi aşmayacak şekilde uygulanması önerilmektedir (246).

Çalışmamızda, mine ve dentin üzerine yerleştirilen silikon kalıba ilk olarak 2 mm kalınlığında kompozit rezin uygulanmış ve ardından LED ışık cihazı ile 20 sn polimerize edilmiştir. Daha sonra üzerine 1 mm kalınlığında ek bir tabaka eklenerek aynı şekilde 20 sn ışıkla polimerizasyon işlemi tekrarlandı. Böylece toplamda 3 mm yüksekliğe sahip örnekler elde edildi. Deneyde, yeterli ışık yoğunluğu ve etkin polimerizasyon sağlamak amacıyla 1200 mW/cm² gücünde bir LED ışık kaynağı(Q-Light, Woodpecker, Almanya) kullanıldı.

Çalışmamızda makaslama bağ dayanım testi için yüksek oranda dolduruculu bir akışkan kompozit olan *G-œnial Universal Flo* tercih edildi. Bu malzemenin tercih edilmesinde, geleneksel akıcı kompozitlere kıyasla geliştirilmiş mekanik ve fiziksel özelliklere sahip olması etkili oldu (247). Akıcı kompozitler genel olarak küçük kavitelerde, büyük kompozit restorasyonların onarımında ve geleneksel kompozitler için stres kırıcı ara katman olarak yaygın şekilde kullanılmaktadır. Ayrıca düşük viskozite ve elastikiyet modülü nedeniyle çürüksüz servikal lezyonların restorasyonunda da tercih edilmektedir (248).

Diş hekimlerinin, strese maruz kalan alanlarda yapılacak restorasyonlarda, akıcı kompozitler yerine sıklıkla geleneksel rezin kompozitleri tercih etmelerinin temel nedeni, akıcı kompozitlerin mekanik dayanım açısından yetersiz bulunmaları ve uzun dönem klinik başarılarının belirsizliğidir (249). Bu dezavantajları ortadan kaldırmak amacıyla geliştirilen yüksek dolduruculu akıcı kompozitler, daha yüksek elastikiyet modülü ve daha iyi fiziksel özelliklere sahiptir. *G-œnial Universal Flo*, %71

doldurucu oranı ile bu malzeme grubunun öne çıkan örneklerinden biridir. Yüksek doldurucu içeriği sayesinde polimerizasyon büzülmesini azaltmakta ve klinik başarıyı artırabilmektedir (247).

Sumino ve ark. (247) yaptığı bir çalışmada, akıcı kompozitler ve aynı firmaların ürettiği üniversal rezinler karşılaştırılmıştır. *G-œnial Universal Flo'*nun aşınma direncinin diğer kompozitlere göre anlamlı şekilde daha yüksek olduğu, ayrıca eğilme mukavemeti ve elastik modül değerlerinin de önemli ölçüde üstün olduğu raporlanmıştır. Başka bir çalışmada, Basheer ve ark. (250) *G-œnial Universal Flo'*nun, test edilen diğer akıcı kompozit materyallere kıyasla anlamlı derecede daha yüksek eğilme mukavemeti gösterdiğini; öte yandan, tüm test gruplarının kontrol grubuna göre istatistiksel olarak daha düşük elastik modül ve yüzey sertliği değerleri sergilediğini belirtmişlerdir. Mikrosızıntı değerlendirmelerinde ise en düşük skorların *G-œnial Universal Flo*'da gözlenmesi, bu materyalin kavite duvarlarına yüksek düzeyde adaptasyon sağladığını ortaya koymaktadır.

Öz ve ark. (251) gerçekleştirdiği bir klinik çalışmada, *G-œnial Universal Flo* ile yapılan restorasyonların, farklı adeziv sistemlerle birlikte kullanıldığında başarılı klinik sonuçlar verdiği raporlanmıştır. İncelenen vakalarda çiğneme kuvvetlerine bağlı herhangi bir çatlak ya da materyal ufalanması gözlenmemiştir. Tüm restorasyon kayıplarının, yalnızca adezyon kaybına bağlı olarak meydana geldiği bildirilmiştir. Bu doğrultuda çalışmamızda, makaslama bağ dayanım testi örnekleri için yüksek dolduruculu bu kompozitin kullanılmasının uygun olacağı düşünüldü.

Adezivlerin ve restoratif materyallerin uygulamaları sırasındaki hataların bağlanmayı büyük ölçüde azalttığı birçok çalışmada belirtilmiştir (252,253).

Çalışmamızda da kullanılan asit, üniversal adeziv sistemler ve restoratif materyaller üretici firmaların talimatları takip edilerek hassasiyetle uygulandı.

Adeziv sistemler genel olarak iki ana gruba ayrılmaktadır: etch-and-rinse ve self-etch sistemler. ER adezivler, ek bir fosforik asit kullanılarak smear tabakasını tamamen uzaklaştırırken, SE adezivler durulama gerektirmeyen asidik monomerler aracılığıyla smear tabakasını modifiye eder; aynı anda dentini demineralize ederek primerle kaplama işlemini gerçekleştirir ve bu yapıları doğrudan hibrit tabakaya entegre eder (77).

Ayrıca, ER sistemlerde yer alan asitle pürüzlendirme adımı, dentin yüzeyinde yeni bir kırılgan tabaka oluşturabilir. Bu tabaka, adeziv materyalin yeterince nüfuz edememesi riskini artırarak, zamanla proteolitik enzimlerin neden olduğu yapısal bozulmalara karşı daha hassas hale gelebilir (254). Buna karşın, SE adeziv sistemler, uygulama sırasında hem teknik hem de klinik açıdan bazı avantajlar sunmaktadır. Bu sistemler, kolajen liflerinin çökmesi ya da adezivin nüfuz edemediği demineralize bölgelerin oluşması gibi olumsuz durumları ortadan kaldırarak, daha stabil bir hibrit tabaka oluşmasına ve buna bağlı olarak postoperatif hassasiyetin azalmasına katkıda bulunur (77).

Günümüzde geliştirilen üniversal adeziv sistemler, klinisyenlere yalnızca tek bir materyal kullanarak hem SE hem de ER teknikleri arasında seçim yapma olanağı sunmakta ve bu sayede adeziv protokolü daha pratik ve esnek hale getirmektedir (5). Bu sistemlerin, ideal olarak hangi teknik ile kullanılacağı hâlâ tartışmalıdır ve yapılan in vitro çalışmalarda bu sistemlerin bağlanma değerlerinin uygulama yöntemlerine ve sistemin içeriğine göre değişmekte olduğu gösterilmiştir (172,184,185). Çalışmamızda adeziv olarak; üniversal bir adeziv olan Prime&Bond Universal ve daha önceki çalışmalarda bağ dayanım değeri yüksek bulunan iki aşamalı üniversal adeziv G2 Bond Universal kullanıldı (245,255).

Adeziv uygulamasının yüzey hazırlığının ardından hemen yapılması gerekmektedir (192). Aksi takdirde, geçen süre içerisinde dentin yüzeyinin çevresel faktörlerle kontamine olma riski artmakta ve bu durum bağlanma dayanımı ölçümlerinin güvenilirliğini azaltabilmektedir (256). Bu çalışmada, klinik uygulamalara uygun olarak adeziv materyaller yüzey hazırlığı tamamlandıktan hemen sonra uygulandı.

Adeziv uygulamasından önce diş sert dokularının yüzeyinde pürüzlendirme amacıyla asit kullanımı, yaygın olarak benimsenmiş standart bir yöntemdir; ancak bu işlem, başarılı sonuçlar elde edilebilmesi için yüksek düzeyde teknik hassasiyet gerektirir. Klinik uygulamalarda en sık tercih edilen ajan, mine ve dentin üzerinde güçlü etkisi olduğu bilinen %30–37,5 konsantrasyonundaki fosforik asittir (11,76,257). Bununla birlikte, asit uygulaması sırasında karşılaşılan zorluklar ve potansiyel riskler nedeniyle daha kontrollü ve güvenilir alternatif pürüzlendirme yöntemlerine yönelik araştırmalar devam etmektedir. Son yıllarda dikkat çeken ve

kullanımı artış gösteren lazer ve air abrazyon sistemleri de bu alternatif yöntemler arasında yer almaktadır (11,257,258).

Air abrazyon; çürük dokunun seçici olarak uzaklaştırılması, kavite preparasyonu, yüzeyin temizlenmesi ve adeziv uygulama öncesi yüzey hazırlığı gibi pek çok klinik amaçla kullanılmaktadır (93,98,259). Bu teknikte, yüksek basınçlı hava ile hızlandırılan abraziv partiküller yüzeye yönlendirilir (98,257,259,260) ve yüzeye çarptıklarında açığa çıkan kinetik enerji sayesinde mikroskobik düzeyde yüzey parçacıkları uzaklaştırılır (98,257,260–262). Air abrazyonunun başarısı; kullanılan partiküllerin boyutu, uygulama basıncı, uç ile yüzey arasındaki mesafe, uygulama açısı, süresi ve uç tasarımı gibi birçok faktöre bağlıdır (98,257,263). Bu parametrelerin her biri, spesifik klinik durumlara göre ayarlanabilir (98,263).

Diş hekimliğinde, air abrazyon tekniklerinde; alüminyum oksit, biyoaktif cam, sodyum bikarbonat ve glisin gibi çeşitli aşındırıcı partiküller yaygın olarak kullanılmaktadır (98,259,264). Bu partiküller arasında, yüksek biyouyumluluğu ve çözünmez yapısı sayesinde alüminyum oksit, modern klinik uygulamalarda öne çıkan ve en sık tercih edilen materyallerden biridir (98,265,266). Almeida ve ark. (258) dentin bağlanma gücü üzerinde air abrazyon etkisinin değerlendirilmesi ile ilgili yaptığı literatür taramasında; maruz kalma süreleri 3 ila 60 s arasında, basınç 2 ila 8 bar arasında ve mesafe 0,5 ila 80 mm arasında değişiyordu. Geliş açısı 45 °, 60 ° veya 90 ° olarak ayarlanmıştı. Bu değişken parametrelerden ortalama olarak en çok kullanılanlar; 50 μm'lik partikül boyutu, 90 ° uygulama açısı, 10 sn uygulama süresi, 4 bar basınç değeri ve 6 mm≤ mesafe olarak belirtilmiştir (258). Ayrıca Sutil ve ark. (93) nın yaptığı çalışmada dentin yüzeyi, jet ile dentin arasında 90° açı ile alüminyum oksit partikülleri (50 μm) ile 10 saniye süreyle, 5 mm mesafe ve 60 psi basınç altında pürüzlendirilmiştir. Yüzey daha sonra 15 saniye boyunca hava/su spreyi ile yıkanmıştır (93). Kui ve ark. (267) 60 psi'nin 4 bar basınca karşılık geldiğini bildirmiştir.

Çalışmamızda Aquacare Twin air abrazyon cihazı kullanılarak alüminyum oksit partikülleri (53 μm), 90°'lik bir açı ile 10 saniye boyunca 5 mm mesafede ve 4 bar basınçta olacak şekilde mine ve dentin yüzeylerine uygulandı. Diş yüzeyi daha sonra 15 saniye boyunca hava/su spreyi ile yıkanıp kurutuldu.

Adeziv prosedürlerden önce dentin yüzeyinin sodyum bikarbonat air abrazyon ile temizlenmesi çok yaygın bir tekniktir. Bu teknik, kavite içerisinde bağlanma

dayanımını olumsuz etkileyebilecek plak ve debrisin ortamdan uzaklaştırılmasını amaçlar (14,268). Sutil ve ark. (93) nın yaptığı çalışmada dentin yüzeyine, sodyum bikarbonat jet (15-300 μm) 15 saniye, 5 mm mesafede, 60 psi'lik bir basınçta ve jet ile dentin arasında 90°'lik bir açıyla uygulanmıştır. Yüzey 30 saniye boyunca hava/su spreyi ile yıkanmıştır.

Çalışmamızda Aquacare Twin air abrazyon cihazı kullanılarak sodyum bikarbonat partikülleri (53 μm) ile 15 saniye boyunca, 5 mm mesafede, 4 bar basınçta ve jet ile diş yüzeyi arasında 90°'lik bir açıyla uygulandı. Yüzey 30 saniye boyunca hava/su spreyi ile yıkandıktan sonra kurutuldu (93).

Asitle pürüzlendirme tekniği mine yüzeyine uygulandığında, yüzeyin tamamen adeziv ile dolmaması durumunda, mine asit saldırısına maruz kalabilir (18,19). Ayrıca, bu yöntem minenin çürümeye yatkınlığını artırabilir, mine demineralizasyonunu hızlandırabilir (17,20,21). Öte yandan lazer ile pürüzlendirme, diş yüzeyindeki kalsiyum/fosfor oranını değiştirerek, mine dokusunun çürük saldırılarına karşı direncini artırır (269). Ek olarak, asidin uygulama sırasında ağız içine dağılabilmesi, dağıldığı takdirde oral dokularda irritasyona sebep olması ve rahatsız edici bir tat oluşturması gibi bazı dezavantajları bulunmaktadır (21,22). Bunların sonucu olarak, lazerle pürüzlendirme, asitle pürüzlendirmeye umut verici bir alternatif olarak düşünülmüştür (104).

Lazer enerjisinin diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmasından bu yana, mine ve dentin tabakasının pürüzlendirilmesinde çeşitli lazer tipleri uygulanmaktadır (104,111). Sert doku uygulamalarında en yaygın kullanılan lazer, 2940 nm dalga boyuna sahip olan Er:YAG (Erbium:Yttrium Aluminium Garnet) lazerdir (115,270). Bu lazerin diş yüzeyinde pürüzlendirme sağlaması, hidroksiapatit yapısı içerisindeki suyun buharlaşmasıyla oluşan mikropatlama etkisine dayanmaktadır (17). Çalışmamızda lazer ile pürüzlendirme işlemi için Er:YAG lazer tercih edildi.

Dalga boyu, güç, çalışma modu (darbeli, sürekli dalga) ve maruz kalma süresinin tümü lazer uygulamalarının sonuçlarını etkiler (104). Yapılan çalışmalarda Erbium lazerlerin 0.5W ile 5W arasında değişen güçlerde kullanıldığı görülmektedir (271–274). Ancak daha yüksek enerji seviyeleri, dentin dokusunda termal hasar, mikro çatlaklar, yapısal zayıflama ve bağlanma testlerinde hatalı sonuçlar gibi olumsuzluklara yol açabilmektedir (273). Özellikle 3.5W üzerindeki uygulamaların

dentin üzerinde erime ve malformasyon oluşturduğu bildirilmiştir (272). Ayrıca yüksek güçte lazer uygulamaları, karbonizasyon, pulpada ısı artışı, enflamasyon ve ağrı semptomları ile ilişkilendirilmiştir (275,276).

Büyükhatipoğlu ve ark. (277), çalışmalarında Er:YAG lazeri (120 mJ, 10 Hz, 1,20 W) MSP ve QSP modlarında kullanmış ve self-etch adeziv uygulanan grupta, MSP modunun QSP moduna kıyasla anlamlı derecede daha yüksek bağlanma dayanımı sağladığı sonucuna ulaşmışlardır.

Çalışmamızda Er:YAG lazer cihazı (LightWalker, Fotona, Slovenya) 1,2 W (10 Hz, 120 mj) enerji seviyeleri ile MSP modunda, hava parametresi 4, su parametresi 4 olacak şekilde uygulanmıştır. Bu parametreler daha önce yapılan bazı çalışmalarda kullanılmıştır (21,278) ve kullandığımız cihazın da önerilen yüzey hazırlık parametresi sert dokularda "Surface Modification" modunda bu değerleri göstermektedir. Gerçek klinik koşulları mümkün olduğunca yakından taklit edebilmek amacıyla, lazer ışını sabit bir destek kullanılmaksızın manuel olarak yönlendirildi (21,279). Mine ve dentin yüzeyine 15 sn boyunca dik bir süpürme hareketi ile uygulandı (203). Uygulamada, uç çapı 0,9 mm olan non-kontak tipte bir el aleti (H02-N) kullanıldı ve üretici firmanın önerdiği (yaklaşık 1 cm) mesafeden işlem gerçekleştirildi (280).

5.2. BULGULARIN DEĞERLENDİRİLMESİ

Bu çalışmada, kompozit–mine ve kompozit–dentin arayüzlerinde makaslama bağ dayanım değerleri değerlendirildi. Bağlantı sağlanacak yüzeyler frez ile düzenlendi, ardından farklı pürüzlendirme yöntemleri (ER, alüminyum oksit air abrazyon, sodyum bikarbonat air abrazyon ve Er:YAG lazer pürüzlendirme) uygulanarak gruplar oluşturuldu. Ek olarak, herhangi bir yüzey işlemi yapılmadan doğrudan adeziv uygulaması yapılan SE grubu da çalışmaya dahil edildi. Diş dokusu ile kompozit materyal arasındaki bağlantı, Prime Bond Universal ve G2 Bond Universal adeziv sistemleri kullanılarak sağlandı.

Makaslama bağ dayanım testlerinin ardından, kopma yüzeyleri stereomikroskop ile incelendi ve elde edilen veriler, bağlantının kalitesi hakkında fikir vermesi açısından değerlendirildi. Ayrıca, toplanan örneklerde uygulanan pürüzlendirme işlemleri ve bağlanma yüzeyleri taramalı elektron mikroskobu (SEM)

ile analiz edildi. Bu analizler sonucunda elde edilen görüntüler, yapısal değişiklikler ve yüzey morfolojisi açısından yorumlandı.

5.2.1. Makaslama Bağ Dayanım Bulgularının Değerlendirilmesi

Literatürde, mine ve dentin yüzeylerine uygulanan farklı yüzey hazırlık yöntemlerini karşılaştıran çok sayıda çalışma yer almaktadır. Ancak bu çalışmalar, kullanılan pürüzlendirme tekniklerine bağlı olarak bağlanma dayanımı açısından birbirinden farklı ve zaman zaman çelişkili bulgular sunmaktadır. Bu durum, ilgili yöntemlerin bağlanma performansına olan etkilerinin açık ve tutarlı bir şekilde ortaya konmasını güçleştirmektedir. Dolayısıyla, söz konusu yöntemlerin etkinliğinin daha net biçimde belirlenmesi, klinik başarı açısından büyük önem taşımaktadır. Bu bağlamda gerçekleştirilecek yeni araştırmalar, klinik uygulamalarda en uygun yüzey hazırlık protokollerinin belirlenmesine katkı sağlayacaktır.

Bu tez çalışmasının amacı, farklı yüzey hazırlık yöntemleri (ER, alüminyum oksit ile air abrazyon, sodyum bikarbonat ile air abrazyon, Er:YAG lazer ve self-etch) uygulanmış mine ve dentin yüzeylerine, iki farklı üniversal adeziv sistem kullanılarak oluşturulan örneklerin makaslama bağ dayanımını test etmek, elde edilen bulgularla literatüre katkı sağlamaktır.

Air abrazyon uygulaması, son on yılda adeziv diş hekimliğinde giderek daha popüler hale gelmiştir. Bu yöntem, adeziv sistem uygulanmadan önce diş yüzeyini gözle görülür şekilde temizleyerek diş yapısına olan adezyonu artırmayı amaçlar (243).

Farklı toz türleri belirli işlemlere yöneliktir ve malzemelerin sertlik seviyeleri diş yapısına etki edebilir (264). Alüminyum oksit, dentin ve mineye kıyasla daha yüksek Mohs sertliğine sahip olması nedeniyle, air abrazyon işlemi sırasında aşırı yüzey aşındırmasına yol açabileceği endişelerini beraberinde getirmiştir. Bu yüksek aşındırıcılık düzeyi, restorasyon ile diş dokusu arasında bağlantıyı azaltacak bir boşluk oluşmasına neden olabilir (259). Buna karşılık, daha düşük Mohs sertliğine sahip olan sodyum bikarbonat gibi partiküller, daha az aşındırıcı özellikleri sayesinde dentin yüzeyinde oluşabilecek hasar riskini azaltmaktadır (281,282).

Yüzey topografyası, bakteri ve substratlar arasındaki etkileşim üzerinde önemli bir etkiye sahiptir (283). Air abrazyon işlemi, diş yüzeyinde bağlanmayı artırıcı etkiler

sağlayabilse de bu yöntemin yüzeyde düzensizlik oluşturması bakteriyel adezyonu kolaylaştırabilir. Özellikle tükürükte doğal olarak bulunan planktonik bakteriler, air abrazyon sırasında etkilenen yüzeylerde kolaylıkla koloni oluşturabilir. Bu durum, standart yöntemlerle uzaklaştırılması daha zor olan bir biyofilm gelişimine ve plak oluşumuna zemin hazırlayabilir (284–287). Öte yandan, bazı çalışmalarda bakteriyel tutunmada serbest yüzey enerjisinin, yüzey pürüzlülüğünden daha etkili olduğu belirtilmiştir (288). Air abrazyon sırasında korunması gereken sağlıklı dokuların yeterince izole edilmemesi, bu olumsuzlukların şiddetini artırabilir. Bu nedenle, uygulama esnasında rubber dam gibi ek koruyucu bariyerlerin kullanılması önerilmektedir (264).

Air abrazyon uygulanmış dentine bağlanma etkinliği ile ilgili in vitro çalışmalar tartışmalı sonuçlar göstermektedir. Çalışma tasarımındaki birçok parametre nihai sonucu belirler, bu da farklı çalışmaların sonuçlarını karşılaştırmayı zorlaştırır (258).

Çalışmamızda, toz akış hızı, sıvı akış hızı, rezervuardaki toz miktarı, hava basıncı ve toz türü gibi sonucu etkileyebilecek parametrelerin ayarlanabildiği air abrazyon cihazı Aquacare Twin (Velopex) kullanıldı. Cihaz, biri alüminyum oksit tozları (partikül boyutu 29 ve 53 μm) ve diğeri polisaj ve temizleme amacıyla kullanılan tozlar (sodyum bikarbonat, sodyum bikarbonat yumuşak, biyoaktif cam ve alüminyum trihidroksit) için olmak üzere iki kutuya sahiptir. Bu çalışmada test edilen iki toz (aliminyum oksit 53 μm ve sodyum bikarbonat 53 μm) üretici tarafından kartuşlar halinde teslim edildi.

Alüminyum oksit air abrazyon, ortodontik tedavilerde mine yüzeyinde mikroskobik düzeyde pürüzlülük oluşturarak yüzey alanını artırır. Bu uygulama, braketlerin mineye daha güçlü mekanik olarak kenetlenmesini sağlayarak adezyonu artırmayı amaçlamaktadır (289) Patcas ve ark. (290), minede alüminyum oksitle yapılan air abrazyonun(50 μm, 2.5 bar , 5 mm ve 5 saniye) yüzey pürüzlülüğünü arttırdığını ve minenin fosforik asitle pürüzlendirilmesinden daha pürüzlü bir yüzey oluşturabileceğini bildirdi. Genel olarak, artmış yüzey pürüzlülük değerlerinin ve daha yüksek yüzey enerjisinin bağ performansı için avantajlı olduğu düşünülmektedir (291).

Ouchi ve ark. (292) yaptığı çalışmada aliminyum oksit uygulaması sonrası(50 μm,2.5 bar,10 mm, 5 saniye) pürüzlülük ve yüzey enerjisi değerlerinin arttığını, fakat makaslama bağ dayanım değeri üzerindeki etkinin dokuya bağlı olduğunu bildirmişlerdir. Alüminyum oksit uygulanmış mine ve dentin, aliminyum oksit yapılmayan örneklerle karşılaştırıldığında, yüzey pürüzlülüğünün neredeyse 4 kat daha fazla olduğu görülmüştür. Buna rağmen çalışmanın sonucunda minede makaslama bağ dayanım değerlerinin değişmediğini ve dentinde azaldığını belirtmişlerdir. Çalışmamızda yüzey pürüzlülük değerlerine bakılmamıştır. SBS değerlerine bakıldığında iki adeziv grubunda dentinde SE yöntemle aliminyum oksit kıyaslandığında bağ dayanımını etkilememiştir. Bu çalışmada aliminyum oksitin bağ dayanımını artıramaması smear tabakasının yapısından ve yüzeyde kalan aliminyum oksit partiküllerinden kaynaklanıyor olabilir.

Çalışmamızda mine yüzeyinde aliminyum oksit uygulamasının sonuçlarına bakıldığında G2BU grubunda, SE grubuna göre anlamlı olarak daha yüksek SBS değerleri görüldü. Bunun aksine PBU'de mine yüzeyinde aliminyum oksit uygulaması, SE grubuna göre bağ dayanımını azaltsa da bu fark anlamlı bulunmadı. Bu sonuçlara göre adeziv seçiminin, yüzeyin fiziksel özelliklerinin ve smear tabakasındaki farklılıkların adezyonu etkileyebileceği görülmektedir.

Air abrazyon uygulamalarında dentin yüzeyi, daha düşük yüzey sertliği ve elastik modülü nedeniyle mine yüzeyinden daha fazla hasar görebilir (292). Alüminyum oksit partikülleri dokudan daha sert olduğundan, mine ve dentine zarar verebilir. Mine yüzeyinde mikroçatlaklar oluşturabilir (292).

Dentin üzerindeki smear tabakası, hidroksiapatit mineralleriyle birlikte düzensiz organik artıklar içerirken; mine smear tabakası daha gözenekli bir yapıya sahiptir (293). Ouchi ve ark. (292) transmisyon elektron mikroskobu (TEM) ile gerçekleştirdikleri çalışmada, alüminyum oksit uygulaması sonrasında dentin smear tabakasının sıkıştığını tespit etmişlerdir. Bu kompakt tabakanın, içerdiği kollajen fragmanları nedeniyle adeziv sistemlerdeki fonksiyonel monomerlerin penetrasyonunu engelleyebileceği bildirilmiştir. Bu durum, kollajen ağının moleküller arası aralıklarının, fonksiyonel monomerlerin boyutlarından daha küçük olmasıyla ilişkilendirilmiştir (294).

Self etch olarak uygulanan üniversal adezivler söz konusu olduğunda, rezin monomerlerinin smear tabakasına nüfuz etmesi ve diş yüzeyinin demineralizasyonu, hidroksiapatit ile kimyasal bağlanma için esastır. Tamura ve ark. (295), air abrazyonun dentin ve üniversal adezivler arasındaki bağı nasıl etkilediğini araştırmıştır. Bunun sonucunda, dentin yüzeyinde kalan rezidüel sodyum bikarbonat partiküllerinin, kollajen fibrillerinde kimyasal ve/veya mekanik değişikliklere neden olabileceği ve bu durumun adezivin dentine penetrasyonunu engelleyebileceği bildirilmiştir. Benzer şekilde Nishimura ve ark. (268) da sodyum bikarbonatın kollajen fibrilleri etkileyebileceğini ve yıkamayla çözünen partikülün yüzeyde oluşturabileceği yüksek pH'nın (pH 8.3) bağlantıyı olumsuz etkileyebileceğini belirtmişlerdir. Yüzeyde sodyum bikarbonatın bağlantıyı olumsuz etkileyebileceğini bildiren bu çalışmalarda yıkama süresi 10 sn gibi nispeten kısa bir süre uygulanmıştır.

Çalışmamızda sodyum bikarbonat grubunda yıkama süresi 30 sn olarak ayarlandı. Elde edilen bulgular, mine ve dentin yüzeylerinde SE grubuyla karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığını göstermektedir. Sodyum bikarbonatın bağlanma performansı üzerinde olumsuz bir etkisinin gözlemlenmemesi, uygulanan yıkama süresinin diğer çalışmalara göre daha uzun olmasından kaynaklanabileceğini düşündürmektedir.

Sodyum bikarbonata benzer şekilde, yüzeyde kalan alüminyum oksit partiküllerinin de olumsuz etkiler oluşturabileceği düşünülmektedir (292). Çalışmamızın SEM analizlerine ek olarak yapılan EDS analizinde dentin yüzeyinde aliminyum oksit varlığı görülürken mine yüzeyinde görülmemiştir. Bu mine ve dentinin yapısal farklılığından kaynaklanabilir.

Takamizawa ve ark. (296) gerçekleştirdiği çalışmada, farklı smear tabakalarına sahip mine ve dentin yüzeylerinde bağlanma dayanımını karşılaştırılmıştır. Elde edilen bulgular, SEA sistemlerin dentin yüzeyine bağlanma açısından; smear tabakasının özelliklerine, mineye kıyasla daha duyarlı olduğunu göstermiştir.

Literatürdeki bu bulgular doğrultusunda, sıkıştırılmış dentin smear tabakasının yanı sıra yüzeyde kalan alüminyum oksit partiküllerinin, rezin monomerlerinin dentin içerisine penetrasyonunu ve üniversal adeziv sistemlerin fonksiyonel monomerleri ile dentin yüzeyi arasındaki kimyasal etkileşimi engelleyebileceği öngörülmektedir. Çalışmamızda, yüzey pürüzlülüğünü artırarak bağ dayanımını yükseltmesi beklenen

alüminyum oksitin, dentin bağlanma kuvveti üzerinde anlamlı bir etkisinin gözlemlenmemesi, bu mekanizma ile açıklanabilir.

Ramos ve ark. (243) yaptığı çalışmada air abrazyonun(4 bar, 10 mm, 90°) dentine mikro çekme dayanım kuvveti(μTBS), farklı air abrazyon tozları kullanılarak test edilmiştir. ER ve SE modunda kullanılan G2 Bond Universal'in bağlanma etkinliği, altı farklı toz (alüminyum oksit 29 μm ve 53 μm , alüminyum trihidroksit , sodyum bikarbonat , sodyum bikarbonat soft ve biyoaktif cam; Velopex) ile hazırlanan yüzeylerde test edilmiştir. Ek olarak yaşlandırmanın bağ gücü üzerindeki etkisi de değerlendirilmiştir. Sonuç olarak G2BU, yaşlandırma sonrası örneklerde ER modunda kullanıldığında, hemen hemen tüm gruplarda SE modundan önemli ölçüde daha yüksek bağ mukavemeti göstermiştir. G2BU'in SE yöntemle uygulandığı 53 μm alüminyum oksit, sodyum bikarbonat ve kontrol(frez+SE) grubunda anlamlı farklılık bulunmamıştır. Sonuçlara paralel şekilde bizim çalışmamızda G2BU ve PBU kullanılan örneklerde dentin yüzeyinde aliminyum oksit, sodyum bikarbonat ve SE grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmadı.

Ramos ve ark. (243) tarafından yürütülen çalışmanın diğer verilerine bakıldığında, dentin yüzeyinde frez + ER grubunun; alüminyum oksit + SE, bikarbonat + SE ve frez + SE gruplarına kıyasla daha yüksek çekme bağ dayanımı gösterdiği, ancak bu farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı bildirilmiştir.

Benzer şekilde, çalışmamızda anlamlı farklılığa bakılmaksızın PBU mine, PBU dentin ve G2BU mine gruplarında ER yöntemle daha yüksek bağ dayanım değerleri elde edilmiştir. Bunun aksine G2BU dentin grubunda yöntemler arasında anlamlı farklılık olmamasına rağmen en yüksek SBS değerleri SE yöntemde gözlemlenmiştir.

Sutil ve ark. (93) tarafından yapılan çalışmada, dentin yüzeylerine alüminyum oksit (50 μm) partikülleri (90°, 10 sn, 5 mm, 60 psi) ve sodyum bikarbonat (15–300 μm) partikülleri (90°, 15 sn, 5 mm, 60 psi) ile air abrazyon uygulanmış; ardından üniversal bir adeziv hem SE hem de ER modlarında uygulanarak mikro çekme bağ dayanımı test edilmiştir. Çalışma sonucunda, dentine sodyum bikarbonat ile yapılan air abrazyon uygulamasının, kullanılan adeziv modundan bağımsız olarak bağlanma dayanımını artırdığı rapor edilmiştir. Öte yandan, alüminyum oksit ile yapılan uygulamanın yalnızca ER modunda bağlanmayı etkilediği bildirilmiştir.

Çalışmamızda, dentin yüzeyine sodyum bikarbonat uygulanarak yapılan işlemlerde, her iki adeziv sistem kullanıldığında elde edilen bağ dayanımı değerleri ile SE ve ER grupları ile karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmedi. İki çalışma arasındaki fark kullanılan sodyum bikarbonat partikül boyutlarından kaynaklanıyor olabilir.

Mine yüzeylerinde ise, sodyum bikarbonat grubu ile SE grubu arasında anlamlı bir fark görülmedi. Ancak ER grubunda elde edilen bağ dayanımı değerleri, sodyum bikarbonat grubuna kıyasla istatistiksel olarak anlamlı daha yüksek bulunmuştur.

Ouchi ve ark. (292) alüminyum oksit(50 μm) ile yüzey hazırlığının üniversal adezivlerin bağ dayanınımı ve adherent yüzey özellikleri üzerindeki etkisini değerlendirmek amacıyla yaptıkları in vitro çalışmada hemen testten sonra, sığır dentinine SE modunda uygulanan birkaç üniversal adezivin makaslama bağ dayanımı üzerinde olumsuz etkisi olduğunu bildirmiştir. Çalışmamızda aliminyum oksit uygulamasının her iki adeziv için, dentinde bağ dayanımı üzerinde etkisi olmamıştır. Bu Ouchi ve ark. (292) aliminyum oksit uygulamasının dentinde bağlantıyı azaltması sonucuyla çelişmektedir. Bu çalışmada, insan dentinine kıyasla farklı özelliklere (dentin tübüllerinin yoğunluğu, intertübüler dentinin nispi miktarı, intertübüler matriksin doğası) sahip sığır dentini kullanılmıştır (84,297). Bu farklılıklar bağ dayanım değerlerini etkileyebilir.

Aliminyum oksit air abrazyonun dentin bağlanma gücü üzerindeki etkisini değerlendiren sistematik bir inceleme ve meta-analizde, Lima ve ark. (98) air abrazyonun insan dentinine adeziv bağlanma üzerinde olumsuz bir etkisi olmadığı sonucuna varmıştır. Ayrıca bağ dayanımını artırmak için, 30 μm'den daha büyük parçacıklar ve 5 bar'dan daha büyük bir hava basıncı kullanılmasını önermişlerdir. Daha yakın zamanda yayınlanan *in vitro* çalışmalarda, aliminyum oksit air abrazyon (50 μm) dentin bağlanma kuvveti üzerinde olumsuz etki göstermiştir (259,292,298). Huang ve ark. (259) ER ve SE modunda kullanılan üniversal bir adezivin dentin üzerindeki bağlanma kuvvetini 10.000 termal döngü sonrası ölçmüşlerdir. (3 bar). Tepedino ve ark. (298) 3-5 veya 7 bar basınçta 30.000 termal siklustan sonra 3 aşamalı bir ER adezivin dentine bağlanma kuvvetini değerlendirmişlerdir. Sadece birkaç çalışma, aliminyum oksit (50 μm) air abrazyonun dentin bağlanma kuvveti üzerinde

olumlu bir etkisi olduğunu kaydetmiştir. Bu çalışmalarda daha düşük basınç (2-2,5 bar) kullanılmış ve ER adeziv test edilmiştir (266,299,300).

Borsatto ve ark. (10), kompozit rezinin mineye makaslama bağ dayanımı üzerine yaptıkları çalışmada, air abrazyonun geleneksel asit ile pürüzlendirme yöntemine alternatif olamayacağını belirtmiştir. Yeşilyurt ve ark. (301) asit ile pürüzlendirme yerine air abrazyon uygulamasının kompozit rezinlerin mine ve dentine bağlanmasını azalttığını ortaya koymuşlardır. Roader ve ark. (302) mine ve dentine kompozit rezinin bağlanmasında air abrazyonun asitli ve asitsiz uygulamalarını geleneksel asitle pürüzlendirme işlemine göre karşılaştırmışlar, air abrazyon uygulamasının bağlanma dayanımını azalttığı sonucuna varmışlardır.

Araştırmacılar bu düşük bağlanmayı air abrazyon ile oluşturulmuş dentin yüzeylerine rezin penetrasyonu gerçekleşmemesine ya da air abrazyon uygulaması sonrası yüzeyde kalabilen Al2O3 tozlarının hibrit tabaka oluşumuna engel olmasına bağlamışlardır. Ayrıca yapılan çalışmalarda air abrazyon uygulanmış dentin yüzeyinde tubüllerin tam olarak açığa çıkmadığı ve bağlanmayı olumsuz yönde etkileyecek smear tabakasının oluştuğu bildirilmiştir (303). Çalışmamızda yapılan SEM analizinin sonuçlarında aliminyum oksit uygulanan yüzeyde smear tabakası varlığı ve tübüllerin açıkta olmaması bu bilgiyi desteklemektedir. Ayrıca EDS analizi ile dentin yüzeyinde aliminyum kalıntıları olduğu da tespit edilmiştir.

Çalışmamızda SE yöntemle karşılaştırıldığında yalnızca G2BU mine grubunda aliminyum oksit bağlantıyı artırdı. Dentin örneklerinde veya PBU mine örneklerinde SBS değerleri SE'e göre anlamlı farklılık göstermedi. Bu durumda , adezivin asitlik derecesi veya aliminyum oksitin mine ve dentinde farklı etkinlik göstermesi etkili olmuş olabilir. Ayrıca anlamlı farklılık gözetilmeden mine gruplarında ve PBU dentin grubunda ER yöntemi en yüksek bağ dayanımını göstermiştir. Buna bağlı olarak asit kullanımının aliminyum oksit air abrazyona göre avantajlı olacağı düşünülebilir.

Genel olarak incelenen çalışmalar farklı sonuçlara sahiptir. Bu farklılıklar kullanılan adeziv sistem, yüzey ve parametrelerin çeşitliliğinden kaynaklanıyor olabilir.

SE adezivler, asitliklerine ve dentini demineralize etme yeteneklerine göre dört gruba ayrılır: ultra hafif (pH >2.5), hafif (pH neredeyse 2), orta güçlü (pH 1-2) ve güçlü (pH <1) (304). Bu pH değerleri, smear tabakasının çözünmesini ve dentin yüzeyinin

pürüzlendirilmesini etkileyebilir (296). Dentin tübüllerinde oluşan rezin taglar, yalnızca güçlü SE adezivler kullanıldığında güvenilirdir. Hafif ve ultra hafif adezivler güvenilir rezin taglar oluşturamaz. Smear tıkaçlarını sadece bir dereceye kadar demineralize ederler ve rezinin sınırlı penetrasyonuna izin verirler (305).

Bağlanma gücünün ve bağ stabilitesinin adezivin asitliğine bağlı olduğu gösterilmiştir (306). Birçok üretici, farklı pH değerlerine sahip üniversal adezivler üretmektedir (5). Bu da etkinlikleri ve klinik uygulamaları hakkında daha fazla araştırma yapılmasını gerektirmektedir (305). Çalışmamızda farklı pH değerlerine sahip iki üniversal adeziv test edilmiştir: orta güçlü G2 Bond Universal (pH:1,5) ve ultra hafif Prime Bond Universal(pH: 2,5) (307,308).

Adeziv sistemin asitliği arttıkça (pH düşer), demineralizasyon derinliği ve ardından rezin penetrasyonu artar (305). Saikaew ve ark. (242), SE adezivlerin asidik monomerlerinin smear tabakası tarafından tamponlandığını ve asitliklerinin azaltıldığını belirtmiştir.

Farklı in vitro çalışmalar, smear tabakasının SE adezivlerin mine ve dentine bağlanma etkinliği üzerindeki etkilerini incelemiştir. Ancak, smear tabakası tipinin SE adezivlerin performansına etkisi konusunda ortak bir görüş bulunmamaktadır (309). İki aşamalı SE sistemler ile güçlü veya orta güçlü tek adımlı SE adezivler, smear tabakası tipinden anlamlı şekilde etkilenmemektedir (237,296). Buna karşılık, hafif ve ultra hafif SE adezivlerde performans, adezivin formülasyonu ve pH düzeyiyle ilişkili olarak smear tabakası tipinden etkilenebilir. Önceki araştırmalar, kalın smear tabakasının bağ dayanımını olumsuz yönde etkileyebileceğini göstermektedir (237,310).

Çalışmamızda ER yöntem hariç tüm yöntemlerde G2 Bond Universal, Prime Bond Universale göre daha yüksek bağ dayanım değerleri göstermiştir. Bu durum G2 Bond Universal adezivin güçlü asitliği ile açıklanabilir. Ultra hafif bir adeziv olan Prime Bond Universal self etch uygulandığında, yüzeydeki smear tabakasına etki edip yeterli demineralizasyonu sağlayamamış olabilir. Asit uygulanan örneklerde bu adezivin bağ dayanımı artmıştır. Aynı zamanda dentinde tübüllerin açık olduğu asit ve Er:YAG grubunda Prime Bond'un daha iyi bağlanma değerleri göstermesi de bununla açıklanabilir.

G2 Bond Universal'in dentinde asitle uygulandığında daha düşük bağ dayanımı göstermesinin sebebi demineralizasyon derinliğinin fazla artması olabilir. Asit uygulamasıyla açılan tübüllere asitliği yüksek primer uygulanınca, rezinin ulaşamayacağı demineralize alanlar oluşturulabilir. Adezivle yeterince doldurulamayan alanlar kırılganlığı artırabilir ve bu da bağ dayanımını azaltabilir (311).

Jäggi ve ark. (217) tarafından yapılan bir çalışmanın sonuçlarına göre, test edilen adezivlerin, özellikle daha yüksek pH'a sahip olanların, fosforik asit ile kullanıldığında daha iyi performans göstermesi mümkündür. Çalışmamızda bu sonuçla uyumlu şekilde PBU (pH:2,5) ER yöntemle hem mine hem de dentinde G2BU'e (pH:1,5) göre daha yüksek bağlanma değerleri göstermiştir.

Munoz ve ark. (188) dentin dokusunda iki farklı üniversal adezivi ER ve SE olarak kullanıp adezivlerin bağlanma dayanımlarını karşılaştırmışlar, her iki adezivin de ER olarak kullanıldıklarında bağlanma dayanımlarının arttığını belirtmişlerdir. Bunun sebebi olarak asit uygulaması ile smear tabakasının uzaklaştırılarak daha iyi bir bağlantı elde edilebilmesini göstermişlerdir.

Benzer şekilde Çal ve ark. (255) yaptığı bir çalışmada dentin dokusunda 7 farklı üniversal adezivin ER ve SE uygulamasını karşılaştırmışlardır. Bu çalışmanın sonucunda üniversal adezivlerin, ER modunda uygulandığında daha yüksek makaslama bağ dayanım değerleri gösterdiğini tespit etmişlerdir. Çalışmamızda PBU için bulgular bu çalışmaya uyumlu şekilde mine ve dentinde ER uygulama SE uygulamaya göre anlamlı farklılığa bakılmaksızın daha yüksek bağ dayanımı gösterdi. Bunun tersine G2BU'in dentinde SE uygulaması ER uygulamasına göre daha yüksek bağ dayanımı oluşturdu. Fakat bu fark anlamlı bulunmadı. İki çalışma arasındaki farklılık yaşlandırma prosedürlerindeki farklılıktan(1000-5000 döngü) veya uygulanan yüzeyden (okluzal-lingual) kaynaklanıyor olabilir.

Mineyi pürüzlendirmek için kullanılan klasik yöntem, asitle pürüzlendirmedir (111). Lazerle pürüzlendirme teknikleri gibi yeni teknolojiler, asitle pürüzlendirmeye alternatifler olarak geliştirilmiştir (104).

Literatürde lazer uygulamasının bağlanma kuvveti açısından etkinliği tartışmalıdır. Bazı araştırmacılar lazerin dentini prepare etme veya pürüzlendirme yeteneğini desteklerken (312), bazıları yöntemin etkili olmadığını rapor etmiştir

(212,313). Bu farklılığın nedeni, kullanılan farklı adeziv sistemler, çalışma tasarımlarının eksikliği ve lazer parametre ayarlarındaki büyük farklılıklar olabilir (314). Bugüne kadar yapılan Er:YAG lazer çalışmalarında, çok farklı parametrelerin ve yöntemlerin kullanılmış olması, literatürde bildirilen sonuçların birbiriyle kıyaslanmasını son derece güçleştirmektedir.

Ağlarcı ve ark. (21) %37 ortofosforik asit, Er:YAG lazer pürüzlendirme (MSP modu 120 mJ, 10 Hz, 1.2 W) ve femtosaniye lazer pürüzlendirmeyi (0.4 W, 800 nm, 90 fs/darbe, 1 kHz) ; mine demineralizasyonu ve braket bağ dayanım gücü açısından karşılaştırmışlardır. Ek olarak örnekler termal döngüye tabi tutulmuştur(5000 döngü, 5–55 °C) ve üniversal bir cihaz kullanılarak makaslama bağ dayanımı test edilmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre Er: YAG lazer (7.2 ± 3.3 MPa) ve asit ile pürüzlendirme grupları (7.3 ± 2.7 MPa) arasında makaslama bağ dayanımı açısından anlamlı bir fark bulunmuyordu.

Habdan ve ark. (202), yaptığı bir metaanalizde minede asitle pürüzlendirme ve Er:YAG lazerle pürüzlendirme arasında makaslama bağ dayanımı açısından anlamlı bir fark bulunmadığını bildirmiştir. Benzer şekilde çalışmalar, lazer ile pürüzlendirmeyi geleneksel %37 fosforik asit ile karşılaştırarak, iki yöntemin benzer etkinlik sağlayabileceğini ortaya koymuştur (315–319) . Çalışmamızda minede G2BU için bu bilgi kabul edilebilir olsa da; PBU asitle pürüzlendirmede, Er:YAG grubuna göre önemli ölçüde yüksek bağ dayanım değerleri ortaya koymuştur.

Lazer ile pürüzlendirmede daha yüksek bağ dayanımını ortaya koyan çalışmalar da vardır (203,312). Çokakoğlu ve ark. (203) Er:YAG lazerin bağ dayanımını 1 W(100 mJ, 10 Hz) uygulama ile artırabileceğini bildirmişlerdir. Visuri ve ark.(312) Er:YAG lazer (6 Hz'de 350 mj/darbe) ile pürüzlendirmenin asitle pürüzlendirilmiş ve frezle oluşturulan kontrol gruplarına kıyasla daha yüksek bağ dayanımına sahip olduğunu tespit etmişlerdir.

Bunun aksine bazı araştırmalar da, mine yüzeyinin lazerle pürüzlendirilmesinin asitle pürüzlendirmeye kıyasla daha az etkili olduğunu ortaya koymuştur (208,320,321). Labunet ve ark. (104) yaptığı derlemede bu çalışmaların negatif sonuçlarının, kullanılan protokol, lazerlerin daha düşük gücü veya sistemlerin yanlış kullanımı nedeniyle olabileceğini düşünmektedirler.

Yine bu derlemede Er: YAG lazer pürüzlendirmenin, ER veya SE adeziv sistemlerde mikro bağlantılar oluşturmak için daha az agresif, yüksek etkili bir yöntem olarak işlev görebileceği ve termal hasarı en aza indirebileceğini bildirilmektedir (104). Bununla birlikte, bu lazerlerin neden olduğu termomekanik ablasyonun, mine yüzeyinde mikro çatlaklar oluşturabileceği de belirtilmiştir (111). Çalışmamızda SEM görüntüsünde minede Er:YAG ile pürüzlendirilen örnekte mikroçatlak alanı görüntülenmesi bu bilgiyle uyumludur.

Kim ve ark. (322) Er:YAG lazerle pürüzlendirilen minenin, fosforik asitle pürüzlendirilmiş mineye göre asit saldırısına karşı daha dirençli olduğunu belirtmişlerdir. Aksine Çokakoğlu ve ark. Er:YAG lazerin mine demineralizasyonunun önlenmesinde olumlu bir etkisi olmadığını bildirmiştir.

Çalışmamızda Fotona lazerin, sert doku "Surface modification" modunda kullanılan sabit parametreleri (1.2 W, 120 mJ, 10 Hz) ile mine ve dentin yüzeyinde önerilen mesafeden (yaklaşık 1 cm) pürüzlendirme yapılmıştır.

Ribeiro ve ark. (323), Er:YAG (60 mJ, 10 Hz)ve Nd:YAG lazerlerin kompozit rezinin dentine olan makaslama bağ dayanımı üzerindeki etkilerini araştırmak amacıyla yaptıkları çalışmada, %37 fosforik asit ile yapılan geleneksel pürüzlendirmenin, Er:YAG lazer ile yapılan pürüzlendirmeye kıyasla önemli ölçüde daha yüksek bağ dayanım değerleri verdiği sonucuna ulaşmışlardır. Çalışmamızda bu bilgiyle uyumlu olarak dentinde her iki adeziv için asit ile pürüzlendirme grubunda makaslama bağ dayanımı, Er:YAG örneklerine göre yüksekti. Fakat bu fark istatistiksel olarak anlamlı değildi.

Er:YAG lazer ile pürüzlendirilen dentin yüzeyinde bağ dayanımının daha düşük olduğunu belirten başka çalışmalar da vardır (106,107,324,325). Ancak bazı araştırmacılar, lazerle hazırlanan dentin yüzeyinin pullu yapısının, adezyon için avantaj sağlayan geniş bir yüzey alanı oluşturduğunu savunmaktadır (123,312,326). Bunun aksine bazı çalışmalar da lazer ile oluşan smear tabakası olmayan pullu, düzensiz yüzey ve tübüllerin açık olduğu dentinin, kompozite bağlantısını olumsuz etkilediğini savunmaktadır (202,209). Bu çalışmalarda farklı dalga boyuna sahip Er,Cr:YSGG, farklı parametrelerde uygulanmıştır.

Çalışmamızda Aoki ve ark. (106) tarafından tanımlanan peritübüler dentinin manşet benzeri morfolojisiyle birlikte, lazer ablasyonlu dentine özgü bu pullu yüzey

yapısı SEM görüntülerinde açık şekilde gözlenmiştir.(Şekil 4.5-b) Bu farklı yüzey yapısı SE uygulamaya kıyasla dentinde bağ dayanımını G2BU için azaltırken, PBU için artırmıştır. Ancak bu farklar anlamlı bulunmamıştır.

Lazerle işlem görmüş dentin yüzeylerinin karakteristik ve alışılmadık görünümü, lazer ablasyonunun doğasıyla açıklanabilir. Lazer ablasyonu, dentinin inorganik bileşenlerinde mikro patlamalara neden olarak bir tür termomekanik ablasyon süreci gerçekleştirir (327). Er:YAG lazer, dentin tübüllerini çevreleyen daha yoğun mineralize alanları daha seçici şekilde aşındırma eğilimindedir (106). Bu durum, intertübüler dentinin peritübüler dentine kıyasla daha yüksek su içeriğine sahip olmasıyla ilişkilendirilebilir (313).

Ceballo ve ark. (107), dentinin ablasyonunun kollajen fibrillerini birbirine kaynaştırarak interfibriler boşluk eksikliğine yol açtığını ve dentine rezin infiltrasyonunu kısıtladığını öne sürmüştür. Dunn ve ark. (313) yaptığı çalışmada lazer ablasyonlu dentine bağlanan rezinin kesitsel gözlemi, rezinin penetrasyon eksikliğini ve hatta ablasyonlu dentin yüzeyinden rezin tabakasının kopmasını ortaya çıkardı, bu da rezin difüzyonunun kısıtlanması teorisini destekledi. Lazerle ablasyonlu dentinde rezin penetrasyonunun olmaması, asit grubuna göre daha düşük bağ kuvvetlerinin en olası açıklamasıdır.

Çalışmamızda Er:YAG grubunda dentin dokusunda bağ dayanımı iki adeziv grubunda da, asitle pürüzlendirmeye göre az olsa da bu fark anlamlı değildir. Minede G2BU aynı sonuca sahiptir. Bunun aksine PBU asit uygulaması makaslama bağ dayanımı açısından anlamlı olarak daha yüksek değerler göstermiştir. Bu PBU'nun düşük asidik özelliklerinin mine yüzeyinde bağlantı için yeterli olmaması ve Er:YAG gibi değişen bir yüzeyde daha zor bağlantı sağlamasından kaynaklanabilir. Ultra hafif SE adezivler, mine ile sınırlı etkileşim gösterir bu nedenle bağlantının artırılması için asit uygulaması önerilmektedir (173,251).

Çalışmamızın bir diğer sonucu da Er:YAG lazer pürüzlendirme SE yöntem ile kıyaslandığında yalnızca G2BU mine grubunda bağlantıyı artırmaktadır. Her iki adezivin dentin grubunda ve PBU mine grubunda anlamlı farklılık görülmedi.

Er:YAG lazer kullanımının diş hekimliğinde güvenilir bir teknik olarak kabul edilmesinden önce, bu uygulamanın etkilerini ve dişlerde meydana gelen yapısal değişiklikleri inceleyen daha fazla çalışmaya ihtiyaç vardır.

Tüm bu yüzey pürüzlendirme yöntemleri (Er:YAG lazer, air abrazyon, asitle pürüzlendirme) karşılaştırıldığında, her birinin kendine özgü avantajlarının yanı sıra belirli dezavantajlara da sahip olduğu görülmektedir. Mine yüzeyini pürüzlendirmede en yaygın ve geleneksel yöntem olan asitle pürüzlendirme, dental uygulamalarda uzun süredir başarıyla kullanılmaktadır. Ancak bu yöntemin, mine yüzeyinde dekalsifikasyona neden olarak çürük oluşumuna karşı duyarlılığı artırabileceği değerlendirilmektedir (111). Ayrıca, ortofosforik asit ile işlem gören dentin yüzeyinde, kollajen liflerinin yapısal bütünlüğünün bozulduğu ve bu liflerin hidrolitik ve enzimatik yıkıma karşı daha hassas hale geldiği gösterilmiştir (88,167) . Her ne kadar asitle pürüzlendirme sonrası mine yüzeyinin remineralizasyonuna dair sınırlı sayıda çalışma bulunsa da, bazı araştırmalar tükürüğün remineralize edici rolü sayesinde, işlemden sadece birkaç gün sonra asitle pürüzlendirilmiş minenin doğal, işlenmemiş mine ile ayırt edilemez hale gelebildiğini ortaya koymuştur (328).

Air abrazyon işlem sırasında yüzeyi temizlemeyi ve pürüzlülüğü artırarak bağlantıyı güçlendirmeyi amaçlar. Fakat uygulama esnasında kontrollü olmaması, sağlam yüzeylere yanlış bir şekilde uygulandığında biyofilm ve plak oluşumuna neden olabilecek alanlar oluşturması gibi olumsuz özellikleri vardır (282). Patcas ve ark. yaptığı bir çalışmada asitle pürüzlendirmeye kıyasla önemli ölçüde daha fazla minenin aliminyum oksit air abrazyon(2,5 bar , 5 mm ve 5 saniye) ile çıkarıldığını gösterdi. Bu gözlem, air abrazyon uygulamasının klinik gerekliliği ile ilgili endişeleri artırmaktadır. Bununla birlikte, prizmasız veya hipermineralize mine gibi aside dirençli alanlara adezyonda etkili olabilir. Air abrazyon parametreleri (tane boyutu, basınç, mesafe veya açı) uygun şekilde ayarlanırsa mine kaybı önemli ölçüde azaltılabilir, ancak bu yüzey pürüzlülüğü sonucunu olumsuz etkileyebilir (329).

Literatürde, rezinin asitle pürüzlendirilmiş dentine mikromekanik mekanizmalarla bağlandığı ve bu bağlanmanın interdifüzyon zonu ile desteklendiği iyi bilinmektedir (144,330). Ancak lazerle işlenmiş dentin yüzeylerinde bu tür bir hibridizasyon bölgesinin oluşmadığı bildirilmiştir. Bu durumda adeziv sistemin bağlanma etkinliği, rezin taglarının dentin tübüllerine penetrasyonu ile sınırlı kalmakta ve bu bağlanma, geleneksel hibrit tabakada elde edilen kuvvetin yalnızca bir kısmını temsil etmektedir (331). Bununla birlikte, mine yüzeyini pürüzlendirmek için

lazerlerin kullanılması, dokunun ablasyonuna neden olduğu için asit uygulamasına göre daha da agresif olabilir (104).

Bununla birlikte, istenmeyen termal yan etkiler ve mikro çatlakların gelişmesi (çürük atakları için bir başlangıç noktası teşkil edebilecek) gibi bazı dezavantajlar bildirilmiştir .(104)

Dunn ve ark. (313) Er: YAG lazer uygulamasının diş sert dokusu üzerindeki zararlı etkilerinin normal rezin penetrasyon derinliğinin ötesine geçtiğini gözlemlemişlerdir. Bu uygulamanın diş sert dokuları üzerinde olumsuz bir etkiye sahip olduğunu ve geleneksel asit ile pürüzlendirmeye uygun bir alternatif olamayacağını belirtmişlerdir.

Bu bilgilere bakıldığında, yüzey pürüzlendirme prosedürlerdeki parametrelerin standardize edilmesine ve etkilerinin ayrıntılı değerlendirilmesine ihtiyaç olduğu görülmektedir. Konuyla ilgili daha fazla çalışma yapılmasına ihtiyaç vardır.

5.2.2. Kopma Bulgularının Değerlendirilmesi

Bağlanma dayanımının değerlendirilmesinde sayısal bağlanma değerlerinin yanı sıra bağlanan arayüzdeki kopma tipi de önem taşımaktadır. Literatürde kopma tipleri; adeziv, koheziv (diş veya kompozitte) ve miks kopma olarak sınıflandırılmaktadır (332).

Bu çalışmada, tüm örnekler değerlendirildiğinde (n=160), yalnızca 3 örnekte koheziv kopma gözlenmiş olup, bu durum %1,8'lik bir orana karşılık gelmektedir. Genel dağılıma bakıldığında ise en yaygın görülen kopma tipi adeziv kopma olmuştur. Kullanılan adezivlere göre bu oran; G2 Bond Universal için %66,25, Prime Bond Universal için ise %92,5 olarak tespit edilmiştir.

Triolo ve Swift (333), bağlanmanın zayıf olduğu yüzeylerde daha çok adeziv kopmalar görüldüğünü ve bu durumun rezin penetrasyonunun sınırlı olduğuna işaret ettiğini bildirmiştir. Öte yandan, koheziv dentin kopması, genellikle güçlü bağlayıcı sistemlerle ilişkilendirilmekte ve bağlayıcı ile dentin arasındaki bağ kuvvetinin, dentinin içsel dayanımını aşması olarak değerlendirilmektedir. Benzer şekilde, Price ve ark. (334) dentin ya da restoratif materyalde gözlenen koheziv kırıkları, bağ kuvvetinin yüksek olmasına bağlamış ve bunun koheziv ve miks kopma oranlarını

arttırdığını ifade etmişlerdir. Bu veriler, kopma tipi ile bağlanma kuvveti arasında bir ilişki olabileceği görüşünü desteklemektedir.

Çalışmamızda elde edilen bulgular, yukarıdaki bilgilerle genel olarak uyumludur. İstatistiksel farklar göz ardı edilerek yapılan değerlendirmede, dentin yüzeyinde, mineye kıyasla daha düşük bağ dayanım değerleri elde edilmiş, buna paralel olarak adeziv kopma oranı da daha yüksek bulunmuştur. G2 Bond Universal uygulanan örneklerde, dentinde adeziv kopma oranı %90 iken, mine yüzeyinde bu oran %42,5 olarak tespit edilmiştir. Prime Bond Universal uygulamasında ise, dentin yüzeyinde %100, mine yüzeyinde ise %85 oranında adeziv kopma meydana gelmiştir.

Mine yüzeyine uygulanan adezivlere göre kopma tipleri değerlendirildiğinde, G2 Bond Universal kullanılan örneklerde en yüksek oranda miks kopma (%52), Prime Bond Universal kullanılan örneklerde ise en yaygın olarak adeziv kopma (%85) gözlenmiştir.

Mine yüzeyinde;

G2 Bond Universal uygulanan gruplarda, yüzey hazırlama yöntemlerine göre kopma tiplerinin dağılımı şu şekilde olmuştur:

- Etch and rinse ve sodyum bikarbonat gruplarında miks kopma baskın olarak gözlenmiştir.
- Alüminyum oksit ve Er:YAG lazer gruplarında adeziv kopma daha fazla tespit edilmiştir.
- Self-etch grubunda, adeziv ve miks kopma oranları eşit seviyede olup, bu grupta koheziv kopma gözlenmemiştir.

Prime Bond Universal uygulanan tüm gruplarda, en yaygın kopma tipi adeziv kopma olarak kaydedilmiştir.

İki adeziv arasındaki bu farklılık makaslama bağ dayanım değerlerinde de görülmektedir. G2 Bond Universalin mine yüzeyindeki bağ dayanım değerleri Prime Bond Universale göre ER hariç bütün gruplarda daha yüksektir.

Etch and rinse yöntemde, iki adeziv arasındaki bağ dayanım değerleri arasındaki fark, kopma yüzdelerine yansımamıştır. Kopma verilerinin yüzdesel dağılımı benzer tespit edilmiştir. Bu bulgu, her iki adezivin ER yöntemiyle uygulandığında mine yüzeyinde yüksek bağ dayanımı sağlamasıyla açıklanabilir. Bu gruplarda miks ve koheziv kopma oranlarının artmış olması, Price ve ark.'nın(334)

yüksek bağ kuvvetlerinin koheziv/miks kopma ile ilişkili olduğu yönündeki görüşünü desteklemektedir.

Dentin yüzeyinde G2 Bond Universal adezivin uygulandığı örneklerde tüm hazırlık yöntemlerinde en fazla adeziv tipte kırılma görülürken; Prime Bond Universal uygulanan örneklerde tüm yüzey hazırlık yöntemlerinde sadece adeziv kopma görülmüştür. Dentin yüzeyindeki bağ dayanım değerleri, gruplar arasında sayısal olarak farklılık göstermesine rağmen, kopma tipleri açısından belirgin bir fark saptanmamıştır. Bu durum, dentin dokusuna yapılan uygulamalarda, bağ dayanım değerlerinin genel olarak düşük olmasından kaynaklanabilir.

Sonuç olarak, bu çalışmada kopma modu ile makaslama bağ dayanımı arasında her grupta doğrudan bir korelasyon bulunmasa da genel olarak birbirini destekleyen sonuçlar elde edilmiştir.

Kui ve ark. (267) yaptıkları bir derlemenin sonucunda alüminyum oksit ile air abrazyon yapılan dentin yüzeyinde, genellikle adeziv kopma tespit edildiğini belirtmişlerdir. Bu bulgu çalışmamızla uyumludur.

Sutil ve ark. (93) tarafından yapılan çalışmada, dentin yüzeylerine alüminyum oksit (50 μm) partikülleri (90°, 10 sn, 5 mm, 60 psi) ve sodyum bikarbonat (15–300 μm) partikülleri (90°, 15 sn, 5 mm, 60 psi) ile air abrazyon uygulanmış; ardından üniversal bir adeziv hem self-etch (SE) hem de etch-and-rinse (ER) modlarında uygulanarak mikro çekme bağ dayanımı test edilmiştir. Çalışmamızla benzer parametreler kullanılan bu çalışmada da ağırlıklı olarak, tüm gruplarda adeziv kopma gözlendi.

Ouchi ve arkadaşlarının (292) aliminyum oksit air abrazyonun bağ dayanıklılığı üzerindeki etkisini incelediği çalışmada minede, genellikle adeziv kopma gözlendi. Bununla birlikte, dentin ile bağlanmış örnekler, mine ile karşılaştırıldığında farklı bir eğilim sergilemiştir. Dentinde alüminyum oksit uygulanmış örnekler, adeziv kopma sergilerken, alüminyum oksit uygulanmayan örneklerdeki adezivler, daha çok miks ve koheziv kopma sergileme eğilimindeydi. Çalışmamızda dentin yüzeyinde uygulanan tüm yöntemlerde adeziv tipte kopma baskın olarak görülmüştür. Minede kopma verileri yönteme ve uygulanan adezive göre değişebilmektedir.

Ramos ve ark. (243) tarafından yapılan air abrazyon çalışmasında sodyum bikarbonat ve aliminyum oksit gruplarında en çok miks kopma gözlemlenmiştir.

Çalışmamıza göre farklı bulgular olmasının sebebi bu çalışmada okluzal yüzeyin kullanılmış olması olabilir.

Çelik ve ark. (335) yaptığı çalışmada Er:YAG lazer(250 mJ,4 Hz) uygulanan gruplarda kopma modu kullanılan adezive göre değişmekte olup miks ve adeziv tipte kopma görülmektedir. Çalışmamıza göre farklılıkları olan bu sonuç lazerin uygulama modundaki parametrelerin değişkenliğinden kaynaklanıyor olabilir.

Altunsoy ve ark. (336) tarafından yapılan çalışmada asit grubunda ve Er:YAG (10 Hz, 120 mJ) grubunda ağırlıklı olarak adeziv kopma, Dilber ve ark.(96) tarafından yapılan çalışmada asit, Er:YAG (10Hz, 120 mJ) ve Er:YAG +asit gruplarında en çok adeziv kopma, Karadaş ve ark. (337) tarafından yapılan çalışmada SE ve Er:YAG (1.20 W, 10 Hz)gruplarında en fazla adeziv tipte kopma olduğu belirtilmiştir. Çalışmamızla benzer parametreler kullanan bu çalışmaların kopma bulguları da benzerdir.

Literatürde farklı bulgular yer almaktadır. Parametrelerdeki değişkenlik bağ dayanımı gibi kopma modlarını da etkilemektedir. Makaslama bağ dayanımı ile kopma modu her grupta doğrudan ilişkili görünmemektedir (338).

5.3. SEM BULGULARININ DEĞERLENDİRİLMESİ

Çalışmamızda SEM görüntüleri incelendiğinde, elmas frez ile oluşturulan smear tabakası üzerine uygulanan alüminyum oksit ve sodyum bikarbonat tozlarının etkisiyle smear tabakasının kısmen uzaklaştırıldığı ve dentin tübüllerinin kısmen açıldığı gözlemlenmiştir. Daha önceki çalışmalar da alüminyum oksit ve sodyum bikarbonat uygulanan insan dentini için benzer tanımlar yapmıştır. (8,67,243,260,264,268,339,340) Ancak Nikaido ve ark. (299) sodyum bikarbonat air abrazyon sonrasında sığır dentini üzerinde smear tabakasının tamamen uzaklaştırıldığını bildirmiştir. Bu durum, sığır dentininde tübül yoğunluğu, intertübüler dentinin göreceli miktarı ve intertübüler matriksin yapısının insan dentinine kıyasla farklı özellikler göstermesiyle (84,297) ya da sodyum bikarbonat tozunun uygulanış yöntemindeki değişikliklerle açıklanabilir.

Benzer şekilde Anja ve ark. (260) dentine air abrazyon uygulamasının etkilerini SEM ile incelemişler ve dentin yüzeylerinde kısmen açık dentin tubüllerine rastlanıldığını belirtmişlerdir. Ferrazzano ve ark. (341) ise air abrazyon uygulanmış dentin yüzeylerinin SEM görüntülerinde pürüzlü dentin yüzeyine rastladıklarını ancak

dentin tübullerinin ağızlarının debris ile tıkalı olduğunu ve yüzeyde alüminyum oksit partiküllerinin olduğunu bildirmişlerdir. Chinelatti ve ark. (303) mine ve dentin yüzeyine air abrazyon uygulamış ve SEM ile elde ettikleri görüntülerinde, tek başına air abrazyon uyguladıkları dentin yüzeyinde tıkalı dentin tubüllerinin olduğunu, air abrazyon sonrası asit uygulamasıyla dentin tubüllerinin ağızlarının açıldığını gözlemlemişlerdir.

Visuri ve ark. (312) yaptıkları çalışmada, yüzeylerin SEM analizinde, asitle pürüzlendirilen ve lazer uygulanan dentinde tübüllerin açıldığını belirtmişlerdir. Çalışmamızda da benzer şekilde ER ve Er:YAG gruplarında farklı şekilde de olsa tübül ağızlarının açık olduğu görülmüştür.

Monghini ve ark. (342) fosforik asit ve farklı enerji seviyelerinde (60, 80, 100 mJ) Er:YAG lazer kullanarak dentin yüzeylerini pürüzlendirmiş, SEM ile değerlendirmiştir. Fosforik asitle işlem gören yüzeylerde smear tabakası bulunmazken, lazerin 60 ve 80 mJ ile uygulandığı yüzeylerde smear tabakası korunmuş; 100 mJ'de ise smear tabakası uzaklaştırılmış ama mikroçatlaklar oluşmuştur. De Munck ve ark. (208) da benzer şekilde, lazerle işlem gören dentin yüzeylerinde smear tabakasının bulunmadığını, peritübüler dentinin belirginliğini ve mikroçatlakları raporlamışlardır. Çalışmamızda da bu bulgularla uyumlu olarak, lazer ve asit uygulanan yüzeylerde smear tabakasının uzaklaştırıldığı, lazerle oluşturulan yüzeylerde peritübüler dentinin korunduğu gözlemlenmiştir.

Ek olarak çalışmamızda partikül gönderilen yüzeylerde EDS analizi yapılmış olup, aliminyum oksit uygulanan dentin yüzeyinde aliminyum kalıntıları görülmüştür. Diğer in vitro çalışmalarda da aliminyum oksit air abrazyon uygulanmış dentin yüzeylerinde bu kalıntılar gözlenmiştir (243,264,292,303,343). Bu çalışmaların bazılarında, EDS analizi yapılmış ve air abrazyon uygulanan dentin yüzeyinde kalıntı alüminyum ve oksijeni ölçmüşlerdir (67,292).

Çalışmamızda bikarbonat uygulanan grup ile aliminyum oksit grubununun EDS sonucu karşılaştırıldığında sodyum oranının benzer değerlerde olduğu görülmüştür. Bu da yüzeyde sodyum bikarbonat kalmadığını düşündürmektedir. Fakat diğer yüzey hazırlık yöntemlerinin mine ve dentinde yaptığı değişikliklere EDS analizi ile bakılmadığından bu sonuçların çalışmaya katkısı tam olarak değerlendirilememektedir. Bu daha ileri bir çalışmanın tartışma konusudur.

Çalışmamızda, SEM analizinde doku ayrımını daha net gösterebilmek amacıyla BSE (backscattered electron) modunda elde edilen görüntüler de kullanılmış ve örneklerdeki hibrit tabaka kalınlıkları değerlendirilmiştir. G2BU kullanılan yüzeylerde, PBU kullanılanlara göre daha kalın bir hibrit tabaka gözlemlenmiştir. Bu sonuç üretici firmaların ürün için vaat ettikleriyle örtüşmektedir. Adezivler için üretici firma tarafından açıklanan film kalınlık bilgileri aşağıdaki gibidir.

G2 Bond Universal, asitleme modlarından bağımsız olarak posterior restorasyonlarda kuvvet emilimi için kalın ve güçlü adeziv tabakası oluşturur. Bu daha kalın katman, büzülme stresini azaltmaya yardımcı olmak ve şok emici bir katman rolü oynamak için tasarlanmıştır. Hidrofobik bileşimi sayesinde , zaman içinde de kararlı kalacaktır. (344) Bunun aksine Prime&Bond Universal daha ince bir adeziv tabakayı hedefliyor. Kalın adeziv tabakası, Sınıf II restorasyonların proksimal kavite köşelerinde birikme eğilimi gösterebilir. Bu adeziv kalınlığı radyografide yarı saydam alanlar olarak görünebilir ve bu da kolayca aralık, boşluk veya sekonder çürük olarak yanlış teşhis edilebilir ve gereksiz dolgu değişimlerine yol açabilir. Daha kalın adeziv tabaka kuron uyumunu da etkileyebilir. PBU, ince, homojen bir adeziv tabaka oluşturmak üzere kendiliğinden yayılır (307). Bu nedenle çalışmamızda gözlemlenen şekilde iki adeziv arasındaki hibrit tabaka kalınlığının farklı olması, beklenen bir sonuçtur.

Kharouf ve ark. (345) üniversal adezivlerle yaptıkları çalışmanın sonucunda; makaslama bağ dayanımı ile adeziv kalınlığı veya rezin tagların uzunluğu arasında bir ilişki olmadığını belirtmişlerdir. Aynı şekilde Yoshikawa ve ark. (346) rezin-dentin ara yüzünün bağlanma kuvvetinin, hibrit ve/veya adeziv tabakanın kalınlığından bağımsız olduğunu bildirilmişlerdir. Çalışmamızda da makaslama bağ dayanım değerleriyle hibrit tabaka arasında bir korelasyon görülmemiştir. Üniversal adezivlerin bağlanma dayanımının zaman içindeki stabilitesi, adeziv tabaka kalınlığına ve/veya rezin tagların uzunluğuna bakılmaksızın bileşimlerine bağlıdır (345). Dentin bağ kuvveti için en önemli şey, oluşturulan hibrit tabakanın kalınlığı değil, kalitesidir, bu nedenle daha kalın bir hibrit tabaka, daha fazla adeziv bağ kuvveti anlamına gelmez (45,84,190,347–349).

Ramos ve ark. (243), SEM görüntüleri ile bağ dayanım kuvveti arasında doğrudan bir korelasyon bulunmadığını bildirmiştir. Ayrıca, işlem görmüş diş

yüzeylerinde bağlanma gücünü etkileyebilecek fiziksel ve kimyasal değişimlerin analizinde, transmisyon elektron mikroskobu (TEM) ve X-ışını dispersif spektroskopisi (EDS) yöntemlerinin gerekli olduğunu vurgulamışlardır. SEM kesit teknikleri genellikle adeziv-dentin arayüzlerinin ultra-yapısal detaylarını gizlerken, TEM bu arayüzü minimum artefaktla inceleyerek daha güvenilir ve niteliksel veriler sunar. Ek olarak, yüzeyin EDS analizi, farklı tozlarla yapılan yüzey hazırlığından sonra dentin yüzeyinde kimyasal açıdan neler olduğunu değerlendirmek için yardımcı olacaktır (243). Çalışmamızda TEM analizi yapılmamıştır, yalnızca partikül gönderilen yüzeylerde EDS analizi yapılmıştır. Ve sonucunda dentin yüzeyine saplanmış aliminyum partikülü gözlenmiş, minede ise yüzeyde aliminyum gözlenmemiştir. Fakat yüzeydeki kimyasal değişimleri anlamak ve diğer gruplarla karşılaştırmak için tüm gruplarda bu analizin yapılması gerekir.

Gelecekteki in vitro çalışmalar, bu iki analizi bağ mukavemeti testleri ile birleştirmeyi amaçlamaktadır (243).

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

1. Çalışmamızın sonuçlarına göre mine ve dentin dokusunda farklı pürüzlendirme yöntemleri ve farklı adeziv uygulamasının makaslama bağ dayanımı ve kopma tipleri üzerinde etkili olmayacağı yönündeki sıfır hipotezi reddedildi.
2. Makaslama bağ dayanımı açısından G2 Bond Universal uygulanan örneklerde dentinde yüzey hazırlık yöntemleri arasında istatistiksel olarak fark bulunmadı.
3. G2 Bond Universal uygulanan örneklerde minede yüzey hazırlık yöntemleri SE yöntem ile karşılaştırıldığında ER, Er:YAG ve aliminyum oksit grupları istatistiksel olarak anlamlı daha yüksek makaslama bağ dayanım değerleri gösterirken; sodyum bikarbonat air abrazyon grubunda istatistiksel bir farklılık görülmedi.
4. G2 Bond Universal adezivin mine ve dentin dokularında makaslama bağ dayanımına bakıldığında, bu adezivin selektif asitleme modunda uygulanmasının bağ dayanımı açısından en iyi sonucu vereceği ön görülmektedir.
5. Prime&Bond Universal uygulanan örneklerde dentinde SE yöntemle karşılaştırıldığında sadece ER istatistiksel olarak anlamlı daha yüksek değerler gösterirken diğer yöntemler istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermedi.
6. Prime&Bond Universal uygulanan örneklerde minede asitle pürüzlendirme yöntemi diğer yöntemlere göre istatistiksel olarak anlamlı daha yüksek makaslama bağ dayanım değerleri gösterdi. Diğer yöntemler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı.
7. Prime&Bond Universal adezivin mine ve dentin dokularında makaslama bağ dayanım değerlerine bakıldığında her ikisinde de en yüksek değerlerin asit ile pürüzlendirilen gruplarda olduğu görülmektedir. Bunun sonucunda Prime&Bond Universal adezivin ER modunda kullanımı önerilebilir.

8. Prime&Bond Universal gruplarında mine ve dentinde en fazla adeziv kopma görüldü. G2 Bond Universal gruplarında dentinde en fazla adeziv kopma görülürken, minede en fazla miks tipte kopma görüldü.
9. SEM ile elde edilen görüntülere bakıldığında farklı pürüzlendirme yöntemleri uygulanmış yüzeylerin farklı yapısal özellikler gösterdiği görüldü. Er:YAG pürüzlendirme yapılan mine örneğinde mikro çatlak alanı tespit edildi. EDS analizi uygulanan aliminyum oksit air abrazyon grubunda dentinde aliminyum oksit kalıntısı olduğu gözlemlendi.
10. Asitle pürüzlendirme ile karşılaştırılan diğer yöntemler bazı gruplarda benzer bağ dayanımı sonuçları gösterse de literatürde elde edilen farklı sonuçlar, bu yöntemlerin henüz standardize edilmemiş olmaları ve çeşitli dezavantajlarının bulunması nedeniyle, klinikte asitle pürüzlendirme kadar etkili olmayabilirler.
11. Bu çalışmanın kısıtlamaları göz önüne alındığında, bağlanma düz diş yüzeyleri üzerinde gerçekleştirilmiştir. Bununla birlikte, klinik durumlarda, boşluğun genellikle karmaşık bir konfigürasyona sahip olması muhtemeldir. Bir boşlukta düz bir numuneye göre çok daha fazla toz partikülü kalabilir ve çıkarılması zor olacaktır. Önemli miktarda kalıntı parçacığın varlığı bağlanma dayanımını etkileyebilir.
12. SEM değerlendirmeleri her gruptan tek örneğe dayanıyordu. Yüzey morfolojisinin kapsamını belirlemek ve nicel veriler elde etmek için daha büyük örneklem boyutlarına sahip daha ileri çalışmalar gereklidir.
13. Klinik ortamda makaslama bağ dayanım değerlerini artırmak ve mine-dentin yüzeylerinde pürüzlendirme sağlamak için farklı parametrelerde, farklı adezivlerle daha fazla çalışma yapılmasına ihtiyaç vardır.

KAYNAKLAR

1. Miletić, V. (2018). *Dental Composite Materials for Direct Restorations.* Cham, Switzerland: Springer International Publishing.

2. Terry, D. A. & Geller, W. (2004). Selection defines design. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, *16*(4), 213–225.

3. Chaves, P., Giannini, M., Ambrosano, G. M. B. (2002). Influence of smear layer pretreatments on bond strength to dentin. *The Journal of Adhesive Dentistry*, *4*(3), 191–196.

4. Swift, E. J., Perdigão, J., Heymann, H. O. (1995). Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art, 1995. *Quintessence International (Berlin, Germany : 1985)*, *26*(2), 95–110. https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/7568728/

5. Rosa, W. L. de O. da, Piva, E., Silva, A. F. da. (2015). Bond strength of universal adhesives: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Dentistry*, *43*(7), 765–776.

6. Marchesi, G., Frassetto, A., Mazzoni, A., Apolonio, F., Diolosà, M., Cadenaro, M., Di Lenarda, R., Pashley, D. H., Tay, F., Breschi, L. (2014). Adhesive performance of a multi-mode adhesive system: 1-year in vitro study. *Journal of Dentistry*, *42*(5), 603–612.

7. Peumans, M., De Munck, J., Van Landuyt, K., Lambrechts, P., Van Meerbeek, B. (2005). Three-year clinical effectiveness of a two-step self-etch adhesive in cervical lesions. *European Journal of Oral Sciences*, *113*(6), 512–518.

8. Freeman, R., Varanasi, S., Meyers, I. A., Symons, A. L. (2012). Effect of air abrasion and thermocycling on resin adaptation and shear bond strength to dentin for an etch-and-rinse and self-etch resin adhesive. *Dental Materials Journal*, *31*(2), 180–188.

9. Dayangaç, B. (2000). *Kompozit Rezin Restorasyonlar*. Güneş Kitapevi.

10. Borsatto, M. C., Catirse, A. B., Palma Dibb, R. G., Nascimento, T. N., Rocha, R. A., Corona, S. A. (2002). Shear bond strength of enamel surface treated with air-abrasive system. *Brazilian dental journal*, *13*(3), 175–178.

11. Pahlavan, A., Mehmanchi, M., Ranjbar Omrani, L., Chiniforush, N. (2013). Effect of Air Abrasion and Erbium-Doped Yttrium Aluminum Garnet (Er: YAG) laser preparation on Shear Bond Strength of Composite to Dentin. *Journal of lasers in medical sciences*, *4*(3), 127–130.

12. Mulcahey, K., Caputo, A. A., Duperon, D. F. (1999). In vitro bracket bond strength to acid-etched or air-abraded enamel. *Pediatric dentistry*, *21*(4), 281–284.

13. Rosin, C., Arana-Chavez, V. E., Netto, N. G., Luz, M. A. A. de C. (2005). Effects of cleaning agents on bond strength to dentin. *Brazilian Oral Research*, *19*(2), 127–133.

14. Armas-Vega, A. C., Arana-Chavez, V. E., Botter, D. A., Netto, N. G., Luz, M. A. A. C. (2007). Effect of different enamel treatments on bond strength using resin dental adhesives. *Quintessence International (Berlin, Germany : 1985)*, *38*(6), e321-8.

15. Matsumoto, K., Nakamura, Y., Mazeki, K., Kimura, Y. (1996). Clinical dental application of Er:YAG laser for Class V cavity preparation. *Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery*, *14*(3), 123–127.

16. Oho, T., & Morioka, T. (1990). A possible mechanism of acquired acid resistance of human dental enamel by laser irradiation. *Caries Research*, *24*(2), 86–92.

17. Üşümez, S., Orhan, M., Üşümez, A. (2002). Laser etching of enamel for direct bonding with an Er,Cr:YSGG hydrokinetic laser system. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, *122*(6), 649–656. https://doi.org/10.1067/mod.2002.127294

18. Shannon, I. L., & Miller, J. T. (1972). Caries risk in teeth with orthodonic bands: a review. *Journal - Academy of General Dentistry*, *20*(3), 24–28.

19. Yilanci, H., Usumez, S., Usumez, A. (2017). Can We Improve the Laser Etching with the Digitally Controlled Laser Handpiece-Xrunner? *Photomedicine and Laser Surgery*, *35*(6), 324–331.

20. Boyd, H. K., Zaterka, S., Eisig, J. N., Chinzon, D., Iriya, K., Laudanna, A. A., Boyd, E. J. (1994). Helicobacter pylori and refractory duodenal ulcers: cross-over comparison of continued cimetidine with cimetidine plus antimicrobials. *The American Journal of Gastroenterology*, *89*(9), 1505–1510.

21. Aglarci, C., Demir, N., Aksakalli, S., Dilber, E., Sozer, O. A., Kilic, H. S. (2016). Bond strengths of brackets bonded to enamel surfaces conditioned with femtosecond and Er:YAG laser systems. *Lasers in Medical Science*, *31*(6), 1177–1183.

22. De La Cruz Lorenzo, M., Portillo, M., Albaladejo, A., García, A., De Aldana, J. R. V., Moreno, P. (2012). Effect of ultrashort laser microstructuring of enamel and dentin surfaces on bond strengths in orthodontics and conservative dentistry. *Photonics and Lasers in Medicine*, *1*(3), 171–182.

23. Hoshing, U. A., Patil, S., Medha, A., Bandekar, S. D. (2014). Comparison of shear bond strength of composite resin to enamel surface with laser etching versus acid etching: An in vitro evaluation. *Journal of Conservative Dentistry : JCD*, *17*(4), 320–324.

24. Jiang, T., Gong, Q., Liu, Y., Zhang, P. P., Zhang, L. (2022). Effect of erbium family laser etching on shear bond strength of enamel surfaces: A meta-analysis-PRISMA. *Medicine*, *101*(40), e30990.

25. Sallam, R. A., & Arnout, E. A. (2018). Effect of Er: YAG laser etching on shear bond strength of orthodontic bracket. *Saudi Medical Journal*, *39*(9), 922–927.

26. Heravi, F., Shafaee, H., Abdollahi, M., Rashed, R. (2015). How Is the Enamel Affected by Different Orthodontic Bonding Agents and Polishing Techniques? *Journal of Dentistry (Tehran, Iran)*, *12*(3), 188–194.

27. Hervás-García, A., Martínez-Lozano, M. A., Cabanes-Vila, J., Barjau-Escribano, A., Fos-Galve, P. (2006). Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Medicina Oral, Patologia Oral y Cirugia Bucal*, *11*(2), E215-20.

28. Bowen, R. L. (1963). Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *Journal of the American Dental Association (1939)*, *66*(1), 57–64.

29. Bowen, R. L. (1965b). Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues. IV. Bonding to dentin, enamel, and fluorapatite improved by the use of a surface-active comonomer. *Journal of Dental Research*, *44*(5), 906–911.

30. Kinomoto, Y., Torii, M., Takeshige, F., Ebisu, S. (1999). Comparison of polymerization contraction stresses between self- and light-curing composites. *Journal of Dentistry*, *27*(5), 383–389.

31. Hofmann, N., Hugo, B., Klaiber, B. (2002). Effect of irradiation type (LED or QTH) on photo-activated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise, and hardness. *European Journal of Oral Sciences*, *110*(6), 471–479.

32. Fortin, D., & Vargas, M. A. (2000). The spectrum of composites: new techniques and materials. *Journal of the American Dental Association (1939)*, *131 Suppl*(6 SUPPL.), 26S-30S.

33. Craig, R. G. (1981). Chemistry, composition, and properties of composite resins. *Dental Clinics of North America*, *25*(2), 219–239.

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

35. Koray, F., & Yücel, T. (2002). Kompozitin ön dişlerde kullanımı . *Türk Dişhekimleri Birliği Dergisi*, *71*, 16–23.

36. Lee, J. H., Um, C. M., Lee, I. bog. (2006). Rheological properties of resin composites according to variations in monomer and filler composition. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, *22*(6), 515–526.

37. Sideridou, I., Tserki, V., Papanastasiou, G. (2002). Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials*, *23*(8), 1819–1829.

38. Willems, G., Lambrechts, P., Braem, M., & Vanherle, G. (1993). Composite resins in the 21st century. *Quintessence international (Berlin, Germany : 1985)*, *24*(9), 641–658.

39. Willems, G., Lambrechts, P., Braem, M., Celis, J. P., Vanherle, G. (1992). A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, *8*(5), 310–319.

40. Chen M. H. (2010). Update on dental nanocomposites. *Journal of dental research*, *89*(6), 549–560.

41. Zimmerli, B., Strub, M., Jeger, F., Stadler, O., & Lussi, A. (2010). Composite materials: composition, properties and clinical applications. A literature review. *Schweizer Monatsschrift fur Zahnmedizin = Revue mensuelle suisse d'odonto-stomatologie = Rivista mensile svizzera di odontologia e stomatologia*, *120*(11), 972–986.

42. Domingo, C., Arcís, R. W., Osorio, E., Osorio, R., Fanovich, M. A., Rodríguez-Clemente, R., Toledano, M. (2003). Hydrolytic stability of experimental hydroxyapatite-filled dental composite materials. *Dental Materials*, *19*(6).

43. Ferracane J. L. (1995). Current trends in dental composites. *Critical reviews in oral biology and medicine : an official publication of the American Association of Oral Biologists*, *6*(4), 302–318.

44. Kim, K. H., Ong, J. L., & Okuno, O. (2002). The effect of filler loading and morphology on the mechanical properties of contemporary composites. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *87*(6).

45. Hashimoto, M., Ohno, H., Kaga, M., Sano, H., Tay, F. R., Oguchi, H., Araki, Y., Kubota, M. (2002). Over-etching effects on micro-tensile bond strength and failure patterns for two dentin bonding systems. *Journal of Dentistry*, *30*(2–3), 99–105.

46. Wang, Y., & Spencer, P. (2002). Quantifying adhesive penetration in adhesive/dentin interface using confocal Raman microspectroscopy. *Journal of Biomedical Materials Research*, *59*(1), 46–55.

47. Wang, Y., & Spencer, P. (2003). Hybridization efficiency of the adhesive/dentin interface with wet bonding. *Journal of Dental Research*, *82*(2), 141–145.

48. Anusavice K. J. (2003). Informatics systems to assess and apply clinical research on dental restorative materials. *Advances in dental research*, *17*, 43–48.

49. Burgess, J. O., Walker, R., Davidson, J. M. (2002). Posterior resin-based composite: review of the literature. *Pediatric dentistry*, *24*(5), 465–479.

50. Braga, R. R., Ballester, R. Y., Ferracane, J. L. (2005). Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: a systematic review. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, *21*(10), 962–970.

51. Wakefield, C. W., & Kofford, K. R. (2001). Advances in restorative materials. *Dental clinics of North America*, *45*(1), 7–29.

52. Mitra, S. B., Wu, D., Holmes, B. N. (2003). An application of nanotechnology in advanced dental materials. *Journal of the American Dental Association (1939)*, *134*(10), 1382–1390.

53. Bagis, Y. H., & Rueggeberg, F. A. (2000). The effect of post-cure heating on residual, unreacted monomer in a commercial resin composite. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, *16*(4), 244–247.

54. Jackson, R. D., & Morgan, M. (2000). The new posterior resins and a simplified placement technique. *Journal of the American Dental Association (1939)*, *131*(3), 375–383.

55. Leinfelder, K. F., Radz, G. M., Nash, R. W. (1998). A report on a new condensable composite resin. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995)*, *19*(3), 230–237.

56. Neme, A. M., Maxson, B. B., Pink, F. E., & Aksu, M. N. (2002). Microleakage of Class II packable resin composites lined with flowables: an in vitro study. *Operative dentistry*, *27*(6), 600–605.

57. Salerno, M., Derchi, G., Thorat, S., Ceseracciu, L., Ruffilli, R., Barone, A. C. (2011). Surface morphology and mechanical properties of new-generation flowable resin composites for dental restoration. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, *27*(12), 1221–1228.

58. Healy, K. E. (1998). Dentin and enamel. *Handbook of Biomaterial Properties*, 24–39.

59. Boushell, L. W., & Sturdevant, J. R. (2019). Clinical Significance of Dental Anatomy, Histology, Physiology, and Occlusion. *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*, 1–39.

60. Min, B.-M. (2023). Enamel. In *Oral Biochemistry* (pp. 7–28). Springer Nature Singapore.

61. Swift, E. J. (2002). Dentin/enamel adhesives: review of the literature. *Pediatric Dentistry*, *24*(5), 456–461.

62. Bourgi, R., Kharouf, N., Cuevas-Suárez, C. E., Lukomska-Szymanska, M., Haikel, Y., Hardan, L. (2024). A Literature Review of Adhesive Systems in Dentistry: Key Components and Their Clinical Applications. *Applied Sciences*, *14*(18), 8111.

63. Anusavice, K. J. (1999). Phillips´sciencie of dental materials. *Paper Knowledge . Toward a Media History of Documents*, 588.

64. Latta, M. A., & Barkmeier, W. W. (1998). Dental Adhesıves In Contemporary Restoratıve Dentıstry. *Dental Clinics of North America*, *42*(4), 567–577.

65. Söderholm, K. J. M. (1991). Correlation of in vivo and in vitro performance of adhesive restorative materials: A report of the ASC MD156 task group on test methods for the adhesion of restorative materials. *Dental Materials*, *7*(2), 74–83.

66. Perdigão, J., Walter, R., Miguez, P. A., & Swift, E. J. (2018). Fundamental concepts of enamel and dentin adhesion. *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*, 136–169.

67. Van Meerbeek, B., De Munck, J., Mattar, D., Van Landuyt, K., Lambrechts, P. (2003). Microtensile bond strengths of an etch&rinse and self-etch adhesive to enamel and dentin as a function of surface treatment. *Operative Dentistry*, *28*(5), 647–660.

68. Cardoso, M. V., de Almeida Neves, A., Mine, A., Coutinho, E., Van Landuyt, K., De Munck, J., Van Meerbeek, B. (2011). Current aspects on bonding effectiveness and stability in adhesive dentistry. *Australian Dental Journal*, *56 Suppl 1*, 31–44.

69. Buonocore, M. G. (1955). A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *Journal of Dental Research*, *34*(6), 849–853.

70. Gwinnett, A. J., & Matsui, A. (1967). A study of enamel adhesives. The physical relationship between enamel and adhesive. *Archives Of Oral Biology*, *12*(12), 1615–1620.

71. De Munck, J., Van Meerbeek, B., Yoshida, Y., Inoue, S., Vargas, M., Suzuki, K., Lambrechts, P., & Vanherle, G. (2003). Four-year water degradation of total-etch adhesives bonded to dentin. *Journal of Dental Research*, *82*(2), 136–140.

72. Pashley, D. H., & Pashley, E. L. (1991). Dentin permeability and restorative dentistry: a status report for the American Journal of Dentistry. *American Journal of Dentistry*, *4*(1), 5–9.

73. Pashley, D. H., Andringa, H. J., Derkson, G. D., Derkson, M. E., Kalathoor, S. R. (1987). Regional variability in the permeability of human dentine. *Archives of Oral Biology*, *32*(7), 519–523.

74. Saikaew, P., Sattabanasuk, V., Harnirattisai, C., Chowdhury, A. F. M. A., Carvalho, R., & Sano, H. (2022). Role of the smear layer in adhesive dentistry and the clinical applications to improve bonding performance. *Japanese Dental Science Review*, *58*, 59–66.

75. Tay, F. R., & Pashley, D. H. (2004). Resin bonding to cervical sclerotic dentin: a review. *Journal of dentistry*, *32*(3), 173–196.

76. Schmalz, G., & Arenholt-Bindslev, D. (2009). Biocompatibility of dental materials. *Biocompatibility of Dental Materials*, 1–379.

77. Van Meerbeek, B., Van Landuyt, K., De Munck, J., Hashimoto, M., Peumans, M., Lambrechts et al. (2005). Technique-sensitivity of contemporary adhesives. *Dental Materials Journal*, *24*(1), 1–13.

78. Erickson, R. L. (1992). Surface interactions of dentin adhesive materials. *Operative Dentistry*, *Suppl 5*, 81–94.

79. Kanca, J. (1992b). Improving bond strength through acid etching of dentin and bonding to wet dentin surfaces. *Journal of the American Dental Association (1939)*, *123*(9), 35–43.

80. Perdigão, J., & Lopes, M. (1999). Dentin bonding--state of the art 1999. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995)*, *20*(12), 1151–1158, 1160–1162; quiz 1164.

81. Hashimoto, M., Ito, S., Tay, F. R., Svizero, N. R., Sano, H., Kaga, M., & Pashley, D. H. (2004). Fluid movement across the resin-dentin interface during and after bonding. *Journal of Dental Research*, *83*(11), 843–848.

82. Tay, F. R., Hashimoto, M., Pashley, D. H., Peters, M. C., Lai, S. C. N., Yiu, C. K. Y., & Cheong, C. (2003). Aging affects two modes of nanoleakage expression in bonded dentin. *Journal of Dental Research*, *82*(7), 537–541.

83. Tam, L. E., & Pilliar, R. M. (1994). Effects of dentin surface treatments on the fracture toughness and tensile bond strength of a dentin-composite adhesive interface. *Journal of Dental Research*, *73*(9), 1530–1538.

84. Nör, J. E., Feigal, R. J., Dennison, J. B., Edwards, C. A. (1996). Dentin bonding: SEM comparison of the resin-dentin interface in primary and permanent teeth. *Journal of Dental Research*, *75*(6), 1396–1403.

85. Kanca, J. (1992). Resin bonding to wet substrate. 1. Bonding to dentin. *Quintessence International (Berlin, Germany : 1985)*, *23*(1), 39–41.

86. Mertz-Fairhurst, E. J., Curtis, J. W., Ergle, J. W., Rueggeberg, F. A., Adair, S. M. (1998). Ultraconservative and cariostatic sealed restorations: results at year 10. *Journal of the American Dental Association (1939)*, *129*(1), 55–66.

87. Mazzonı, A., Pashley, D., Nıshıtanı, Y., Breschı, L., Mannello, F., Tjaderhane, L. et al. (2006). Reactivation of inactivated endogenous proteolytic activities in phosphoric acid-etched dentine by etch-and-rinse adhesives. *Biomaterials*, *27*(25), 4470–4476.

88. Pashley, D. H., Tay, F. R., Yiu, C., Hashimoto, M., Breschi, L., Carvalho, R. M., Ito, S. (2004). Collagen Degradation by Host-derived Enzymes during Aging. *Journal of Dental Research*, *83*(3), 216–221.

89. Stanislawczuk, R., Amaral, R. C., Zander-Grande, C., Gagler, D., Reis, A., Loguercio, A. D. (2009). Chlorhexidine-containing acid conditioner preserves the longevity of resin-dentin bonds. *Operative Dentistry*, *34*(4), 481–490.

90. Tezvergil-Mutluay, A., Mutluay, M. M., Gu, L. S., Zhang, K., Agee, K. A., Carvalho, R. M., Manso, A., et al. (2011). The anti-MMP activity of benzalkonium chloride. *Journal of dentistry*, *39*(1), 57–64.

91. Black, R. B. (1945). Technic for Nonmechanical Preparation of Cavities and Prophylaxis. *The Journal of the American Dental Association*, *32*(15), 955–965.

92. Ceci, M., Pigozzo, M., Scribante, A., Beltrami, R., Colombo, M., Chiesa, M. et al. (2016). Effect of glycine pretreatment on the shear bond strength of a CAD/CAM resin nano ceramic material to dentin. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, *8*(2), e146–e152.

93. Sutil, B. G. D. S., & Susin, A. H. (2017). Dentin pretreatment and adhesive temperature as affecting factors on bond strength of a universal adhesive system. *Journal of Applied Oral Science*, *25*(5), 533–540.

94. Ramos, R. P., Chimello, D. T., Chinelatti, M. A., Nonaka, T., Pécora, J. D., & Palma Dibb, R. G. (2002). Effect of Er:YAG laser on bond strength to dentin of a self-etching primer and two single-bottle adhesive systems. *Lasers in Surgery and Medicine*, *31*(3), 164–170.

95. Coli, P., Alaeddin, S., Wennerberg, A., Karlsson, S. (1999). In vitro dentin pretreatment, Surface roughness and adhesive shear bond strength. *European Journal of Oral Sciences*, *107*(5), 400–413.

96. Dilber, E., & Ozturk, A. N. (2015). Bond strength of porcelain bonded to enamel and dentin surfaces prepared with different surface treatments. *Journal of Adhesion*, *91*(8), 651–662.

97. Motisuki, C., Monti Lima, L., Emi Sanabe, M., Jacques, P., Santos-Pinto, L. (2006). Evaluation of the microtensile bond strength of composite resin restoration in dentin prepared with different sizes of aluminum oxide particles, using the air abrasion system. *Minerva Stomatologica*, *55*(11–12).

98. Lima, V. P., Soares, K. D. A., Caldeira, V. S., Faria-E-Silva, A. L., Loomans, B. A. C., Moraes, R. R. (2021). Airborne-particle Abrasion and Dentin Bonding: Systematic Review and Meta-analysis. *Operative Dentistry*, *46*(1), E21–E33.

99. De Souza-Zaroni, W. C., Delfino, C. S., Ciccone-Nogueira, J. C., Palma-Dibb, R. G., Corona, S. A. M. (2007). Effect of cavity preparation method on microtensile bond strength of a self-etching primer vs phosphoric acid etchant to enamel. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, *18*(10), 2003–2009.

100. Laurell, K. A., & Hess, J. A. (1995). Scanning electron micrographic effects of air-abrasion cavity preparation on human enamel and dentin. *Quintessence International (Berlin, Germany : 1985)*, *26*(2), 139–144.

101. Liebenberg, W. H. (1997). A useful evacuation aid for intraoral air-abrasive devices. *Quintessence International (Berlin, Germany : 1985)*, *28*(2).

102. Guazzato, M., Quach, L., Albakry, M., Swain, M. V. (2005). Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *Journal of Dentistry*, *33*(1), 9–18.

103. Zhang, Y., Lawn, B. R., Rekow, E. D., Thompson, V. P. (2004). Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramics. *Journal of biomedical materials research. Part B, Applied biomaterials*, *71*(2), 381–386.

104. Labunet, A., Tonea, A., Kui, A., Sava, S. (2022). The Use of Laser Energy for Etching Enamel Surfaces in Dentistry-A Scoping Review. *Materials (Basel, Switzerland)*, *15*(6), 1988.

105. Roberts-Harry, D. P. (1992). Laser etching of teeth for orthodontic bracket placement: a preliminary clinical study. *Lasers in Surgery and Medicine*, *12*(5), 467–470.

106. Aoki, A., Ishikawa, I., Yamada, T., Otsuki, M., Watanabe, H., Tagami, J., Ando, Y., Yamamoto, H. (1998). Comparison between Er:YAG laser and conventional technique for root caries treatment in vitro. *Journal of Dental Research*, *77*(6), 1404–1414.

107. Ceballo, L., Toledano, M., Osorio, R., Tay, F. R., Marshall, G. W. (2002). Bonding to Er-YAG-laser-treated dentin. *Journal of dental research*, *81*(2), 119–122.

108. Aranha, A. C. C., Eduardo, C. D. P., Gutknecht, N., Marques, M. M., Ramalho, K. M., Apel, C. (2007). Analysis of the interfacial micromorphology of adhesive systems in cavities prepared with Er,Cr:YSGG, Er:YAG laser and bur. *Microscopy Research and Technique*, *70*(8), 745–751.

109. Coluzzi, D. J. (2004). Fundamentals of dental lasers: Science and instruments. *Dental Clinics of North America*, *48*(4), 751–770.

110. Watanabe, H., Ishikawa, I., Suzuki, M., Hasegawa, K. (1996). Clinical assessments of the erbium:YAG laser for soft tissue surgery and scaling. *Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery*, *14*(2), 67–75.

111. Kabas, A. S., Ersoy, T., Gülsoy, M., Akturk, S. (2013). Femtosecond laser etching of dental enamel for bracket bonding. *Journal of Biomedical Optics*, *18*(9), 098003.

112. Dostálová, T., Jelínková, H., Kucerová, H., Krejsa, O., Hamal, K., Kubelka, J., Procházka, S. (1998). Noncontact Er:YAG laser ablation: clinical evaluation. *Journal of clinical laser medicine & surgery*, *16*(5), 273–282.

113. Obata, A., Tsumura, T., Niwa, K., Ashizawa, Y., Deguchi, T., Ito, M. (1999). Super pulse CO2 laser for bracket bonding and debonding. *European journal of orthodontics*, *21*(2), 193–198.

114. Ishikawa, I., Aoki, A., Takasaki, A. A., Mizutani, K., Sasaki, K. M., Izumi, Y. (2009). Application of lasers in periodontics: true innovation or myth?. *Periodontology 2000*, *50*, 90–126.

115. Aoki, A., Sasaki, K. M., Watanabe, H., Ishikawa, I. (2004). Lasers in nonsurgical periodontal therapy. *Periodontology 2000*, *36*, 59–97.

116. Ishikawa, I., Sasaki, K. M., Aoki, A., Watanabe, H. (2003). Effects of Er:YAG laser on periodontal therapy. *Journal of the International Academy of Periodontology*, *5*(1), 23–28.

117. Ansari, M. A., Erfanzadeh, M., Mohajerani, E. (2013). Mechanisms of Laser-Tissue Interaction: II. Tissue Thermal Properties. *Journal of lasers in medical sciences*, *4*(3), 99–106.

118. Parker, S. (2007). Verifiable CPD paper: introduction, history of lasers and laser light production. *British Dental Journal*, *202*(1), 21–31.

119. Dederich, D. N., & Bushick, R. D. (2004). Lasers in dentistry: separating science from hype. *Journal of the American Dental Association (1939)*, *135*(2), 204–212.

120. Keller, U., Hibst, R., Geurtsen, W., Schilke, R., Heidemann, D., Klaiber, B., Raab, W. H. M. (1998). Erbium:YAG laser application in caries therapy. Evaluation of patient perception and acceptance. *Journal of Dentistry*, *26*(8), 649–656.

121. Visur, S. R., Gilbert, J. L., Wright, D. D., Wigdor, H. A., & Walsh, J. (1996). Shear strength of composite bonded to Er:YAG laser-prepared dentin. *Journal of Dental Research*, *75*(1), 599–605.

122. Cobb, C. M. (2006). Lasers in periodontics: a review of the literature. *Journal of Periodontology*, *77*(4), 545–564.

123. Hibst, R., & Keller, U. (1989). Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: I. Measurement of the ablation rate. *Lasers in Surgery and Medicine*, *9*(4), 338–344.

124. Pick, R. M. (1993). Using lasers in clinical dental practice. *Journal of the American Dental Association (1939)*, *124*(2), 37–47.

125. Nakabayashi N. (1982) *Resin reinforced dentin due to infiltration of monomers into the dentin at the adhesive interface.* The Journal of the Japanese Society for Dental Materials and Devices. p. 78–81.

126. Rosa, A. J., da Silva, E. M., Tostes, M. A. (2015). Scanning electron microscopy analysis of microstructure of the adhesive interface between resin and dentin treated with papain gel. *Indian journal of dental research : official publication of Indian Society for Dental Research*, *26*(1), 77–81.

127. Kazak, M., & Dönmez, N. (2019). Development of Dentin Bonding Systems from Past to Present. *Bezmialem Science*, *7*(4), 322–330.

128. Fukushima, T., Inoue, Y., Miyazaki, K., Itoh, T. (2001). Effect of primers containing N-methylolacrylamide or N-methylolmethacrylamide on dentin bond durability of a resin composite after 5 years. *Journal of dentistry*, *29*(3), 227–234.

129. Breschi, L., Mazzoni, A., Ruggeri, A., Cadenaro, M., Di Lenarda, R., & De Stefano Dorigo, E. (2008). Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, *24*(1), 90–101.

130. Sideridou, I., Tserki, V., & Papanastasiou, G. (2002). Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials*, *23*(8), 1819–1829.

131. Van Landuyt, K. L., Snauwaert, J., De Munck, J., Peumans, M., Yoshida, Y., Poitevin, A., Coutinho, E., Suzuki, K., Lambrechts, P., & Van Meerbeek, B. (2007). Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials*, *28*(26), 3757–3785.

132. Youngson, C. C., & Grey, N. J. (1992). An in vitro comparative analysis: scanning electron microscopy of dentin/restoration interfaces. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, *8*(4), 252–258.

133. Sofan, E., Sofan, A., Palaia, G., Tenore, G., Romeo, U., & Migliau, G. (2017). Classification review of dental adhesive systems: from the IV generation to the universal type. *Annali di stomatologia*, *8*(1), 1–17.

134. Freedman G., Leinfelder K. F. (2012) Adhesion. içinde Freedman G. (Ed) Contemporary Esthetic Dentistry. USA; Elsevier. 168-213.

135. Fusayama, T. (1980). *New concepts in operative dentistry : differentiating two layers of carious dentin and using an adhesive resin*. 61–156.

136. Bowen, R. L. (1965). Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues. II. Bonding to dentin promoted by a surface-active comonomer. *Journal of Dental Research*, *44*(5), 895–902.

137. Barkmeier, W. W., & Cooley, R. L. (1992). Laboratory evaluation of adhesive systems. *Operative dentistry*, *Suppl 5*, 50–61.

138. Alexieva, C. (1979). Character of the hard tooth tissue-polymer bond. II. Study of the interaction of human tooth enamel and dentin with N-phenylglycine-glycidyl methacrylate adduct. *Journal of Dental Research*, *58*(9), 1884–1886.

139. Ritter, A., Boushell, L. W., & Walter, R. (2018). *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry - 7th Edition. Elsevier.*

140. Fusayama, T., Nakamura, M., Kurosaki, N., Iwaku, M. (1979). Non-pressure adhesion of a new adhesive restorative resin. *Journal of Dental Research*, *58*(4), 1364–1370.

141. Kugel, G., & Ferrari, M. (2000). The science of bonding: from first to sixth generation. *Journal of the American Dental Association*, *131 Suppl*(6 SUPPL.), 20S-25S.

142. Dentin bonding systems: an update. Council on Dental Materials, Instruments, and Equipment. (1987). *Journal of the American Dental Association (1939)*, *114*(1), 91–95.

143. Mena-Serrano, A., Kose, C., De Paula, E. A., Tay, L. Y., Reis, A., Loguercio, A. D., Perdigão, J. (2013). A New Universal Simplified Adhesive: 6-Month Clinical Evaluation. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, *25*(1), 55–69.

144. Van Meerbeek, B., Inokoshi, S., Braem, M., Lambrechts, P., & Vanherle, G. (1992). Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems. *Journal of dental research*, *71*(8), 1530–1540.

145. De Munck, J., Van Landuyt, K., Peumans, M., Poitevin, A., Lambrechts, P., Braem, M., & Van Meerbeek, B. (2005). A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *Journal of dental research*, *84*(2), 118–132.

146. Peumans, M., De Munck, J., Mine, A., & Van Meerbeek, B. (2014). Clinical effectiveness of contemporary adhesives for the restoration of non-carious cervical lesions. A systematic review. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, *30*(10), 1089–1103.

147. Tay, F. R., & Pashley, D. H. (2003). Have dentin adhesives become too hydrophilic?. *Journal Of The Canadian Dental Association)*, *69*(11), 726–731.

148. Loguercio, A. D., Raffo, J., Bassani, F., Balestrini, H., Santo, D., do Amaral, R. C., Reis, A. (2011). 24-month clinical evaluation in non-carious cervical lesions of a two-step etch-and-rinse adhesive applied using a rubbing motion. *Clinical Oral Investigations*, *15*(4), 589–596.

149. Reis, A., Pellizzaro, A., Dal-Bianco, K., Gomes, O. M., Patzlaff, R., Loguercio, A. D. (2007). Impact of Adhesive Application to Wet and Dry Dentin on Long-term Resin-dentin Bond Strengths. *Operative Dentistry*, *32*(4), 380–387.

150. Swift, E. J., Perdigao, J., & Heymann, H. O. (1998). Enamel bond strengths of "one-bottle" adhesives. *Pediatric Dentistry*, *20*(4), 259–262.

151. Peumans, M., De Munck, J., Van Landuyt, K. L., Poitevin, A., Lambrechts, P., Van Meerbeek, B. (2012). A 13-year clinical evaluation of two three-step etch-and-rinse adhesives in non-carious class-V lesions. *Clinical Oral Investigations*, *16*(1), 129–137.

152. Armstrong, S. R., Vargas, M. A., Fang, Q., Laffoon, J. E. (2003). Microtensile bond strength of a total-etch 3-step, total-etch 2-step, self-etch 2-step, and a self-etch 1-step dentin bonding system through 15-month water storage. *The journal of adhesive dentistry*, *5*(1), 47–56.

153. De Munck, J., Mine, A., Poitevin, A., Van Ende, A., Cardoso, M. V., Van Landuyt, K. L., Peumans, M., Van Meerbeek, B. (2012). Meta-analytical review of parameters involved in dentin bonding. *Journal of dental research*, *91*(4), 351–357.

154. Perdigão, J., Lopes, L., Lambrechts, P., Leitão, J., Van Meerbeek, B., Vanherle, G. (1997). Effects of a self-etching primer on enamel shear bond strengths and SEM morphology. *American journal of dentistry*, *10*(3), 141–146.

155. Watanabe, I., Nakabayashi, N., Pashley, D. H. (1994). Bonding to ground dentin by a phenyl-P self-etching primer. *Journal of Dental Research*, *73*(6), 1212–1220.

156. Kanca J. (1992). Effect of resin primer solvents and surface wetness on resin composite bond strength to dentin. *American journal of dentistry*, *5*(4), 213–215.

157. Tay, F. R., Sano, H., Carvalho, R., Pashley, E. L., & Pashley, D. H. (2000). An ultrastructural study of the influence of acidity of self-etching primers and smear layer thickness on bonding to intact dentin. *The journal of adhesive dentistry*, *2*(2), 83–98.

158. Tay, F. R., Pashley, D. H., Suh, B. I., Carvalho, R. M., & Itthagarun, A. (2002). Single-step adhesives are permeable membranes. *Journal of Dentistry*, *30*(7–8), 371–382.

159. Fukuoka, A., Koshiro, K., Inoue, S., Yoshida, Y., Tanaka, T., Ikeda, T., Suzuki, K., Sano, H., & Meerbeek, B. Van. (2011). Hydrolytic stability of one-step self-etching adhesives bonded to dentin. *The Journal of Adhesive Dentistry*, *13*(3), 243–248.

160. Perdigão, J., Gomes, G., Gondo, R., Fundingsland, J. W. (2006). In vitro bonding performance of all-in-one adhesives. Part I--microtensile bond strengths. *The journal of adhesive dentistry*, *8*(6), 367–373.

161. Perdigão, J., Lopes, M. M., Gomes, G. (2008). In vitro bonding performance of self-etch adhesives: II--ultramorphological evaluation. *Operative dentistry*, *33*(5), 534–549.

162. Ferrari, M., Mannocci, F., Vichi, A., Davidson, C. L. (1997). Effect of two etching times on the sealing ability of Clearfil Liner Bond 2 in Class V restorations. *American journal of dentistry*, *10*(2), 66–70.

163. Opdam, N. J. M., Roeters, F. J. M., Feilzer, A. J., Verdonschot, E. H. (1998). Marginal integrity and postoperative sensitivity in Class 2 resin composite restorations in vivo. *Journal of Dentistry*, *26*(7), 555–562.

164. Nishiyama, N., Tay, F. R., Fujita, K., Pashley, D. H., Ikemura, K., Hiraishi, N., King, N. M. (2006). Hydrolysis of functional monomers in a single-bottle self-etching primer--correlation of 13C NMR and TEM findings. *Journal of Dental Research*, *85*(5), 422–426.

165. Van Landuyt, K. L., De Munck, J., Snauwaert, J., Coutinho, E., Poitevin, A., Yoshida, Y. et al. (2005). Monomer-solvent phase separation in one-step self-etch adhesives. *Journal of Dental Research*, *84*(2), 183–188.

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

167. Breschi, L., Mazzoni, A., Ruggeri, A., Cadenaro, M., Di Lenarda, R., De Stefano Dorigo, E. (2008). Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, *24*(1), 90–101.

168. Tay, F. R., & Pashley, D. H. (2001). Aggressiveness of contemporary self-etching systems. I: Depth of penetration beyond dentin smear layers. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, *17*(4), 296–308.

169. Hanabusa, M., Mine, A., Kuboki, T., Momoi, Y., Van Ende, A., Van Meerbeek, B., & De Munck, J. (2012). Bonding effectiveness of a new "multi-mode" adhesive to enamel and dentine. *Journal of Dentistry*, *40*(6), 475–484.

170. Perdigão, J., Sezinando, A., & Monteiro, P. C. (2012). Laboratory bonding ability of a multi-purpose dentin adhesive. *American Journal of Dentistry*, *25*(3), 153–158.

171. Baaran, G., Özer, T., & Deveciolu Kama, J. (2009). Comparison of a recently developed nanofiller self-etching primer adhesive with other self-etching primers and conventional acid etching. *European Journal of Orthodontics*, *31*(3), 271–275.

172. Shahin Kasraei, Mohammad Atai, Zahra Khamverdi, & S Khalegh Nejad. (2009). Effect of Nanofiller Addition to an Experimental Dentin Adhesive on Microtensile Bond Strength to Human Dentin. *Journal of Dentistry of Tehran University of Medical Sciences*, *6*(2), 1–5.

173. Van Meerbeek, B., Yoshihara, K., Yoshida, Y., Mine, A., De Munck, J., & Van Landuyt, K. L. (2011). State of the art of self-etch adhesives. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, *27*(1), 17–28.

174. de Goes, M. F., Shinohara, M. S., Freitas, M. S. (2014). Performance of a new one-step multi-mode adhesive on etched vs non-etched enamel on bond strength and interfacial morphology. *The journal of adhesive dentistry*, *16*(3), 243–250.

175. Muñoz, M. A., Sezinando, A., Luque-Martinez, I., Szesz, A. L., Reis, A., Loguercio, A. D., et al. (2014). Influence of a hydrophobic resin coating on the bonding efficacy of three universal adhesives. *Journal of Dentistry*, *42*(5), 595–602.

176. Wagner, A., Wendler, M., Petschelt, A., Belli, R., Lohbauer, U. (2014). Bonding performance of universal adhesives in different etching modes. *Journal of Dentistry*, *42*(7), 800–807.

177. Muñoz, M. A., Luque-Martinez, I., Malaquias, P., Hass, V., Reis, A., Campanha, N. H., Loguercio, A. D. (2015). In vitro longevity of bonding properties of universal adhesives to dentin. *Operative Dentistry*, *40*(3), 282–292.

178. Peumans, M., De Munck, J., Van Landuyt, K. L., Poitevin, A., Lambrechts, P., Van Meerbeek, B. (2010). Eight-year clinical evaluation of a 2-step self-etch adhesive with and without selective enamel etching. *Dental Materials*, *26*(12), 1176–1184.

179. Frankenberger, R., Lohbauer, U., Roggendorf, M. J., Naumann, M., Taschner, M. (2008). Selective enamel etching reconsidered: better than etch-and-rinse and self-etch?. *The journal of adhesive dentistry*, *10*(5), 339–344.

180. Erickson, R. L., Barkmeier, W. W., & Latta, M. A. (2009). The role of etching in bonding to enamel: a comparison of self-etching and etch-and-rinse adhesive systems. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, *25*(11), 1459–1467.

181. Sezinando, A., Luque-Martinez, I., Muñoz, M. A., Reis, A., Loguercio, A. D., Perdigão, J. (2015). Influence of a hydrophobic resin coating on the immediate and 6-month dentin bonding of three universal adhesives. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, *31*(10), e236–e246.

182. Yoshihara, K., Yoshida, Y., Hayakawa, S., Nagaoka, N., Irie, M., Ogawa, T. et al.(2011). Nanolayering of phosphoric acid ester monomer on enamel and dentin. *Acta Biomaterialia*, *7*(8), 3187–3195.

183. Tian, F., Zhou, L., Zhang, Z., Niu, L., Zhang, L., Chen, C. et al. (2016). Paucity of Nanolayering in Resin-Dentin Interfaces of MDP-based Adhesives. *Journal of Dental Research*, *95*(4), 380–387.

184. Yoshida, Y., Yoshihara, K., Hayakawa, S., Nagaoka, N., Okihara, T., Matsumoto. et al. (2012). HEMA inhibits interfacial nano-layering of the functional monomer MDP. *Journal of Dental Research*, *91*(11), 1060–1065.

185. Yoshida, Y., Yoshihara, K., Nagaoka, N., Hayakawa, S., Torii, Y., Ogawa, T. et al. (2012). Self-assembled Nano-layering at the Adhesive interface. *Journal of Dental Research*, *91*(4), 376–381.

186. Van Landuyt, K. L., Mine, A., De Munck, J., Countinho, E., Peumans, M., Jaecques, S. et al. (2008). Technique sensitivity of water-free one-step adhesives. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, *24*(9), 1258–1267.

187. Peumans, M., Kanumilli, P., De Munck, J., Van Landuyt, K., Lambrechts, P., Van Meerbeek, B. (2005). Clinical effectiveness of contemporary adhesives: a systematic review of current clinical trials. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, *21*(9), 864–881.

188. Muñoz, M. A., Luque, I., Hass, V., Reis, A., Loguercio, A. D., Bombarda, N. H. C. (2013). Immediate bonding properties of universal adhesives to dentine. *Journal of Dentistry*, *41*(5), 404–411.

189. Alex G. (2015). Universal adhesives: the next evolution in adhesive dentistry?. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995)*, *36*(1), 15–40.

190. Hashimoto, M., Ohno, H., Endo, K., Kaga, M., Sano, H., & Oguchi, H. (2000). The effect of hybrid layer thickness on bond strength: Demineralized dentin zone of the hybrid layer. *Dental Materials*, *16*(6), 406–411.

191. Cadenaro, M., Josic, U., Maravić, T., Mazzitelli, C., Marchesi, G., Mancuso, E. et al. (2023). Progress in Dental Adhesive Materials. *Journal of Dental Research*, *102*(3), 254–262.

192. Pashley, D. H., Sano, H., Ciucchi, B., Yoshiyama, M., Carvalho, R. M. (1995). Adhesion testing of dentin bonding agents: A review. *Dental Materials*, *11*(2), 117–125.

193. Braga, R. R., Meira, J. B. C., Boaro, L. C. C., Xavier, T. A. (2010). Adhesion to tooth structure: A critical review of “macro” test methods. *Dental Materials*, *26*(2), e38–e49.

194. Phrukkanon, S., Burrow, M. F., Tyas, M. J. (1998). The influence of cross-sectional shape and surface area on the microtensile bond test. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, *14*(3), 212–221.

195. Sudsangiam, S., & van Noort, R. (1999). Do dentin bond strength tests serve a useful purpose?. *The journal of adhesive dentistry*, *1*(1), 57–67.

196. Mair, L., & Padipatvuthikul, P. (2010). Variables related to materials and preparing for bond strength testing irrespective of the test protocol. *Dental Materials*, *26*(2), e17–e23.

197. Sirisha, K., Rambabu, T., Shankar, Y. R., Ravikumar, P. (2014). Validity of bond strength tests: A critical review: Part I. *Journal of conservative dentistry : JCD*, *17*(4), 305–311.

198. Gale, M. S., & Darvell, B. W. (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of Dentistry*, *27*(2), 89–99.

199. Miyazaki, M., Sato, M., Onose, H., Moore, B. K. (1998). Influence of thermal cycling on dentin bond strength of two-step bonding systems. *American journal of dentistry*, *11*(3), 118–122.

200. Hashimoto, M., Ohno, H., Kaga, M., Endo, K., Sano, H., Oguchi, H. (2000). In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years. *Journal of Dental Research*, *79*(6), 1385–1391.

201. Van Meerbeek, B., Perdigão, J., Lambrechts, P., Vanherle, G. (1998). The clinical performance of adhesives. *Journal of Dentistry*, *26*(1), 1–20.

202. Al Habdan, A. H., Al Rabiah, R., Al Busayes, R. (2021). Shear bond strength of acid and laser conditioned enamel and dentine to composite resin restorations: An in vitro study. *Clinical and Experimental Dental Research*, *7*(3), 331–337.

203. Çokakoğlu, S., Nalcqcı, R., Üşümez, S., Malkoç, S. (2016). Effects of Different Combinations of Er:YAG Laser-Adhesives on Enamel Demineralization and Bracket Bond Strength. *Photomedicine and Laser Surgery*, *34*(4), 164–170.

204. Van Meerbeek, B., De Munck, J., Yoshida, Y., Inoue, S., Vargas, M., Vijay, P., Van Landuyt, K., Lambrechts, P., & Vanherle, G. (2003). Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Operative Dentistry*, *28*(3), 215–235.

205. Davidson, C. L., Abdalla, A. I., De Gee, A. J. (1993). An investigation into the quality of dentine bonding systems for accomplishing a durable bond. *Journal of oral rehabilitation*, *20*(3), 291–300.

206. Stanley, H. R. (1993). An urgent plea for a standardized bonding (adhesion) test. *Journal of Dental Research*, *72*(10), 1362–1363.

207. Van Meerbeek, B., Peumans, M., Poitevin, A., Mine, A., Van Ende, A., Neves, A. et al. (2010). Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, *26*(2), e100–e121.

208. De Munck, J., Van Meerbeek, B., Yudhira, R., Lambrechts, P., & Vanherle, G. (2002). Micro-tensile bond strength of two adhesives to Erbium:YAG-lased vs. bur-cut enamel and dentin. *European Journal of Oral Sciences*, *110*(4), 322–329.

209. Lee, B. S., Lin, P. Y., Chen, M. H., Hsieh, T. T., Lin, C. P., Lai, J. Y. et al. (2007). Tensile bond strength of Er,Cr:YSGG laser-irradiated human dentin and analysis of dentin–resin interface. *Dental Materials*, *23*(5), 570–578.

210. Trajtenberg, C. P., Pereira, P. N. R., & Powers, J. M. (2004). Resin bond strength and micromorphology of human teeth prepared with an Erbium:YAG laser. *American Journal of Dentistry*, *17*(5), 331–336.

211. Burke, F. J., Hussain, A., Nolan, L., & Fleming, G. J. (2008). Methods used in dentine bonding tests: an analysis of 102 investigations on bond strength. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry*, *16*(4), 158–165.

212. Davari, A., Sadeghi, M., & Bakhshi, H. (2013). Shear Bond Strength of an Etch-and-rinse Adhesive to Er:YAG Laser- and/or Phosphoric Acid-treated Dentin. *Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects*, *7*(2), 67–73.

213. Hara, A. T., Pimenta, L. A. F., Rodrigues, A. L. (2001). Influence of cross-head speed on resin-dentin shear bond strength. *Dental Materials*, *17*(2), 165–169.

214. Tamura, Y., Tsubota, K., Otsuka, E., Endo, H., Takubo, C., Miyazaki, M., & Latta, M. A. (2011). Dentin bonding: influence of bonded surface area and crosshead speed on bond strength. *Dental Materials Journal*, *30*(2), 206–211.

215. De Munck, J., Mine, A., Poitevin, A., Van Ende, A., & Van Meerbeek, B. (2010). Testing bond strength: A review of the literature. *Dental Materials*, *26*(2), e139–e140.

216. Bishara, S. E., Ajlouni, R., & Laffoon, J. F. (2003). Effect of thermocycling on the shear bond strength of a cyanoacrylate orthodontic adhesive. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, *123*(1), 21–24.

217. Jäggi, M., Karlin, S., Zitzmann, N. U., & Rohr, N. (2024). Shear bond strength of universal adhesives to human enamel and dentin. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, *36*(5), 804–812.

218. Fernandes, A. B. F., Silva, R. C., Müller, M. A., da Cunha, L. F., Correr, G. M., Gonzaga, C. C. (2022). Influence of two carbodiimides on the bond strength of universal adhesives to dentin. *Odontology*, *110*(1), 99–105.

219. Peterson, J., Rizk, M., Hoch, M., Wiegand, A. (2018). Bonding performance of self-adhesive flowable composites to enamel, dentin and a nano-hybrid composite. *Odontology*, *106*(2), 171–180.

220. Alawad, F. I., de Souza Araújo, I. J., de Carvalho, A. B. G., de Faria Neiva, G., Dennison, J. D., Yaman, P. et al.(2024). Effect of desensitizing agents on the resin bond strength to sound dentin. *Odontology*, *112*(2), 435–443.

221. Salz, U., & Bock, T. (2010). Testing adhesion of direct restoratives to dental hard tissue - a review. *The Journal of Adhesive Dentistry*, *12*(5), 343–371.

222. Perdigão J. (2010). Dentin bonding-variables related to the clinical situation and the substrate treatment. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, *26*(2), e24–e37.

223. Lee, J. J., Mettey-Marbell, A., Cook, A., Pimenta, L. A. F., Leonard, R., Ritter, A. V. (2007). Using extracted teeth for research: the effect of storage medium and sterilization on dentin bond strengths. *Journal of the American Dental Association (1939)*, *138*(12), 1599–1603.

224. DeWald, J. P. (1997). The use of extracted teeth for in vitro bonding studies: a review of infection control considerations. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, *13*(2), 74–81.

225. Schneider, B. T., Baumann, M. A., Watanabe, L. G., Marshall, G. W. (2000). Dentin shear bond strength of compomers and composites. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, *16*(1), 15–19.

226. Leloup, G., D'Hoore, W., Bouter, D., Degrange, M., Vreven, J. (2001). Meta-analytical review of factors involved in dentin adherence. *Journal of Dental Research*, *80*(7), 1605–1614.

227. Titley, K. C., Chernecky, R., Rossouw, P. E., Kulkarni, G. V. (1998). The effect of various storage methods and media on shear-bond strengths of dental composite resin to bovine dentine. *Archives of Oral Biology*, *43*(4), 305–311.

228. Pashley, E. L., Tao, L., Mackert, J. R., & Pashlety, D. H. (1988). Comparison of in vivo vs. in vitro bonding of composite resin to the dentin of canine teeth. *Journal of Dental Research*, *67*(2), 467–470.

229. Mitchem, J. C., & Gronas, D. G. (1986). Effects of time after extraction and depth of dentin on resin dentin adhesives. *Journal of the American Dental Association (1939)*, *113*(2), 285–287.

230. Garberoglio, R., & Brännström, M. (1976). Scanning electron microscopic investigation of human dentinal tubules. *Archives of Oral Biology*, *21*(6), 355–362.

231. Pashley, E. L., Tao, L., Matthews, W. G., Pashley, D. H. (1993). Bond strengths to superficial, intermediate and deep dentin in vivo with four dentin bonding systems. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, *9*(1), 19–22.

232. Tagami, J., Tao, L., & Pashley, D. H. (1990). Correlation among dentin depth, permeability, and bond strength of adhesive resins. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, *6*(1), 45–50.

233. Belli, S., Unlü, N., Ozer, F. (2001). Bonding strength to two different surfaces of dentin under simulated pulpal pressure. *The journal of adhesive dentistry*, *3*(2), 145–152.

234. Øilo, G., & Olsson, S. (1990). Tensile bond strength of dentin adhesives: a comparison of materials and methods. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, *6*(2), 138–144.

235. Eldarrat, A. H., High, A. S., Kale, G. M. (2004). In vitro analysis of "smear layer" on human dentine using ac-impedance spectroscopy. *Journal of Dentistry*, *32*(7), 547–554.

236. Pashley, D. H., Tao, L., Boyd, L., King, G. E., Horner, J. A. (1988). Scanning electron microscopy of the substructure of smear layers in human dentine. *Archives of Oral Biology*, *33*(4), 265–270.

237. Ermis, R. B., De Munck, J., Cardoso, M. V., Coutinho, E., Van Landuyt, K. L., Poitevin, A. et al. (2008). Bond strength of self-etch adhesives to dentin prepared with three different diamond burs. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, *24*(7), 978–985.

238. Koibuchi, H., Yasuda, N., Nakabayashi, N. (2001). Bonding to dentin with a self-etching primer: the effect of smear layers. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, *17*(2), 122–126.

239. Oliveira, S. S. A., Pugach, M. K., Hilton, J. F., Watanabe, L. G., Marshall, S. J., & Marshall, G. W. (2003). The influence of the dentin smear layer on adhesion: A self-etching primer vs. a total-etch system. *Dental Materials*, *19*(8), 758–767.

240. Sattabanasuk, V., Vachiramon, V., Qian, F., Armstrong, S. R. (2007). Resin–dentin bond strength as related to different surface preparation methods. *Journal of Dentistry*, *35*(6), 467–475.

241. Tani, C., & Finger, W. J. (2002). Effect of smear layer thickness on bond strength mediated by three all-in-one self-etching priming adhesives. *The Journal of Adhesive Dentistry*, *4*(4), 283–289.

242. Saikaew, P., Chowdhury, A. F. M. A., Fukuyama, M., Kakuda, S., Carvalho, R. M., Sano, H. (2016). The effect of dentine surface preparation and reduced application time of adhesive on bonding strength. *Journal of Dentistry*, *47*, 63–70.

243. Ramos, R. Q., Peumans, M., Mercelis, B., Ahmed, M. H., Politano, G., Lopes, G. C. et al. (2024). Influence of airborne particle abrasion on dentin bonding effectiveness of a 2-step universal adhesive. *Journal of dentistry*, *144*, 104918.

244. Ersöz, B., Aydın, N., Ezmek, B., Karaoğlanoğlu, S., Çal, İ. K. (2024). Effect of Surface Treatments Applied to 3D Printed Permanent Resins on Shear Bond Strength. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, *16*(9), e1059–e1066.

245. Brkanović, S., Sever, E. K., Vukelja, J., Ivica, A., Miletić, I., & Krmek, S. J. (2023). Comparison of Different Universal Adhesive Systems on Dentin Bond Strength. *Materials (Basel, Switzerland)*, *16*(4), 1530.

246. Ölmez, A., & Tuna, D. (2002). Polimerizasyon Büzülmesine Etki Eden Faktörler . *Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi* , *5*(1), 52–57.

247. Sumino, N., Tsubota, K., Takamizawa, T., Shiratsuchi, K., Miyazaki, M., Latta, M. A. (2013). Comparison of the wear and flexural characteristics of flowable resin composites for posterior lesions. *Acta Odontologica Scandinavica*, *71*(3–4), 820–827.

248. Szesz, A., Parreiras, S., Martini, E., Reis, A., Loguercio, A. (2017). Effect of flowable composites on the clinical performance of non-carious cervical lesions: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Dentistry*, *65*, 11–21.

249. Baroudi, K., & Rodrigues, J. C. (2015). Flowable Resin Composites: A Systematic Review and Clinical Considerations. *Journal of clinical and diagnostic research : JCDR*, *9*(6), ZE18–ZE24.

250. Basheer, R. R., Hasanain, F. A., & Abuelenain, D. A. (2024). Evaluating flexure properties, hardness, roughness and microleakage of high-strength injectable dental composite: an in vitro study. *BMC Oral Health*, *24*(1), 1–12.

251. Oz, F. D., Ozturk, C., Soleimani, R., & Gurgan, S. (2022). Sixty-month follow up of three different universal adhesives used with a highly-filled flowable resin composite in the restoration of non-carious cervical lesion. *Clinical Oral Investigations*, *26*(8), 5377–5387.

252. Tyas, M. J., & Burrow, M. F. (2004). Adhesive restorative materials: a review. *Australian Dental Journal*, *49*(3), 112–121.

253. Tay, F. R., Gwinnett, A. J., Pang, K. M., & Wei, S. H. Y. (1995). Variability in microleakage observed in a total-etch wet-bonding technique under different handling conditions. *Journal of Dental Research*, *74*(5), 1168–1178.

254. Pashley, D. H., & Carvalho, R. M. (1997). Dentine permeability and dentine adhesion. *Journal of Dentistry*, *25*(5), 355–372.

255. Cal I. K.,Ozturk, F., Aydin, N., Karaoğlanoğlu, S.(2024). Evaluation of Shear Bond Strength of Universal Adhesives to Dentin: in Vitro Study. *Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Dergisi*, *6*(3), 70–78.

256. Rueggeberg, F. A. (1991). Substrate for adhesion testing to tooth structure - review of the literature. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, *7*(1), 2–10.

257. Souza-Zaroni, W. C., Chinelatti, M. A., Delfino, C. S., Pécora, J. D., Palma-Dibb, R. G., & Corona, S. A. M. (2008). Adhesion of a self-etching system to dental substrate prepared by Er:YAG laser or air abrasion. *Journal of Biomedical Materials Research. Part B, Applied Biomaterials*, *86*(2), 321–329.

258. Almeida, G., Marques, J. A., Van Meerbeek, B., Ramos, J. C., Falacho, R. I. (2024). Particle abrasion as a pre-bonding dentin surface treatment: A scoping review. *Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry ... [et al.]*, *36*(5), 746–760.

259. Huang, C. T., Kim, J., Arce, C., & Lawson, N. C. (2019). Intraoral Air Abrasion: A Review of Devices, Materials, Evidence, and Clinical Applications in Restorative Dentistry. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995)*, *40*(8), 508–514.

260. Anja, B., Walter, D., Nicoletta, C., Marco, F., Pezelj Ribarić, S., Ivana, M. (2015). Influence of air abrasion and sonic technique on microtensile bond strength of one-step self-etch adhesive on human dentin. *TheScientificWorldJournal*, *2015*, 368745.

261. Levartovsky, S., Ferdman, B., Safadi, N., Hanna, T., Dolev, E., & Pilo, R. (2023). Effect of Silica-Modified Aluminum Oxide Abrasion on Adhesion to Dentin, Using Total-Etch and Self-Etch Systems. *Polymers*, *15*(2), 446.

262. Soares, C. J., Pereira, J. C., Souza, S. J. B., Menezes, M. S., Armstrong, S. R. (2012). The effect of prophylaxis method on microtensile bond strength of indirect restorations to dentin. *Operative Dentistry*, *37*(6), 602–609.

263. Mujdeci, A., & Gokay, O. (2004). The effect of airborne-particle abrasion on the shear bond strength of four restorative materials to enamel and dentin. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *92*(3), 245–249.

264. Mujdeci, A., & Gokay, O. (2004). The effect of airborne-particle abrasion on the shear bond strength of four restorative materials to enamel and dentin. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *92*(3), 245–249.

265. Spagnuolo, G., Pires, P. M., Calarco, A., Peluso, G., Banerjee, A., Rengo, S. et al. (2021). An in-vitro study investigating the effect of air-abrasion bioactive glasses on dental adhesion, cytotoxicity and odontogenic gene expression. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, *37*(11), 1734–1750.

266. D'Amario, M., Piccioni, C., Di Carlo, S., De Angelis, F., Caruso, S., Capogreco, M. (2017). Effect of Airborne Particle Abrasion on Microtensile Bond Strength of Total-Etch Adhesives to Human Dentin. *BioMed research international*, *2017*, 2432536.

267. Kui, A., Buduru, S., Labuneț, A., Sava, S., Pop, D., Bara, I., Negucioiu, M. (2024). Air Particle Abrasion in Dentistry: An Overview of Effects on Dentin Adhesion and Bond Strength. *Dentistry journal*, *13*(1), 16.

268. Nishimura, K., Nikaido, T., Foxton, R. M., Tagami, J. (2005). Effect of air-powder polishing on dentin adhesion of a self-etching primer bonding system. *Dental Materials Journal*, *24*(1), 59–65.

269. Kumar, G., Dhillon, J. K., Rehman, F. (2016). A comparative evaluation of retention of pit and fissure sealants placed with conventional acid etching and Er,Cr:YSGG laser etching: A randomised controlled trial. *Laser Therapy*, *25*(4), 291–298.

270. Mehl, A., Kremers, L., Salzmann, K., Hickel, R. (1997). 3D volume-ablation rate and thermal side effects with the Er:YAG and Nd:YAG laser. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, *13*(4), 246–251.

271. Garbui, B. U., de Azevedo, C. S., Zezell, D. M., Aranha, A. C., Matos, A. B. (2013). Er,Cr:YSGG laser dentine conditioning improves adhesion of a glass ionomer cement. *Photomedicine and laser surgery*, *31*(9), 453–460.

272. Ekworapoj, P., Sidhu, S. K., McCabe, J. F. (2007). Effect of different power parameters of Er,Cr:YSGG laser on human dentine. *Lasers in medical science*, *22*(3), 175–182.

273. Chou, J. C., Chen, C. C., Ding, S. J. (2009). Effect of Er,Cr:YSGG laser parameters on shear bond strength and microstructure of dentine. *Photomedicine and laser surgery*, *27*(3), 481–486.

274. Moretto, S. G., Azambuja, N., Jr, Arana-Chavez, V. E., Reis, A. F., Giannini, M., Eduardo, C.deP. et al. (2011). Effects of ultramorphological changes on adhesion to lased dentin-Scanning electron microscopy and transmission electron microscopy analysis. *Microscopy research and technique*, *74*(8), 720–726.

275. Meister, J., Franzen, R., Forner, K., Grebe, H., Stanzel, S., Lampert, F., Apel, C. (2006). Influence of the water content in dental enamel and dentin on ablation with erbium YAG and erbium YSGG lasers. *Journal of biomedical optics*, *11*(3), 34030.

276. Strassl M, Yousif A, Wintner E. (2007) Scanning of ultra-short laser pulses in dental applications. Journal of Laser Micro Nanoengineering. 2(3):206–11.

277. Buyukhatipoglu, I., Ozsevik, A. S., Secilmis, A., Usumez, A. (2016). Effect of dentin laser irradiation at different pulse settings on microtensile bond strength of flowable resin. *Dental Materials Journal*, *35*(1), 82–88.

278. Nalcaci, R., Temel, B., Çokakoğlu, S., Türkkahraman, H., Üsümez, S. (2017). Effects of laser etching on shear bond strengths of brackets bonded to fluorosed enamel. *Nigerian Journal of Clinical Practice*, *20*(5), 545–551.

279. Akpinar, Y. Z., Irgin, C., Yavuz, T., Aslan, M. A., Kilic, H. S., Usumez, A. (2015). Effect of femtosecond laser treatment on the shear bond strength of a metal bracket to prepared porcelain surface. *Photomedicine and Laser Surgery*, *33*(4), 206–212.

280. LightWalker® II | Fotona [Internet]. [cited 2025 Apr 14]. Available from: https://www.fotona.com/en/products/2024/lightwalker-r-ii/

281. Türp, L., Bartels, N., Wille, S., Lehmann, F., Kern, M. (2021). Effect of alumina particle morphology used for air abrasion on loss of enamel and luting composite resin. *Dental Materials*, *37*(12), e523–e532.

282. Vongtavatchai, V., Niyatiwatchanchai, B., Srinivasan, M., Porntaveetus, T., Tagami, J., Srijunbarl, A. et al. (2025). Effects of Different Dentin Surface Cleaning Protocols on Bond Strength of Dual-Cure Resin Cement Following Temporary Cementation. *European journal of dentistry*, s-0044-1800824.

283. Wu, S., Zhang, B., Liu, Y., Suo, X., & Li, H. (2018). Influence of surface topography on bacterial adhesion: A review (Review). *Biointerphases*, *13*(6), 060801.

284. Feng, G., Cheng, Y., Wang, S. Y., Hsu, L. C., Feliz, Y., Borca-Tasciuc, D. A. et al. (2014). Alumina surfaces with nanoscale topography reduce attachment and biofilm formation by Escherichia coli and Listeria spp. *Biofouling*, *30*(10), 1253–1268.

285. Bermejo, P., Sánchez, M. C., Llama-Palacios, A., Figuero, E., Herrera, D., Sanz Alonso, M. (2019). Biofilm formation on dental implants with different surface micro-topography: An in vitro study. *Clinical Oral Implants Research*, *30*(8), 725–734.

286. Preedy, E., Perni, S., Nipiĉ, D., Bohinc, K., & Prokopovich, P. (2014). Surface roughness mediated adhesion forces between borosilicate glass and gram-positive bacteria. *Langmuir*, *30*(31), 9466–9476.

287. Riedewald, F. (2006). Bacterial adhesion to surfaces: the influence of surface roughness. *PDA Journal of Pharmaceutical Science and Technology*, *60*(3), 164–171.

288. Rodríguez-Hernández, A. G., Juárez, A., Engel, E., Gil, F. J. (2011). Streptococcus sanguinis adhesion on titanium rough surfaces: Effect of shot-blasting particles. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, *22*(8), 1913–1922.

289. Baumgartner, S., Koletsi, D., Verna, C., Eliades, T. (2017). The Effect of Enamel Sandblasting on Enhancing Bond Strength of Orthodontic Brackets: A Systematic Review and Meta-analysis. *The journal of adhesive dentistry*, *19*(6), 463–473.

290. Patcas, R., Zinelis, S., Eliades, G., Eliades, T. (2015). Surface and interfacial analysis of sandblasted and acid-etched enamel for bonding orthodontic adhesives. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, *147*(4), S64–S75.

291. Sai, K., Takamizawa, T., Imai, A., Tsujimoto, A., Ishii, R., Barkmeier, W. W.et al. (2018). Influence of Application Time and Etching Mode of Universal Adhesives on Enamel Adhesion. *The journal of adhesive dentistry*, *20*(1), 65–77.

292. Ouchi, H., Takamizawa, T., Tsubota, K., Tsujimoto, A., Imai, A., Barkmeier, W. W. et al. (2020). The Effects of Aluminablasting on Bond Durability Between Universal Adhesives and Tooth Substrate. *Operative Dentistry*, *45*(2), 196–208.

293. Thanatvarakorn, O., Nakajima, M., Prasansuttiporn, T., Ichinose, S., Foxton, R. M., Tagami, J. (2014). Effect of smear layer deproteinizing on resin-dentine interface with self-etch adhesive. *Journal of Dentistry*, *42*(3), 298–304.

294. Bertassoni, L. E., Orgel, J. P. R., Antipova, O., Swain, M. V. (2012). The dentin organic matrix - Limitations of restorative dentistry hidden on the nanometer scale. *Acta Biomaterialia*, *8*(7), 2419–2433.

295. Tamura, Y., Takamizawa, T., Shimamura, Y., Akiba, S., Yabuki, C., Imai, A. et al. (2017). Influence of air-powder polishing on bond strength and surface-free energy of universal adhesive systems. *Dental Materials Journal*, *36*(6), 762–769.

296. Takamizawa, T., Barkmeier, W. W., Sai, K., Tsujimoto, A., Imai, A., Erickson, R. L., Latta, M. A., & Miyazaki, M. (2018). Influence of different smear layers on bond durability of self-etch adhesives. *Dental Materials*, *34*(2), 246–259.

297. Schilke, R., Lisson, J. A., Bauß, O., Geurtsen, W. (2000). Comparison of the number and diameter of dentinal tubules in human and bovine dentine by scanning electron microscopic investigation. *Archives of Oral Biology*, *45*(5), 355–361.

298. Tepedino, M., Iancu Potrubacz, M., Imperiale, A., Chimenti, C., Capogreco, M., & D'Amario, M. (2021). Microtensile Bond Strength of Etch-and-Rinse Adhesives in Different Hydroabrasion Conditionings. *International Journal of Dentistry*, *2021*, 6649578.

299. Nikaido, T., Yamada, T., Koh, Y., Burrow, M. F., & Takatsu, T. (1995). Effect of air-powder polishing on adhesion of bonding systems to tooth substrates. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, *11*(4), 258–264.

300. Mavriqi, L., Valente, F., Sinjari, B., Trubiani, O., Caputi, S., Traini, T. (2021). Water-airborne-particle abrasion as a pre-treatment to improve bioadhesion and bond strength of glass–ceramic restorations: From in vitro study to 15-year survival rate. *Materials*, *14*(17), 4966.

301. Yeşilyurt, A., & Gökay, O. (2005). Kompozit Rezinlerin Mine Ve Dentine Makaslama Dayanımları Üzerine Aır-Abrazyonun Etkisi. *European Annals of Dental Sciences*, *32*(3), 191–200.

302. Roeder, L. B., Berry, E. A., You, C., & Powers, J. M. (1995). Bond strength of composite to air-abraded enamel and dentin. *Operative Dentistry*, *20*(5), 186–190.

303. Chinelatti, M. A., Corona, S. A. M., Borsatto, M. C., Ribeiro, L. F., Rocha, R. A. S. D. S., & Palma-Dibb, R. G. (2007b). Analysis of surfaces and adhesive interfaces of enamel and dentin after different treatments. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, *18*(7), 1465–1470.

304. Van Meerbeek, B., Yoshihara, K., Van Landuyt, K., Yoshida, Y., Peumans, M. (2020). From Buonocore's Pioneering Acid-Etch Technique to Self-Adhering Restoratives. A Status Perspective of Rapidly Advancing Dental Adhesive Technology. *The Journal of Adhesive Dentistry*, *22*(1), 7–34.

305. Hosseini, M., Raji, Z., Kazemian, M. (2023). Microshear Bond Strength of Composite to Superficial Dentin by Use of Universal Adhesives with Different pH Values in Self-Etch and Etch & Rinse Modes. *Dental research journal*, *20*, 5.

306. Cuevas-Suárez, C. E., da Rosa, W. L. O., Lund, R. G., da Silva, A. F., Piva, E. (2019). Bonding Performance of Universal Adhesives: An Updated Systematic Review and Meta-Analysis. *The Journal of Adhesive Dentistry*, *21*(1).

307. Prime&Bond Universal: Universal Dental Adhesive | Dentsply Sirona Türkiye [Internet]. [cited 2025 Apr 27]. Available from: https://www.dentsplysirona.com/tr-tr/kesfet/markaya-gore-kesfet/prime-bond-universal.html

308. Ersöz, B., Aydin, N., Oktay, E. A., Çal, İ. K., Karaoğlanoğlu, S. (2025). Effects of universal adhesives on dentin matrix proteins, matrix metalloproteinases and cytokine release of human pulp cells. *Odontology*, 1–11.

309. Hatırlı, H., & Yerliyurt, K. (2022). Effect of Clinically Relevant Smear Layers and pH of Universal Adhesives on Dentin Bond Strength and Durability. *The Journal of Adhesive Dentistry*, *24*(1), b2838121.

310. Saikaew, P., Senawongse, P., Chowdhury, A. A., Sano, H., Harnirattisai, C. (2018). Effect of smear layer and surface roughness on resin-dentin bond strength of self-etching adhesives. *Dental Materials Journal*, *37*(6), 973–980.

311. Van Landuyt, K. L., Kanumilli, P., De Munck, J., Peumans, M., Lambrechts, P., & Van Meerbeek, B. (2006). Bond strength of a mild self-etch adhesive with and without prior acid-etching. *Journal of Dentistry*, *34*(1), 77–85.

312. Visuri, S. R., Gilbert, J. L., Wright, D. D., Wigdor, H. A., Walsh, J. T. (1996). Shear strength of composite bonded to Er:YAG laser-prepared dentin. *Journal of Dental Research*, *75*(1), 599–605.

313. Dunn, W. J., Davis, J. T., Bush, A. C. (2005). Shear bond strength and SEM evaluation of composite bonded to Er:YAG laser-prepared dentin and enamel. *Dental Materials*, *21*(7), 616–624.

314. Guven, Y., & Aktoren, O. (2015). Shear bond strength and ultrastructural interface analysis of different adhesive systems to Er:YAG laser-prepared dentin. *Lasers in Medical Science*, *30*(2), 769–778.

315. Hosseini, M. H., Namvar, F., Chalipa, J., Saber, K., Chiniforush, N., Sarmadi, S., Mirhashemi, A. H. (2012). Comparison of Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets Bonded to Enamel Prepared By Er:YAG Laser and Conventional Acid-Etching. *Journal of Dentistry (Tehran, Iran)*, *9*(1), 20–26.

316. Arami, S., Shahabi, S., Tabatabaie, M., Chiniforush, N., Morshedi, E., Torabi, S. (2014). Assessing microleakage of composite restorations in class V cavities prepared by Er:YAG laser irradiation or diamond bur. *Journal of conservative dentistry : JCD*, *17*(3), 216–219.

317. Ciucchi, P., Neuhaus, K. W., Emerich, M., Peutzfeldt, A., Lussi, A. (2015). Evaluation of different types of enamel conditioning before application of a fissure sealant. *Lasers in medical science*, *30*(1), 1–9.

318. Luong, E., & Shayegan, A. (2018). Assessment of microleakage of class V restored by resin composite and resin-modified glass ionomer and pit and fissure resin-based sealants following Er:YAG laser conditioning and acid etching: in vitro study. *Clinical, cosmetic and investigational dentistry*, *10*, 83–92.

319. Onay, E. O., Yamanel, K., Korkmaz-Ceyhan, Y., Gulsahi, K. (2018). Comparison of three adhesive systems in class II composite restorations in endodontically treated teeth: Influence of Er:YAG laser conditioning and gingival margin levels on microleakage. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, *10*(8), e781–e788.

320. Manhart, J., Huth, K. C., Chen, H. Y., Hickel, R. (2004). Influence of the pretreatment of occlusal pits and fissures on the retention of a fissure sealant. *American journal of dentistry*, *17*(1), 12–18.

321. Delme, K. I. M., Deman, P. J., De Moor, R. J. G. (2005). Microleakage of class V resin composite restorations after conventional and Er:YAG laser preparation. *Journal of Oral Rehabilitation*, *32*(9), 676–685.

322. Kim, J. H., Kwon, O. W., Kim, H. Il, Yong, H. K. (2006). Acid Resistance of Erbium-doped Yttrium Aluminum Garnet Laser–Treated and Phosphoric Acid–Etched Enamels. *The Angle Orthodontist*, *76*(6), 1052–1056.

323. Ribeiro, C. F., de Paiva Gonçalves, S. E., Yui, K. C. K., Borges, A. B., Barcellos, D. C., Brayner, R. (2013). Dentin Bond Strength: Influence of Er:YAG and Nd:YAG Lasers. *The International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, *33*(3), 373–377.

324. Kameyama, A., Kawada, E., Takizawa, M., Oda, Y., Hirai, Y. (2000). Influence of different acid conditioners on the tensile bond strength of 4-META/MMA-TBB resin to Er:YAG laserirradiated bovine dentin. *Journal of Adhesive Dentistry*, *2*(4), 297–304.

325. Martínez-Insua, A., Dominguez, L. D. S., Rivera, F. G., Santana-Penín, U. A. (2000). Differences in bonding to acid-etched or Er:YAG-laser-treated enamel and dentin surfaces. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *84*(3), 280–288.

326. Stiesch-Scholz, M., & Hannig, M. (2000). In vitro study of enamel and dentin marginal integrity of composite and compomer restorations placed in primary teeth after diamond or Er:YAG laser cavity preparation. *Journal of Adhesive Dentistry*, *2*(3), 213–222.

327. Li, Z. -Z, Code, J. E., & Van de Merwe, W. P. (1992). Er:YAG laser ablation of enamel and dentin of human teeth: Determination of ablation rates at various fluences and pulse repetition rates. *Lasers in Surgery and Medicine*, *12*(6), 625–630.

328. Nelson, D. G. A., Wefel, J. S., Jongebloed, W. L., Featherstone, J. D. B. (1987). Morphology, histology and crystallography of human dental enamel treated with pulsed low-energy infrared laser radiation (With 1 color plate). *Caries Research*, *21*(5), 411–426.

329. Al Jabbari, Y. S., Zinelis, S., Eliades, G. (2012). Effect of sandblasting conditions on alumina retention in representative dental alloys. *Dental Materials Journal*, *31*(2), 249–255.

330. Perdigao, J., Swift, E. J., Denehy, G. E., Wefel, J. S., Donly, K. J. (1994). In vitro Bond Strengths and SEM Evaluation of Dentin Bonding Systems to Different Dentin Substrates. *Journal of Dental Research*, *73*(1), 44–55.

331. Jassem, H. A., Retief, D. H., Jamison, H. C. (1981). Tensile and shear strengths of bonded and rebonded orthodontic attachments. *American Journal of Orthodontics*, *79*(6), 661–668.

332. Scherrer, S. S., Cesar, P. F., Swain, M. V. (2010). Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, *26*(2), e78–e93.

333. Triolo, P. T., & Swift, E. J. (1992). Shear bond strengths of ten dentin adhesive systems. *Dental Materials*, *8*(6), 370–374.

334. Price, R. B., Dérand, T., Andreou, P., Murphy, D. (2003). The effect of two configuration factors, time, and thermal cycling on resin to dentin bond strengths. *Biomaterials*, *24*(6), 1013–1021.

335. Celik, E. U., Ergücü, Z., Türkün, L. S., & Türkün, M. (2006). Shear bond strength of different adhesives to Er:YAG laser-prepared dentin. *The Journal of Adhesive Dentistry*, *8*(5), 319–325.

336. Altunsoy, M., Botsali, M. S. elim, Korkut, E., Kucukyilmaz, E., & Sener, Y. (2014). Effect of different surface treatments on the shear and microtensile bond strength of resin-modified glass ionomer cement to dentin. *Acta Odontologica Scandinavica*, *72*(8), 874–879.

337. Karadas, M., & Çağlar, İ. (2017). The effect of Er:YAG laser irradiation on the bond stability of self-etch adhesives at different dentin depths. *Lasers in Medical Science*, *32*(5), 967–974.

338. Wang, J., Chen, S., Wu, Y., Zhang, Q., Wu, M., Chen, Y. et al.(2024). The Influence of Erbium Laser Pretreatment on Dentin Shear Bond Strength and Bond Failure Modes: A Systematic Review and Network Meta-Analysis. *The Journal of Adhesive Dentistry*, *26*, b5378611.

339. Flury, S., Peutzfeldt, A., Schmidlin, P. R., Lussi, A. (2017). Exposed Dentin: Influence of Cleaning Procedures and Simulated Pulpal Pressure on Bond Strength of a Universal Adhesive System. *PloS one*, *12*(1), e0169680.

340. Sauro, S., Watson, T. F., Thompson, I. (2011). Ultramorphology and dentine permeability changes induced by prophylactic procedures on exposed dentinal tubules in middle dentine. *Medicina oral, patologia oral y cirugia bucal*, *16*(7), e1022–e1030.

341. Ferrazzano, G. F., Iodice, G., Cantile, T., & Ingenito, A. (2007). Scanning electron microscopic study of air abrasion effects on human dentine. *European Journal of Paediatric Dentistry*, *8*(3), 113–118.

342. Monghini, E. M., Wanderley, R. L., Pécora, J. D., Palma Dibb, R. G., Corona, S. A. M., Borsatto, M. C. (2004). Bond Strength to Dentin of Primary Teeth Irradiated with Varying Er:YAG Laser Energies and SEM Examination of the Surface Morphology. *Lasers in Surgery and Medicine*, *34*(3), 254–259.

343. Rafael, C. F., Quinelato, V., Morsch, C. S., DeDeus, G., Reis, C. M. (2016). Morphological analysis of dentin surface after conditioning with two different methods: Chemical and mechanical. *Journal of Contemporary Dental Practice*, *17*(1), 58–62.

344. G2-BOND Universal – campaigns-gceurope [Internet]. [cited 2025 May 2]. Available from: https://campaigns-gceurope.com/g2-bond-universal/?lang=tr

345. Kharouf, N., Ashi, T., Eid, A., Maguina, L., Zghal, J., Sekayan, N., et al. (2021). Does Adhesive Layer Thickness and Tag Length Influence Short/Long-Term Bond Strength of Universal Adhesive Systems? An In-Vitro Study. *Applied Sciences 2021, Vol. 11, Page 2635*, *11*(6), 2635.

346. Yoshikawa, T., Sadr, A., & Tagami, J. (2016). Effects of C-factor on bond strength to floor and wall dentin. *Dental Materials Journal*, *35*(6), 918–922.

347. Bolaños-Carmona, V., González-López, S., Briones-Luján, T., De Haro-Muñoz, C., & de la Macorra, J. C. (2006). Effects of etching time of primary dentin on interface morphology and microtensile bond strength. *Dental Materials*, *22*(12), 1121–1129.

348. Nör, J. E., Feigal, R. J., Dennison, J. B., & Edwards, C. A. (1997). Dentin bonding: SEM comparison of the dentin surface in primary and permanent teeth. *Pediatric Dentistry*, *19*(4), 246–252.

349. Gateva, N., Kabaktchieva, R. (2012). Hybrid Layer Thickness in Primary and Permanent Teeth – a Comparison Between Total Etch Adhesives. Journal of the International Medical Association Bulgaria