BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
DİŞ HASTALIKLARI TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
DİŞ HASTALIKLARI TEDAVİSİ VE ENDODONTİ DOKTORA PROGRAMI

DEPROTEİNİZASYONUN ÇÜRÜKTEN ETKİLENMİŞ DENTİN YÜZEYİNE ADEZYONA ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

HAZIRLAYAN

Begüm Berkmen

DOKTORA TEZİ

ANKARA – 2020

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
DİŞ HASTALIKLARI TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
DİŞ HASTALIKLARI TEDAVİSİ VE ENDODONTİ DOKTORA PROGRAMI

DEPROTEİNİZASYONUN ÇÜRÜKTEN ETKİLENMİŞ DENTİN YÜZEYİNE ADEZYONA ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

HAZIRLAYAN

Begüm Berkmen

DOKTORA TEZİ

TEZ DANIŞMANI

Prof. Dr. Neslihan Arhun

ANKARA - 2020

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Diş Hastalıkları Tedavisi Anabilim Dalı Diş Hastalıkları Tedavisi ve Endodonti Doktora Programı çerçevesinde Begüm Berkmen tarafından hazırlanan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 28 / 08 / 2020

Tez Adı: Deproteinizasyonun Çürükten Etkilenmiş Dentin Yüzeyine Adezyona Etkisinin Değerlendirilmesi

Tez Jüri Üyeleri (Unvanı, Adı - Soyadı, Kurumu) **İmza**

..……...

……

……

……

……

ONAY

Enstitü Müdürü

Tarih: 28 / 08 / 2020

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ENSTİTÜSÜ
DOKTORA TEZ ÇALIŞMASI ORİJİNALLİK RAPORU

Tarih: 11 / 08/ 2020

Öğrencinin Adı, Soyadı: Begüm Berkmen
Öğrencinin Numarası:21720471
Anabilim Dalı: Diş Hastalıkları Tedavisi
Programı: Diş Hastalıkları Tedavisi ve Endodonti Doktora Programı
Danışmanın Unvanı/Adı, Soyadı: Prof. Dr. Neslihan Arhun
Tez Başlığı: Deproteinizasyonun Çürükten Etkilenmiş Dentin Yüzeyine Adezyona Etkisinin Değerlendirilmesi

Yukarıda başlığı belirtilen Doktora tez çalışmamın; Giriş, Ana Bölümler ve Sonuç Bölümünden oluşan, toplam 58 sayfalık kısmına ilişkin, 11/ 08 /2020 tarihinde şahsım/tez danışmanım tarafından Turnitin adlı intihal tespit programından aşağıda belirtilen filtrelemeler uygulanarak alınmış olan orijinallik raporuna göre, tezimin benzerlik oranı % 11'dır. Uygulanan filtrelemeler:
1. Kaynakça hariç
2. Alıntılar hariç
3. Beş (5) kelimeden daha az örtüşme içeren metin kısımları hariç

"Başkent Üniversitesi Enstitüleri Tez Çalışması Orijinallik Raporu Alınması ve Kullanılması Usul ve Esaslarını" inceledim ve bu uygulama esaslarında belirtilen azami benzerlik oranlarına tez çalışmamın herhangi bir intihal içermediğini; aksinin tespit edileceği muhtemel durumda doğabilecek her türlü hukuki sorumluluğu kabul ettiğimi ve yukarıda vermiş olduğum bilgilerin doğru olduğunu beyan ederim.

Öğrenci İmzası:…….

ONAY
Tarih: 11/ 08 / 2020
Öğrenci Danışmanı Unvan, Ad, Soyad,
İmza:

……

TEŞEKKÜR

Lisans ve doktora eğitimim süresince bana her türlü desteğini, bilgi birikimini ve zamanını ayırarak yol gösteren, bilgi ve deneyimiyle her zaman yanımda olan, örnek aldığım çok değerli tez danışmanım Sayın Prof. Dr. Neslihan ARHUN'a teşekkürü borç bilirim.

Büyük bir özveriyle bilgilerini ve tecrübelerini benimle paylaşan, akademik hayatta her zaman örnek alacağım saygıdeğer hocalarım Sayın Prof. Dr. Berrin Dayangaç, Prof. Dr. Çiğdem Çelik, Prof. Dr. Kıvanç Yamanel, Prof. Dr. Kamran Gülşahı, Prof. Dr. Ayşe Rüya Yazıcı ve Doç. Dr. Duygu Tuncer'e,

Doktora eğitimim süresince bilgi, tecrübe ve kişiliği ile bana her konuda ışık tutan, saygıdeğer meslektaşım Dr. Öğr. Üyesi Cemre Koç'a,

Her zaman yanımda olan, birlikte çalışmaktan büyük keyif aldığım arkadaşlarım Dt. Seda Yıldırım ve Dt. Onur Altuğ Sakallı'ya,

Sevgileri, fedakarlıkları ve koşulsuz destekleriyle her zaman bana güç veren, benim ben olmamı sağlayan, zorluklarda yoluma ışık tutan, gurur duyduğum ve çok sevdiğim annem Feray Berkmen ve babam Hüseyin Berkmen'e,

Hayatımı daha anlamlı kılabilmem için her zaman bana cesaret veren, desteğini her zaman hissettiğim, her anlamda örnek aldığım ablam Bengü Berkmen Maner ve eşi Nejat Maner'e en içten duygularımla teşekkürü borç bilirim.

ÖZET

Dt. Begüm Berkmen, Deproteinizasyonun Çürükten Etkilenmiş Dentin Yüzeyine Adezyona Etkisinin Değerlendirilmesi, Başkent Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Diş Hastalıkları Tedavisi ve Endodonti Doktora Programı, Doktora Tezi, 2020.

Bu in-vitro çalışmanın amacı çürükten etkilenmiş dentinin NaOCl ile deproteinizasyonunun, farklı adeziv sistemler kullanılarak yerleştirilen rezin kompozit ile çürükten etkilenmiş dentin arayüzünün mikro-BT ile değerlendirilmesidir. Bu çalışmada yakın zamanda çekilmiş 96 adet çürüklü insan molar dişi kullanılmıştır ve dişler oda sıcaklığında salin solüsyonunda bekletilmiştir. Dişler, 10 mm x 10 mm x 10 mm silikon ölçü materyalinden hazırlanan kalıplar içerisine mine-sement sınırına kadar soğuk akril (Meliodent, Heraeus Kulzer, Almanya) dökülerek yerleştirilmiştir. Çürük dentine ulaşabilmek için dişlerin mine dokusu uzaklaştırılarak çürük dentin ekskavatör ve çelik rond frez yardımıyla temizlenmiştir. Çürükten etkilenmiş dentin sond ile muayene, renk değerlendirmesi ve gözle muayene sonucu sert, parlak ve koyu renkli tespit edilmiştir. Çürükten etkilenmiş dentin yüzey sertlikleri mikrosertlik testiyle mikrosertlik cihazında, her örnek için minimum uzaklık 40 μm olacak şekilde 3 farklı noktadan 15 sn süre ile 1 Newton kuvvet uygulanarak kontrol edilmiştir. Hazırlanan örnekler rastgele deproteinizasyon işlemi uygulanmayan (Grup A; n =48; kontrol grubu) ve deproteinizasyon işlemi uygulanan (Grup B; n =48; deneysel grup) örnekler olacak şekilde iki ana gruba ayrılmıştır. Bu ana gruplar, uygulanan adeziv sistemlere göre 4 alt gruba ayrılmıştır: Grup ASB ve BSB örneklerine iki aşamalı etch and rinse adeziv sistem uygulanmış; Grup ASE ve BSE örneklerine iki aşamalı self-etch adeziv sistem uygulanmış; Grup AQER ve BQER örneklerine universal adeziv sistem etch and rinse modunda uygulanmış; Grup AQSE ve BQSE örneklerine üniversal adeziv sistem self-etch modunda uygulanmıştır. Grup ASB, ASE, AQER ve AQSE örneklerine üreticinin talimatlarına göre adeziv sistemler uygulanmıştır. Grup BSB örnekleri 15 sn %37'lik fosforik asit ile pürüzlendirilip su ile yıkandıktan sonra aplikatörle 15 sn %6 NaOCl ile deproteinizasyon uygulanmış, su ile durulanmış ve adeziv sistem uygulanıp 10 sn ışıkla polimerize edilmiştir. Grup BSE örneklerine aplikatörle 15 sn %6 NaOCl ile deproteinizasyon uygulanmış, su ile yıkanmış ve adeziv sistem uygulanıp 10 sn ışıkla polimerize edilmiştir. Grup BQER örneklerine 10 sn K-etchant uygulanıp yıkandıktan

sonra aplikatörle 15 sn %6 NaOCl ile deproteinizasyon uygulanmış, su ile durulanmış ve adeziv sistem uygulanıp 5 sn ışıkla polimerize edilmiştir. Grup BQSE örneklerine aplikatörle 15 sn %6 NaOCl ile deproteinizasyon uygulanmış, su ile yıkanmış ve adeziv sistem uygulanıp 5 sn ışıkla polimerize edilmiştir. Adeziv uygulanan örneklere plastik kalıplar kullanılarak 4 mm çap ve 4 mm yükseklik olacak şekilde IV A renginde bulk fill rezin kompozit bulk tekniği ile yerleştirilerek üreticinin talimatlarına göre 20 sn LED ışık cihazıyla polimerize edilmiştir. Hazırlanan tüm örnekler mikro-BT analizinden önce 37°C' de distile su içerisinde bekletilmiştir. Mikroboşluk oluşumunun değerlendirmesi, mikrotomografi Skyscan 1174® cihazı ile yapılmıştır. Mikroboşluklar mm^3 cinsinden değerlendirilmiştir ve taramalar TIFF formatında kaydedilmiştir. Sonuçlar istatistiksel olarak Kruskal Wallis ve Mann Whitney U testleri ile belirlendi.. Buna göre, deproteinizasyon uygulanmayan kontrol ve deproteinizasyon uygulanan deneysel gruplar arasında sadece Grup A Kontrol 1(ASB) ile Grup B Deneysel 1(BSB) örnekleri arasında mikroboşluk hacmi açısından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur($p=0,043$) . Test edilen adeziv sistemlere göre mikroboşluk hacimleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır.

Anahtar Kelimeler: deproteinizasyon, çürükten etkilenmiş dentin, bulk fill rezin kompozit, adeziv, mikro bilgisayarlı tomografi.

Bu araştırma (Proje no: D-DA19/02), Başkent Üniversitesi Tıp ve Sağlık Bilimleri Araştırma Kurulu tarafından onaylanmış, Başkent Üniversitesi Araştırma Fonu'nca desteklenmiştir.

ABSTRACT

Dt. Begüm Berkmen, Evaluation of the Effect of Deproteinization on Adhesion on the Caries Affected Dentin, Baskent University Institute of Health Sciences, Restorative Dentistry and Endodontics PhD Program, Phd Thesis, 2020.

The aim of this in-vitro study was to evaluate the effect of NaOCl deproteinization of the caries affected dentine on the gap formation at the adhesive interface treated with different adhesive systems with the use of micro-ct. In this study, 96 human molars with carious lesions were collected and stored in saline solution at room temperature. Teeth were placed into molds with cold acrylic made of 10mm x 10mm x 10mm silicone impression material up to cemento-enamel junction. Enamel portion of the teeth was trimmed to reach the carious dentine. The carious dentine was removed with the excavator and steel rond burs. Caries affected dentin was determined as hard, bright and dark colored as a result of visual inspection, color and dentin resistance to excavation. In the microhardness tester (HMV-2, Microhardness Tester Shimadzu, Japan), the hardness of the caries affected dentin surface was checked by applying 1 Newton force from 3 different points for 15 seconds at a minimum distance of 40 μm for each sample. Prepared samples were randomly divided into two main groups: samples that were not deproteinized (Group A; n = 48; control group) and samples that were deproteinized (Group B; n = 48; experimental group). These main groups are divided into 4 subgroups (n=12) according to the adhesive systems tested: Two-step etch and rinse system was applied to the Group ASB and BSB samples; Two-step self etching system was applied to the Group ASE and BSE samples; Universal adhesive sysem was applied in etch and rinse mode to the Group AQER and BQER samples; Universal adhesive system (was used in self etching mode to the Group AQSE and BQSE samples. Adhesive systems were applied to the Group ASB, ASE, AQER and AQSE samples according to the manufacturers' instructions. Group BSB samples were etched with 37% phosphoric acid for 15 s and washed by water, then deproteinized by application of 6% sodium hypochlorite (NaOCl) for 15 s with microbrush, rinsed with water and light cured for 10 s. Group BSE samples were deproteinized by application of 6% sodium hypochlorite (NaOCl) for 15 s with microbrush, rinsed with water, then adhesive system was applied and light cured for 10 s. Group BQER samples were etched with K-etchant for 10 s and washed by water, then deproteinized by application of 6% sodium hypochlorite (NaOCl) for 15 s with microbrush, rinsed with water and light cured

for 5 s. Group BQSE samples were deproteinized by application of 6% sodium hypochlorite (NaOCl) for 15 s with microbrush, rinsed with water, then adhesive system was applied and light cured for 5s. The teeth were restored with bulk-fill composite resin with the help of molds of 4 mm diameter and 4 mm height according the manufacturer's direction and light cured with LED for 20 s. All restored samples were stored in distilled water at 37°C prior to micro-CT analysis. The evaluation of microgap formation was done with the microtomography Skyscan 1174® device. Microgap formations are evaluated in mm^3 and scans are recorded in TIFF format. Statistical analysis were done according to Kruskal Wallis and Mann Whitney U tests. In terms of micro-gap formation, the only statistically significant difference was found between Group A Control 1(ASB) and Group B Experimental 1(BSB) samples (p=0,043). There was no statistically difference about micro-gap formation between tested adhesive systems.

Keywords: deproteinization, caries affected dentin, bulk fill composite resin, adhesive, micro computed tomography.

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR…….. i

ÖZET……. ii

ABSTRACT…….. iv

İÇİNDEKİLER……. vi

TABLOLAR LİSTESİ……. viii

ŞEKİLLER LİSTESİ…… ix

SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ…….…… xi

1. GİRİŞ.....……..…..... 1

2. GENELBİLGİLER…… 3

2.1. Mine…….. 3

2.2. Dentin…… 4

2.3. Çürük…… 5

2.3.1. Çürükle enfekte dentin……. 6

2.3.2. Çürükten etkilenmiş dentin…….. 6

2.3.3. Çürüğün uzaklaştırılması ve minimal inzaziv yaklaşımlar…… 7

2.3.3.1. Ekskavatörler, turla aletler ve frezler……. 8

2.3.3.2. Air-abrazyon…….. 9

2.3.3.3. Air-polishing…… 9

2.3.3.4. Ultrasonik aletler…… 10

2.3.3.5. Sono-abrazyon…….…… 0

2.3.3.6. Kemo-mekanik yöntemler……. 10

2.3.3.7. Lazerler…… 12

2.4. Adezyon…… 12

2.4.1. Mineye bağlama…… 13

2.4.2. Dentine bağlama……... 14

2.4.3. Smear tabakası……. 15

2.4.4. Hibrit tabaka……. 15

2.4.5. Adeziv sistemlerin sınıflandırılması…… 16

2.4.5.1. Etch and rinse adeziv sistemler……. 16

2.4.5.1.1. Üç aşamalı etch and rise adeziv sistemler……. 17

2.4.5.1.2. İki aşamalı etch and rise adeziv sistemler……. 17

2.4.5.2. Self-etch adeziv sistemler…….…….…….……. 18

2.4.5.2.1. İki aşamalı self-etch adeziv sistemler……. 18
2.4.5.2.2. Tek aşamalı self-etch adeziv sistemler……... 19
2.4.5.3. Üniversal adeziv sistemler……..……..…… 20
2.5. Rezin Kompozitler……..……..……..……..……. 20
2.5.1. Bulk-fill kompozitler……..……..……..…….. 22
2.5.2. Polimerizasyon büzülmesi……..……..……..... 23
2.5.3. Mikroboşluk oluşumu……..……..……..…… 24
2.6. Deproteinizasyon……..……..……..……..……... 25
2.7. Mikro Bilgisayarlı Tomografi……..……..……..……. 26
3. GEREÇ ve YÖNTEM……..……..……..……..…….. 28
3.1. Dişlerin Akrilik Bloklara Gömülmesi……..……..…… 31
3.2. Çürükten Etkilenmiş Dentin Elde Edilmesi……..……..... 31
3.3. Çalışma Gruplarının Oluşturulması……..……..……. 32
3.4. Kontrol Grubu Örneklerinin Hazırlanması……..……..... 35
3.5. Deneysel Grup Örneklerinin Hazırlanması……..……..... 38
3.6. Örneklerin Mikrotomografi Cihazı ile Değerlendirilmesi……... 39
3.7. İstatistiksel Analiz……..……..……..……..……. 43
4. BULGULAR……..……..……..……..……..... 44
4.1. Mikroboşluk Değerleri……..……..……..……... 44
5. TARTIŞMA……..……..……..……..……..... 49
6. SONUÇ……..……..……..……..……..…….. 58
KAYNAKLAR..... 59

TABLOLAR LİSTESİ

Sayfa

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan tüm materyaller, seri numaraları ve içerikleri..……....29

Tablo 3.3.1. Çalışma grupları …….....34

Tablo 4.1. Ortalama mikroboşluk değerleri, standart sapmalar, minimum ve.....47
maksimum değerler

ŞEKİLLER LİSTESİ

Sayfa

Şekil 2.5. Doldurucu partikül boyutlarına göre kompozitlerin kronolojik gelişimleri…….22

Şekil 3.1. Çalışmada kullanılan materyaller …….....30

Şekil 3.2.1. Çürükten etkilenmiş dentin örnekleri …….....32

Şekil 3.2.2. Mikrosertlik test cihazı ile sertlik ölçümü …….....32

Şekil 3.3.1. Çalışma grupları …….....33

Şekil 3.4.1. Örneklerin asitle pürüzlendirilmesi…….....36

Şekil 3.4.2. Örneklere adeziv sistem uygulanması...…….....36

Şekil 3.4.3. Adeziv sistem uygulanan örneklerin polimerizasyonu.....37

Şekil 3.4.4. Örneklere kalıplarla rezin kompozit uygulanması …….....37

Şekil 3.4.5. Rezin kompozit uygulanan örneklerin polimerizasyonu …….....37

Şekil 3.5.1. Deproteinizasyon uygulanmış örnek …….....39

Şekil 3.6.1. Ham görüntü …….....40

Şekil 3.6.2. Kesit görüntüsü …….....40

Şekil 3.6.3. Dolgu etrafında ROI belirlenmesi …….....41

Şekil 3.6.4. Dolgu etrafında belirlenmiş ROI …….....42

Şekil 3.6.5. İlgili alan için eşik değer belirlenmesi …….....42

Şekil 4.1.1. Grup A Kontrol 1 (ASB) örneği …….....44

Şekil 4.1.2. Grup B Deneysel 1 (BSB) örneği …….....44

Şekil 4.1.3. Grup A Kontrol 2 (ASE) örneği …….....45

Şekil 4.1.4. Grup B Deneysel 2 (BSE) örneği …….....45

Şekil 4.1.5. Grup A Kontrol 3 (AQER) örneği …….....45

Şekil 4.1.6. Grup B Deneysel 3 (BQER) örneği ……...46

Şekil 4.1.7. Grup A Kontrol 4 (AQSE) örneği …….....46

Şekil 4.1.8. Grup B Deneysel 4 (BQSE) örneği …….....46

Şekil 4.1.9. Ortalama mikroboşluk değerleri, standart sapmalar …….....48

SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ

°C	santigrat derece
10-MDP	10-metakriloiloksidedil dihidrojen fosfat
4-META	4-metakriloksietil trimellitat anhidrit
Bis-EMA	bisfenol a etoksillenmiş dimetakrilat
Bis-GMA	bisfenol glisidil metakrilat
BT	bilgisayarlı tomografi
C Faktörü	konfigürasyon faktörü
ÇED	çürükten etkilenmiş dentin
DNA	deoksiribonükleik asit
dyne/cm	dyne bölü santimetre
Er:YAG	erbium: yttrium-aluminium-garnet
FDA	Amerikan Gıda ve İlaç Dairesi
HEMA	2-hidroksi etil metakrilat
HOCl	hipokloröz asit
kHz	kilo hertz
kVp	kilovoltaj peak
KYG	kritik yüzey gerilimi
LED	ışık yayan diyot
Mikro- BT	mikrobilgisayarlı tomografi
mm	milimetre
mm^2	milimetre kare
ms	milisaniye
mW/cm^2	miliwatt bölü santimetre kare
N	newton
NaOCl	sodyum hipoklorit
Nd:YAG	neodmymium: yttrium-aluminum-garnet
nm	nano metre
PAI	poliamid frez
pH	power of hidrojen
ROI	dairesel ilgili alan
rpm	dakikadaki devir sayısı
sn	saniye
TEG-DMA	trietilen glikol dimetakrilat
UDMA	üretan dimetakrilat
VHN	vickers hardness value
W	watt
µA	mikroamper
µm	mikrometre
µm/gün	mikrometre bölü gün

1. GİRİŞ

Çürük dentin, dışta çürük ile enfekte olmuş ve içte çürükten etkilenmiş dentin olmak üzere iki tabakadan oluşmaktadır.[1] Çürükle enfekte dentin tabakası, yüksek oranda demineralize, fizyolojik olarak remineralize edilemeyen ve geri dönüşümsüz denatüre olmuş kolajen fibrilleri içermektedir.[2,3] Öte yandan, çürükten etkilenmiş dentin tabakası (ÇED) enfekte değildir, kısmen demineralizedir ve fizyolojik olarak remineralize edilebilmektedir. Çürükten etkilenmiş dentinin porözitesi artmış ve kolajen fibrillerin yüzey enerjisi azalmış olarak görülmektedir.[2] Yapılan çalışmalarda çürükten etkilenmiş dentinin, cam iyonomer ve rezin kompozit gibi restoratif materyallerle daha düşük bağlanma kuvveti olduğu gösterilmiştir.[4,5]

Polimerizasyon büzülmesi, kompozit restorasyonların en büyük dezavantajıdır.[6-8] Polimerizasyon büzülmesini etkileyen faktörler yerleştirme tekniği, konfigürasyon faktörü (C faktörü) ve kompozitin hacmidir. Polimerizasyon büzülmesi marjinal sızıntı, marjinal renklenme, mikroboşluk oluşumu ve bakteriyel invazyonla tekrarlayan çürük oluşumuna neden olarak restorasyonun başarısızlığına sebep olabilir.[9,10]

Rezin bazlı restoratif materyalin polimerizasyon büzülmesi ve diş sert dokuları arasında adezyondaki yetersizlik nedeniyle mikrosızıntı oluşumuna neden olan mikroboşluklar oluşmaktadır.[11] Mikroboşluk oluşumunu önlemek ve kompozitin diş dokusuna daha iyi bağlanmasını sağlamak için inkremental veya tabakalama tekniği sıklıkla kullanılmaktadır.[12,13] Bu teknik, kompoziti her tabaka belirli kalınlıkta (2mm veya daha az) olacak şekilde her tabakanın ayrı polimerize edildiği birçok tabaka halinde uygulamayı içermektedir. Geniş kavitelerin tek aşamada doldurulması için bulk-fill rezin kompozit materyaller ve bulk-fill tekniği geliştirilmiştir. Bulk-fill kompozitler geleneksel kompozitlere göre 4 mm veya daha kalın tabakalar halinde yerleştirilebilmektedir.[14] Birçok çalışma inkremental olarak uygulanan materyallere göre bulk-fill materyallerin daha düşük polimerizasyon büzülmesine sahip olduklarını desteklemiştir.[15,16] Düşük polimerizasyon büzülmesi boşluk oluşumunu azaltmış ve inkremental-fill kompozitlere göre bulk-fill kompozitler daha iyi adaptasyon göstermiştir.[17]

Günümüzde kabul edilen minimal-invaziv tedavi yaklaşımı çerçevesinde çürük temizlenirken kavite tabanında çürükten etkilenmiş dentin bırakılmaktadır ancak çürükten etkilenmiş dentin yüzeyine bağlanma klinisyenler için sorun olmaktadır. Çürükten etkilenmiş dentin tabakasına bağlanma kuvvetini arttırmak için çürükten etkilenmiş

dentinin, adeziv uygulanmasından önce sodyum hipoklorit çözeltisi ile deproteinizasyonu önerilmektedir.[18] Öte yandan dental literatürde çürükten etkilenmiş dentin yüzeyine uygulanmakta olan deproteinizasyon işlemi ile ilgili çalışmaların sonuçları arasında çelişkiler bulunmaktadır.[19,20]

Bu in vitro çalışmanın amacı çürükten etkilenmiş dentinin NaOCl ile deproteinizasyonun, farklı adeziv sistemler kullanılarak yerleştirilen rezin kompozit ile dentin arayüzünün mikro-BT ile değerlendirilmesidir. Bu çalışmanın iki sıfır hipotezi ise: %6 NaOCl uygulanan ve uygulanmayan çürükten etkilenmiş farklı adeziv sistemlerle hibridize dentin yüzeyi ve rezin kompozit arasında mikroboşluk oluşumu açısından anlamlı bir fark olmayacağı ve kullanılan farklı adeziv sistem türlerine göre dentin yüzeyi ve rezin kompozit arasında mikroboşluk açısından anlamlı bir fark olmayacağıdır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Mine

Mine, hacimce % 90-92 mineral (hidroksiapatit formundaki kalsiyum fosfat kristali), % 4-12 su ve % 1-2 organik madde (non-kolajen protein ve enzimler) içeriği ile insan vücudunda bulunan, en sert yapıdır.[21]

Ameloblast hücreleri tarafından gerçekleştirilen mine oluşumuna amelogenezis denilmektedir. Bu hücreler, ektoderm olarak bilinen embriyonik germ tabakasından köken almaktadır. Mine dişin anatomik kronunu sarar, farklı bölgelerde değişik kalınlıklar gösterir ve mine-dentin sınırında dentine bağlanır. Fossanın en derin noktasında birleşmemiş mine, pit olarak adlandırılır. Fissür ve/veya pitler gibi temizlenmesi zor bölgeler asidojenik biyofilm oluşumu nedeni ile çürüğe yatkın olan bölgelerdir.[21]

Minenin temel yapı taşları, mekanik özelliklerini artıran kümelenmiş hidroksiapatit kristallerinden oluşan prizma ve rodlardır.[22] Hidroksiapatit kristalleri, mineye camsı, ve saydam (translüsent) görünüm kazandıracak şekilde yoğun ve sıkı bir düzende bulunur. Dişlerin sarı-beyaz rengi saydam mine ile örtülen dentinin yansımasının sonucudur. Kristaller mikroskobik düzeyde çok sıkı dizilmiş olsa da, her bir kristal su ve organik materyal ile dolu çok küçük alanlarla (interkristallin boşluklar) birbirinden ayrılır.[23]

Minenin en dış tabakası, yüzeye açılan Retzius çizgileri nedeni ile mikroskobik olarak daha pörözdür. Minedeki perikimati olukları büyük difüzyon yolları olarak rol oynamaktadır.[21]

Yarı-geçirgenlik özelliği ile birçok sıvı, iyon ve düşük molekül ağırlıklı maddeler, mikroporlardan difüze olmaktadır. Geçirgenlik özelliği sayesinde tükürük iyonları demineralize diş yüzeyine çökelerek minenin remineralizasyonu sağlanır. Ayrıca minenin güçlenmesi için flor alınımını sağlar. Diş dehidrate olduğunda mikroporların boş olmasından dolayı mine tebeşirimsi ve açık renkte görünür. Buna ek olarak, minenin yarı geçirgenlik özelliği, yaşam boyunca pigmentlerle dişin renklenmesine neden olmaktadır.[24]

2.2. Dentin

Odontoblast hücreleri tarafından gerçekleştirilen dentin oluşumuna dentinogenezis denir. Fizyolojik ve patolojik uyaranlara tepki verebilen odontoblastik hücre uzantıları nedeniyle dentin, canlı bir doku olarak kabul edilir. Dentin, diş yapısının en büyük kısmını oluşturur ve dişin tüm yapısında yer alır. Dış kısmında kronda mine ile kökte ise sement ile çevrelenmiştir. İçte ise pulpa odasının dış duvarlarını oluşturur.[21]

Mine oluşumunun aksine, dentin oluşumu diş sürdükten sonra ve pulpa canlılığını devam ettirdiği süre boyunca devam eder. Dişin şeklini oluşturan ilk dentine primer dentin denir ve yapımı, dişin apeksi kapandıktan sonra tamamlanır. Primer dentin oluşumundan sonra, dentin yapımı uyaran olmadan azalarak (~0.4 μm/gün) devam eder ve fizyolojik sekonder dentin olarak adlandırılır. Yapım hızı ve miktarı kişiler arasında farklılık göstermektedir. Primer dentinin mineral içeriğinin artmasına dentin sklerozu denir. Dentin sklerozu yaşlanmaya bağlı oluşuyorsa buna da fizyolojik dentin sklerozu denir.[21]

Dentin tübülleri dentinogenezis sırasında oluşur ve dentinin pulpadan mine-dentin sınırına kadar olan genişliği boyunca yer alırlar. Her tübülde odontoblast hücrelerinin sitoplazmik uzantısı (Tomes lifi) yer alır ve intertübüler dentini saran, daha mineralize peritübüler dentin ile kaplıdır.[21] Tübül sayısı mine-dentin sınırında 15,000-20,000/mm^2 iken pulpa sınırında 45,000-65,000/mm^2 e kadar artmaktadır.[25]

Dentin dokusu, hacimsel olarak %50 inorganik yapı, %30 organik yapı ve %20 sudan oluşmaktadır. Dentin, mineden az, kemik ve sementten daha mineralize bir yapıya sahiptir.[21] İnorganik yapısını hidroksiapatit kristaller oluşturmaktadır. Minede düzenli şekilde yer alan kristaller, dentinde organik yapı içerisinde rastgele dağılmış halde bulunmaktadır. Minedekilere oranla, daha ufak boyutlarda olan bu kristal yapı, aynı zamanda daha az miktarda kalsiyum ve karbonat içermektedir. Organik yapısını ise Tip 1 kollajen ve proteoglikanlar oluşturmaktadır. Dentin protein oranı yüksek olduğu için kritik yüzey gerilim değeri (KYG) de düşüktür (44.8 dyne/cm). Bu durum ıslanabilirliği ve dolayısıyla adezyonu etkilemektedir. [26]

2.3. Çürük

Biyofilm içerisindeki mikroorganizmaların karbonhidratları parçalayarak oluşturdukları asitlerin etkisi ile diş sert dokularında belirli bir zaman geçtikten sonra oluşan mineral/madde kaybına çürük denir.[23] Biyofilmdeki karyojenik bakteriler enerji üretimi için karbonhidratları metabolize ederken organik asit yan ürünleri açığa çıkarır. Bu organik asitler, biyofilm ekosisteminde uzun süre kalırsa biyofilm pH'sını kritik seviyenin altına düşürebilmektedir (mine için 5.5, dentin için 6.2).[21]

Düşük pH'nın dengeye ulaşabilmesi için dişten biyofilme kalsiyum ve fosfat geçişi sağlanır, böylece dişten mineral kaybıyla sonuçlanan demineralizasyon gerçekleşir. Biyofilm pH'sı nötrlendiğinde ve dişe göre ağızdaki çözünebilir kalsiyum ve fosfat oranı doymuş olduğunda, minerallerin tekrar demineralize mineye çökelmesine remineralizasyon denir.[21]

Dental plak ile kaplı mine yüzeyinde bir hafta sonra makroskopik olarak değişiklik izlenmezken mikroskopik olarak dış mine yüzeyinin doğrudan çözünmesini gösteren belirgin izler gözlenebilir. İnterkristallin alanlar genişler. Plak, bütünlüğü bozulmadan yüzeyde 14 gün kaldığında, minedeki değişimler, hava ile kurutma sonrası, beyazımsı, opak değişimler olarak gözle görünür hale gelir. Mine pörözitesinde daha fazla artış görülür. 3-4 hafta sonra ise en dış yüzeyde ince perikimati örtüsü bütünüyle çözünür. Bu aşamadan itibaren değişiklikler hava ile kurutmaksızın klinik olarak tespit edilebilir ve beyaz nokta lezyonu olarak adlandırılır.[23]

Mine lezyonuna karşılık oluşan dentin reaksiyonlarının ilk işareti tübüler sklerozdur. Mine lezyonu, mine-dentin sınırına ulaştığında, dentindeki demineralizasyonun ilk belirtisi, bağlantı boyunca, kahverengi renklenme olarak görülür. Bu renklenme, demineralizasyon yüzünden kolajenden oluşan dentinin biyokimyasal değişikliğinin bir sonucu olabilir.[23]

İnorganik fazın (dentin minerali) demineralizasyonu ve organik fazın (öncelikle dentin kolajeni) denatürasyonu ve bozulması dentin kavitasyonu ile sonuçlanır.[27]

Çürük dentin, dışta çürükle enfekte olmuş ve içte çürükten etkilenmiş dentin olmak üzere iki tabakadan oluşmaktadır. [1]

2.3.1. Çürükle enfekte dentin

Çürükle enfekte dentin tabakası yüksek oranda demineralize, fizyolojik olarak remineralize edilemeyen ve geri dönüşümsüz denatüre kolajen fibrilleri içermektedir.[2,3]

Enfekte dentin, yüksek asit seviyesi, hidrolitik enzimler, bakteriler ve bakteriyel hücresel kalıntılar dahil olmak üzere çok çeşitli patojenik maddeler veya irritanlar içermektedir. Bu maddeler odontoblastların dejenerasyonuna, odontoblastların ve lezyonun altındaki tübüler uzantılarının ölümüne ve pulpanın hafif irritasyonuna neden olabilmektedir. Yüksek asit seviyesi veya bakteriyel enzimlerden dolayı pulpada irritasyona neden olmakta, bu da farklılaşmamış mezenşimal hücrelerin tamir odontoblastlarına (sekonder odontoblast) dönüşümüne neden olmaktadır. [21]

2.3.2. Çürükten etkilenmiş dentin

Çürükten etkilenmiş dentin tabakası (ÇED) enfekte değildir, kısmen demineralizedir ve fizyolojik olarak remineralize edilebilmektedir. ÇED'de porözite artmış ve kolajen fibrillerde yüzey enerjisi azalmış olarak görülmektedir. ÇED, düşük mineral yoğunluğu ve azalmış çapraz bağlar nedeniyle sağlam dentine göre daha geçirgendir.[28,29] İntertübüler dentinin remineralizasyonu için kolajen çapraz bağlar olmalıdır ve tedaviler sırasında korunması gerekmektedir.[2,30]

ÇED'nin sertliği, sağlam dentine göre daha azdır[31,32] ve mineral oranı azaldıkça su oranı artmaktadır.[33]

Yapılan çalışmalarda ÇED'e bağlanma dayanımının sağlam dentine oranla daha az olduğu gösterilmektedir.[29,34-41] Bu duruma, sağlam dentin ve ÇED arasındaki morfolojik, biyokimyasal ve mekanik özelliklerdeki farklılıkların neden olduğu düşünülmektedir.[42]

Çürük oluşumu sırasında intertübüler dentinde mineral kaybına bağlı olarak pöröz alanlar görülmektedir. Pöröz yüzey daha derin pürüzlendirmeye olanak sağlamaktadır[34]; böylece adezivlerin ÇED'e bağlanması sonucunda daha kalın hibrit tabaka görülmektedir.[36,43,44] Daha kalın hibrit tabaka oluşumu bir avantaj değildir, çünkü demineralize edilmiş yüzeye yetersiz monomer infiltrasyonu sonucunda düzensiz ve defektli bir hibrit tabaka oluşmaktadır.[45]

Adeziv arayüz ağız ortamına açıldığında düşük kaliteli hibrit tabaka sebebiyle adeziv

arayüzünde hidroliz gerçekleşmekte ve başarısız dentin adezyonu görülmektedir.[46] Bu nedenle, rezin-ÇED arayüzlerindeki en zayıf halkalardan biri ÇED'in koheziv dayanıklılığıdır. Rezin-ÇED örneklerinde dentinde koheziv başarısızlıklar görülmektedir çünkü adeziv arayüzündeki dayanıklılıktan daha az dayanıklılığa sahiptir.[46]

2.3.3. Çürüğün uzaklaştırılması ve minimal invaziv yaklaşımlar

Modern çürük temizleme yöntemleri, 1893'te G.V. Black'in savunduğu 'korumak için genişletme' prensibinden ayrılarak sağlam dentin yapısının korunması adına gelişmektedir. Son yıllarda, minimal invaziv yaklaşımlar çerçevesinde adeziv restoratif materyal teknolojilerinin gelişmesi ile geçmişteki çürük temizleme prensipleri artık çürük tedavisinde yıkıcı bir yöntem olarak kabul edilmektedir.[47]

Günümüz diş hekimliğinde, minimal invaziv yaklaşımlar restoratif prosedürler için sürekli olarak geliştirilmiş ve güçlendirilmiştir, buna göre denatüre, çürük ile enfekte dentinin dış tabakasının uzaklaştırılması gerekmektedir. Pulpal tabanın üzerinde kalan çürükten etkilenmiş dentin dokusu, remineralizasyon için uygun olduğundan korunmaktadır.[48,49]

Aşamalı çürük temizleme yöntemi ilk olarak 1938'de Bodecker tarafından tanımlanmıştır.[50]İlk seansta, yumuşak çürük dentin uzaklaştırılmaktadır. Kavite geçici olarak restore edilip birkaç hafta sonra tekrar açılmaktadır. Bu yöntemin amacı lezyonun ilerlemesini durdurmak, pulpa ekspoz olasılığını azaltmak ve son çürük temizleme seansından önce tamir dentinin oluşumuna izin vermektir. Tekrar kavite açılması için gereken süre en kısa 3 hafta ile en uzun 2 yıl arasında değişmektedir.[23]

Aşamalı çürük temizleme yöntemi, asemptomatik derin çürük lezyonlu dişler için en konservatif tedavi yöntemi olarak kabul edilmektedir. Çürüğün tamamen temizlenmesiyle kıyaslandığında aşamalı çürük temizleme yöntemi ile pulpanın ekspoz olma olasılığı azalmakta ve canlılığı korunmaktadır.[51]

Selektif çürük temizleme yönteminde ise, pulpaya yakın çürük dentin kısmen uzaklaştırılmakta ve kalıcı restorasyon tek seansta örtücülük sağlanarak yapılmaktadır.[52,53] Öte yandan, Schwendicke ve arkadaşlarının yayınladığı meta analizde selektif çürük

temizleme yönteminin aşamalı çürük temizleme yöntemine kıyasla pulpa ekspozu ve pulpa hasassiyetini önlediği gösterilse de, restorasyonların uzun ömürlülüğü açısından etkinlik tamamen kanıtlanmamıştır.[54] Ayrıca, klinik olarak restorasyonların altındaki etkilenmiş dentinin sağlam dentin ve mine ile sıkıca çevrili olması nedeni ile sorun olmayacağı vurgulanmaktadır. [29,55]

Çürük temizleme yöntemleri aşağıdaki gibi sınıflandırılmaktadır[56]:

- Ekskavatörler, turlu aletler ve frezler
- Air abrazyon
- Air-polishing
- Ultrasonik aletler
- Sono-abrazyon
- Kemo-mekanik yöntemler
- Lazerler

2.3.3.1. Ekskavatörler, turlu aletler ve frezler

Diş hekimleri, sağlam veya çürük mine ve dentinde, polimer, seramik ve metal materyallerle birlikte su soğutmalı yüksek veya düşük hızlı turlu (300,000-400,000 rpm) el aletleriyle çalışmaktadır.[57-60]

Karbon çelik frezler, tungsten karbit frezlerle aynı çürük uzaklaştırma etkisine sahip ve daha ekonomiktir, ancak korozyona daha çok yatkındırlar.[21]

Selektif çürük uzaklaştırmak amacıyla sağlam dentinden daha düşük mekanik özelliklere sahip poliamid (PAI) "polimer" frez üretilmiştir. Frez sağlam dentin veya ÇED'e temas ettiğinde hızı azalmakta ve vibrasyon üreterek kesme işlemini imkansız hale getirmektedir. Bıçak tasarımı ile çürük dokusunu lokal olarak sıkıştırıp kaviteden uzaklaşana kadar ileri doğru itmektedir.[61] Geleneksel karbit frezlerin aksine, kesici kenarları spiral değil düzdür. Dezavantajı ise, çürüğü uzaklaştırmak için önerilen merkezden çevreye doğru hareketi sırasında frezin erken ve geri dönüşümsüz hasar görmesidir.[62]

Seramik materyalden yapılmış yavaş hızlı turlu aletle kullanılan frez piyasaya sürülmüştür. CeraBurs (Komet-Brasseler; Lemgo, Almanya), alumina-yttria ile stabilize edilmiş zirkonyadan yapılan tam seramik frezlerdir ve farklı çaplarda üretilmektedir.[63] Bununla birlikte, yapılan in vitro çalışmada çürük temizleme için gereken süre ve etkinlik açısından konvansiyonel tungsten-karbit frezlerle arasında belirgin fark bulunamamıştır.[64,65]

Diş hekimliğinde kullanılan kesici el aletlerinden ekskavatörler, balta, çapa, kaşık ve açılı şekillendiriler olarak alt gruplara ayrılmaktadır. Keskiler mineyi uzaklaştırmak için kullanılırken kaşık ekskavatörler yumuşak çürüklü dokuyu uzaklaştırmak ve amalgamın anatomik formunun işlemek için kullanılmaktadır.[21,65]

2.3.3.2. Air-abrazyon

Bu yöntemde diş dokusunu uzaklaştırmak için algılanabilir titreşim, basınç, ısı üretimi veya pulpal reaksiyon oluşturmayan yüksek hızda aluminyum oksit partikülleri kullanılmaktadır.[66]

Bu yöntemin dezavantajları ise aşındırıcı partiküllerin yayılması sonucu ayna yüzeyinin bozulması ve hasta ile hekimin göz ve solunum sistemlerine partiküllerin zarar vermesi ihtimalidir.[67]

2.3.3.3. Air-polishing

Air-abrazyon yönteminin bir varyasyonudur ve hava ile basınçlı toz (genellikle sodyum bikarbonat) ve konsantre su püskürtme yöntemidir. Dental plak, kahve ve çay gibi renklenmelerin uzaklaştırılması için geliştirilmiştir.[68]

2.3.3.4. Ultrasonik aletler

Diş preparasyonu, abraziv bir çözelti ile yüksek frekanslı ultrasonik titreşimler ile yapılmaktadır. Bu yöntem ses, vibrasyon, ısı ve basıncın oluşumunu en aza indirmekte veya ortadan kaldırmaktadır.[69,70] Bu yöntemin, pulpal doku üzerinde minimum etkisinin olduğu ve hastalar tarafından daha kabul edilebilir olduğu görülmüştür.[71] Çürük ve altın gibi restoratif materyaller bu yöntemle etkili bir şekilde uzaklaştırılamamaktadır.[21] Bununla birlikte, ultrasonik teknik, cihazın uçlarının sınırlı kullanılabilirliği, yavaş hareketi, aşındırıcı çözelti nedeniyle zayıf görüş alanı sağlaması ve diğer teknik problemleri nedeniyle yaygın olarak kabul görmemiştir.

2.3.3.5. Sono-abrazyon

Sono-abrazyon ile çürük uzaklaştırılması su soğutması altında, yüksek frekanslı, sonik, hava basınçlı el aletiyle kesici uçların kullanıldığı bir yöntemdir. El aleti sonik bölgede (<6.5 kHz) hareket ederken, uçlar eliptik bir hareket gerçekleştirir. En fazla 2 Newton (N) dönme momenti kuvveti uygulanmalıdır, aksi taktirde hareketi azaldığı için kesme verimliliği düşmektedir.[56]

Elmas kaplı uçlarla uygulanan sono-abrazyon, ekskavatör ile çürük temizleme işlemine göre daha az zaman almakta, ancak karbit frezle çürük temizleme işlemine göre daha fazla zaman almaktadır.[72]

2.3.3.6. Kemo-mekanik yöntemler

Yeni ajanların üretilmesiyle birlikte kemo-mekanik çürük temizleme ajanları sodyum hipoklorit (NaOCl) ve enzim bazlı ajanlar olarak sınıflandırılabilir. 1972'den itibaren kemo-mekanik çürük temizleme ajanı olarak %5 NaOCl kullanılmaktaydı ancak kararsız bir birleşik olması[73] ve seçici olmaması nedeniyle, çürükten etkilenmiş ve çürükle enfekte dentin tabakalarının her ikisini ve hatta sağlam dentini de uzaklaştırmaktaydı.[74]

<u>Sodyum hipoklorit bazlı kemo-mekanik çürük temizleme ajanları</u>

Habib ve diğ. tarafından rapor edilen GK-101, NaOCl'nin farmakodinamik etkisinden yararlanan kemo-mekanik çürük temizleme yöntemidir.[75]

Daha sonra, Schutzrank ve diğ., GK-101'de modifikasyon yaparak Caridex sistemini geliştirmişlerdir.[76] GK-101E "Caridex" (National Patent Dental Products, Inc., New Brunswick, NJ, ABD) ismiyle piyasaya sürülmüştür ve 1984'te Amerikan Gıda ve İlaç Dairesi (FDA) onayı almıştır.[73] Caridex klinikte tamamen başarılı olamamıştır. Sadece çürük temizleme etkinliği açısından tartışmalı değil, ayrıca solüsyonun kaviteye ulaşmasını sağlayacak aparat eksikliği, kısa raf ömrü, daha uzun tedavi süresi ve daha yüksek tedavi maliyeti gibi teknik sorunlar nedenleri ile diş hekimleri tarafından yaygın olarak benimsenmemiştir.[77]

Ericson ve diğ. sodyum hipoklorit ve üç çeşit amino asit (glutamik asit, lösin ve lizin) içeren Carisolv (MediTeam, Göteborg, İsveç) sistemini geliştirmiştir.[78] Carisolv çürüğü kemo-mekanik olarak uzaklaştıran visköz bir materyaldir. Carisolv jelinin etki mekanizmasının esas olarak klorun lifler arasındaki polipeptit kolajen zincirlerinin üçlü sarmalını parçalamasıyla çürükle enfekte dentini çözen sodium hipokloritin proteolitik etkisine dayandığı düşünülmektedir.[79]

Carisolv'un mekanik çürük temizleme yöntemine alternatif olarak en etkili kemo-mekanik çürük temizleme yöntemlerinden biri olduğuna inanılmaktadır. Bu yöntem minimal invaziv olması sebebiyle popüler hale gelmiştir. Çürük dentinin uzaklaştırılması sırasında daha az basınç, ısı veya ses üretir; konvansiyonel mekanik çürük temizleme yöntemiyle karşılaştırıldığında daha az ağrıya neden olmaktadır ve bu nedenle genellikle lokal anestezi gerekmemektedir.[80-84]

Bununla birlikte, kemo-mekanik yöntemle çürük temizlemek konvansiyonel yöntemden daha uzun sürmekte ve demineralize dentini uzaklaştıramadığı için adezyonu olumsuz etkilemektedir.[85]

Enzim bazlı kemo-mekanik çürük temizleme ajanları

Papacarie jeli 2003 yılında Bussadori ve diğ.[86] tarafından geliştirilmiştir ve papain enzimi, kloramin, toluidin mavisi, tuzlar, koruyucular, kıvam artırıcı, stabilizatörler deiyonize sudan oluşmaktadır.[87] Papain, bakterisidal ve antienflamatuar etkilere sahip proteolitik bir enzimdir.[1] Brezilya, Hindistan, Güney Afrika ve Hawaii gibi tropik

bölgelerde yetiştirilen yeşil yetişkin Carica papaya ağacının yaprak ve meyvelerinden elde edilmektedir.[88]

Brisolv (SFC-C ve SFC-VIII, 3M-ESPE, Seefeld, Almanya) deneysel enzimatik kemo-mekanik çürük temizleme ajanıdır.[89]

2.3.3.7. Lazerler

Günümüzde, çoğu diş hekimi çürüğünün uzaklaştırması ve restorasyonu için kavite preparasyonunda konvansiyonel mekanik turlu aletler kullanmaktadır. Bununla birlikte, diş sert dokularının tedavisi için turlu aletlere alternatif olarak çeşitli lazerler üretilmektedir.[90]

Diş hekimliğinde en çok kullanılan lazerler Argon, Karbondioksit, Neodmymium: Yttrium-Aluminum-Garnet (Nd: YAG), Diyot ve Erbiyum lazerlerdir.[91]

Erbium-doped: yttrium-alüminyum-garnet (Er: YAG) lazer, sert dokuda kullanımı onaylanan ilk dental lazerdir.[92] Er: YAG lazer, 2940 nm orta kızılötesi bölgede çalışan, diş yapısındaki su ve hidroksiapatite yüksek afinitesiyle dental uygulamalarda etkinliğini göstermiştir.[93]

Çürük diş dokusu sağlam diş dokusuna göre daha fazla su içermektedir ve bu nedenle, seçilen parametrelere bağlı olarak, Er: YAG lazerin dalga boyunun sert diş doku tedavileri için uygun olduğu, sağlam diş dokusunun gereksiz yere uzaklaştırmadığı[94] ve pulpa hasarı olmadan çürük dokunun uzaklaştırıldığı konservatif bir yöntem olduğu bilinmektedir.[95]

2.4. Adezyon

Bir adeziv yardımıyla iki farklı yüzey arasında kimyasal veya fiziksel kuvvet sonucu oluşan tutunmaya adezyon denir.[96] Adeziv genellikle visköz sıvı materyaldir ve iki yüzeyi birbirine bağladıktan sonra katılaşarak maddeler arasında yük aktarabilir hale gelmektedir.[97] Dört farklı adezyon mekanizması vardır, bunlar:

- Mekanik adezyon: adezivin substrat veya adherent yüzeyindeki düzensizliklere kilitlenmesidir.
- Adsorpsiyon adezyonu: adeziv ve adherent arasındaki kimyasal bağlanmadır. Primer kuvvetler (iyonik veya kovalent) veya sekonder kuvvetler (hidrojen bağları, dipol etkileşimleri veya van der Waals) kullanılmaktadır.
- Difüzyon adezyonu: hareketli moleküller arasındaki bağlanmadır.
- Elektrostatik adezyon: Çift katlı elektriksel tabaka ile metal ve polimerin birbirine bağlanmasıdır.[21]

Diş hekimliğinde rezin bazlı materyaller ile diş yapısı arasında oluşan dört bağlanma mekanizması ise mekanik (rezin tag oluşumu), adsorpsiyon (dişin organik veya inorganik yapılarına bağlanma), difüzyon (diş yüzeyine rezin monomerlerin bağlanabileceği maddelerin çökelmesi) ve bu üç mekanizmanın birlikte olması ile gerçekleşmektedir.[21]

2.4.1. Mineye bağlanma

Boyaların ve rezinlerin metalik yüzeylere tutunmasını kolaylaştırmak için % 85 fosforik asidin endüstriyel kullanımından esinlenen Buonocore, pit ve fissür örtücülerin kullanımından önce, mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi için asit kullanımını önermiştir.[98,99]

Mineyi pürüzlendirmek için çeşitli konsantrasyonlarda fosforik asit kullanılmıştır. Mevcut fosforik asit jellerin çoğu % 30-40 konsantrasyonda iken en sık kullanılan % 37 konsantrasyonuna sahiptir. Daha düşük konsantrasyonda kullanılan bazı çalışmalarda benzer bağlanma değerleri elde edilmiştir.[100-103]

Minenin asitle pürüzlendirilmesi sonucunda 3 tip pürüzlenme oluşmaktadır: Birinci tip pürüzlenmede mine prizmalarının iç kısmı çözünerek uzaklaştırılmıştır (bal peteği görüntüsü). İkinci tip pürüzlenmede mine prizmalarının periferleri çözünerek uzaklaştırılmıştır (kaldırım taşı görüntüsü). Üçüncü tip pürüzlenmede prizmaların morfolojisine uyum göstermeyen bir çözünme görülmektedir.[104]

Asitle pürüzlendirme işlemi, mine yüzeyini pürüzlü bir yüzeye dönüştürür ve serbest yüzey enerjisini artırır. Pürüzlendirilmiş mine yüzeyine akışkan rezin bazlı materyal uygulandığında, kapiller etki ile rezin yüzeye penetre olmaktadır. Materyaldeki monomerler polymerize olmakta ve mine yüzeyiyle kenetlenmektedir.[99]

Mine yüzeyinde mikrotagların oluşumu, rezin-mine bağlanmasındaki temel mekanizmadır.[99,105,106] Minenin dentinden daha fazla bağlanma dayanım değerleri gösterdiği bildirilmiştir.[107,108]

2.4.2. Dentine bağlanma

Adeziv materyaller dentin ile mekanik, kimyasal veya her iki mekanizma ile etkileşime girebilmektedir.[109-111]

Dentine bağlanma esas olarak asitle pürüzlendirme sonucu açığa çıkan kolajen fibrillere adeziv monomerlerin penetrasyonuyla gerçekleşmektedir.[112,113] Bununla birlikte, polikarboksilik veya fosfat monomerler ile hidroksiapatit kristalleri arasında gerçekleşen kimyasal bağlanmanın, asitle pürüzlendirme gerektirmeyen cam iyonomer simanlar ve bazı fosfat bazlı self-etch adezivler gibi materyallerin, bağlanma mekanizmasının önemli bir parçası olduğu gösterilmiştir.[109-111,114,115]

Mine ve dentine bağlanma arasındaki farklılıklar bulunmaktadır. Mine, % 90'dan (hacimce) fazla hidroksiapatitten oluşan oldukça mineralize bir doku iken dentin esas olarak tip I kolajen olmak üzere su ve organik madde içermektedir.[116]

Adezyon, preparasyon sonrası kalan dentin kalınlığından etkilenmektedir. Teorik olarak bağlanma dayanımı derin dentinde, yüzeyel dentine göre daha az görülmektedir.[117-119]

Dentin geçirgenliğini birçok faktör etkilemektedir. Lokal anesteziklerde vazokonstrüktörlerin kullanımının yanı sıra, tübüllerin yarıçapı ve uzunluğu, dentin sıvısının viskozitesi, basınç, çözünmüş maddelerin molekül boyutları, pulpadaki atık maddelerin dolaşımdan atılma hızı gibi faktörler dentin geçirgenliğini etkilemektedir. Tüm bu değişkenler dentini dinamik bir substrat ve sonuç olarak bağlanma için zor bir yüzey haline getirmektedir.[120,121]

Kompozit restorasyonlarda dentine adezyon önemlidir. Dentinin organik yapısı ve mineye kıyasla daha fazla nem içermesi bağlanmayı zorlaştırmaktadır.[122]

2.4.3. Smear tabakası

Diş dokusu frez veya başka bir aletle kesildiğinde, rezidüel bileşenler yüzeyde "smear tabakası" adında bir debris oluşturur.[123] Smear tabakasının temel bileşenleri hidroksiapatit ve dış yüzeyi akışkan denatüre kolajenden oluşmaktadır.[124] Smear tabakası epitel artıkları, tükürük, kan, diş dokusu ve mikroorganizma içermektedir.[125-128] Bu debris mine ve dentin yüzeyinde düzgün bir örtücü tabaka oluşturur ve dentin tübüllerinin girişini kapatarak dentin geçirgenliğini azaltır. Smear tabakası, dentin sıvısının geçişini sağlayan submikron kanallara sahip olduğu için pöröz ve geçirgendir.[129]

Smear tabaka ÇED'te büyük ve düzensiz şekilli debris içerirken sağlam dentinde homojendir.[130]

Hibrit tabaka üzerine smear kalıntılarının eklenmesiyle rezin kaplı smear tabakası (hibridize smear tabakası) oluşmaktadır.[131]

Smear tabakasının dentin ile fizyolojik ve morfolojik olarak sürekli bağlantısı yoktur, bu nedenle hibridize smear tabakası arayüzde zayıf bir bağlantı olarak kabul edilir.[113]

Smear tabakası, dentin geçirgenliğini azaltan "difüzyon bariyeri" gibi görünse de, alttaki dentin yüzeyine adezivlerin bağlanmasına izin vermek için ya kaldırılmalı ya da modifiye edilmelidir.[110,132-134]

Smear tabakasının debris kalıntıları, alttaki dentin tabakasında monomer infiltrasyonu için seçici bir bariyer görevi görür ve self-etch sistemlerin dentinle etkileşimini engelleyebilir.[132,135]

2.4.4. Hibrit tabaka

Nakabayashi tarafından hibrit tabaka "yüzeyin veya yüzeyaltı diş sert dokularının demineralizasyonu, monomer infiltrasyonu ve polimerizasyonu sonucu oluşan tabaka" olarak tanımlanmaktadır.[136]

Hibrit tabakanın zaman içerisindeki stabilitesini etkileyen birçok faktör vardır, bunlar: (1) demineralize dentinin derinliği boyunca adeziv sistemin yetersiz infiltrasyonu, (2) açıkta kalan doyurulmamış kolajen fibrillerin degradasyonu, (3) bazı adeziv sistemlerin geçirgenliği, (4) dentin tübüllerinin etkisiz örtülmesi, (5) adeziv sistemlerin yetersiz

polimerizasyonu, (6) polimerize edilmemiş adeziv sistemlerin pulpaya sitotoksisitesi ve (7) nemli dentinin sağlanmasındaki teknik hassasiyettir.[137,138]

Hibridizasyon için ideal durum, adeziv sistemlerin demineralize dentine tamamen penetre olduğu, asitle pürüzlendirme sonucu açığa çıkan minerallerin yer değiştirmesi sonucu oluşur. Bununla birlikte, hidrolitik ve enzimatik bozunmaya karşı hassas olan korunmasız kolajen fibriller içerdiğinden hibridizasyon mükemmel değildir.[139]

2.4.5. Adeziv sistemlerin sınıflandırılması

Adeziv sistemler, diş hekimliği literatüründe çeşitli özelliklerine göre sınıflandırılmıştır. Tarihsel gelişim süreçlerine göre jenerasyonlar olarak sınıflandırılabileceği gibi uygulama yöntemlerine göre de sınıflandırılmaktadır. Günümüzde uygulama yöntemlerine göre sınıflandırma kabul görmektedir. Adeziv sistemler klinik uygulamalarına göre üçe ayrılmaktadır: etch and rinse adeziv sistemler, self-etch adeziv sistemler ve multi-mod adeziv sistemler.[140]

2.4.5.1. Etch and rinse adeziv sistemler

Klinik uygulamada mine ve dentinin asitle pürüzlendirilmesini içermesinden dolayı bu teknik "total etch" olarak bilinmekteydi. Günümüzde yaygın olarak etch and rinse teknik olarak kullanılmaktadır.[21]

Asitin dentin yüzeyine uygulanması sonucu smear tabaka uzaklaştırılmakta ve alttaki dentin demineralize olmaktadır.[141] Asitler intertübüler ve peritübüler dentini dentini demineralize etmekte, dentin tübüllerini açmakta ve kolajen fibrilleri açığa çıkarmakta, intertübüler dentinin mikropöröziteşini artırmaktadır. Dentin yüzeyi, asit türüne, uygulama süresine ve konsantrasyonuna bağlı olarak yaklaşık 7.5 μm'ye kadar demineralize edilmektedir.[112,141]

Adezyon için etch and rinse adeziv sistemler altın standart olarak görülse de dentine bağlanma için oldukça hassas bir yöntemdir, çünkü dentinin fazla kurutulması

demineralize kolajen fibrillerin çökmesine ve kolajen fibriller arasına monomer difüzyonunun azalmasına neden olmaktadır.[142]

2.4.5.1.1. Üç aşamalı etch and rinse adeziv sistemler

Üç aşamalı etch and rinse adeziv sistemlerin temel bileşenleri: (1) fosforik asitle pürüzlendirme ve yıkama; (2) etanol, aseton veya su gibi reaktif hidrofilik monomer içeren primer uygulaması; ve (3) çözünmemiş, doldurucu içeren veya içermeyen adeziv rezin uygulamasıdır. Bisfenol glisidil metakrilat (Bis-GMA) gibi hidrofobik monomer ile 2-hidroksi etil metakrilat (HEMA) gibi hidrofilik moleküller içermektedir.[21]

Asitle pürüzlendirme aşaması sadece dentinin mineral içeriğini değiştirmemekte, yüzey enerjisini de değiştirmektedir.[118,143]

Dentinin fosforik asitle pürüzlendirilmesiyle yüksek yüzey enerjisine sahip hidroksiapatit ortadan kaldırılmakta, düşük yüzey enerjisine sahip kolajen açığa çıkmaktadır. Adezivin dentin yüzeyine bağlanması ile kalsiyum konsantrasyonu arasında korelasyon vardır.[144]

Üç aşamalı sistemdeki primer, dentinin kritik yüzey gerilimini artırmaktadır ve yüzey enerjisiyle makaslama bağlanma kuvvetleri arasında direkt korelasyon olduğu gösterilmektedir.[118]

Pürüzlendirilmiş dentin yüzeyine uygulanan primer ve adeziv, intertübüler dentine penetre olmakta ve rezin-dentin interdifüzyon ağı veya hibrit tabaka oluşmaktadır. Aynı zamanda açık dentin tübüllerine penetre olup polimerize olmaktadırlar ve böylece rezin taglar oluşmaktadır. [21]

2.4.5.1.2. İki aşamalı etch and rinse adeziv sistemler

Basitleştirilmiş iki aşamalı etch and rinse adeziv sistemler üretilmiştir. Bazı yazarlar bu adezivlere 5.jenerasyon adezivler demektedir. Ayrı bir asitle pürüzlendirme aşaması gerekmektedir.[21]

Üç aşamalı etch and rinse adeziv sistemlerden farklı olarak bu basitleştirilmiş etch and rinse adeziv sistemlerde son aşamada adeziv hidrofobik ajan içermemektedir. İki aşamalı etch and rinse sistemlerde primer ve adeziv aynı şişededir ve primerin hidrofilik monomerleriyle adezivin hidrofobik monomerleri birlikte bulunmaktadır. Bu nedenle, adezivin hidrofilitesiyle direkt ilişkili olan hidrolitik degradasyon[145], iki aşamalı etch and rinse adeziv sistemlerde basitleştirilmemiş uygulamalara göre daha belirgindir.[145,146]

2.4.5.2. Self-etch adeziv sistemler

Self-etch adeziv sistemlerle, ayrı bir asitle pürüzlendirme basamağına ihtiyaç duyulmadan, hibrit tabakanın oluşması için hidroksiapatit ve smear tabakasını kısmen çözerek mine ve dentinin adeziv uygulamaları eş zamanlı olarak yapılmaktadır.[108]

Fosforik asitle kıyaslandığında self-etch adeziv sistemler daha az asidiktirler, smear tabakanın mineral fazını kısmen uzaklaştırmakta ve mineral içeriğini çözmektedirler. Bununla birlikte organik bileşenleri çözemezler ve smear tabaka içerisindeki organik faz dentin yüzeyinde kalmaktadır. Smear tabakasındaki organik faz kalıntıları, self-etch adeziv sistemlerle oluşturulan hibrit tabakanın üzerinde olan hibridize smear tabakası olabilir. Bu nedenle, self-etch adeziv sistemler uygulanmadan önce smear tabakanın deproteinizasyonu, hibridize smear tabakasının uzaklaştırılmasına ve dentine adeziv monomer infiltrasyonunu kolaylaştırmasına neden olacaktır.[147]

Self-etch adeziv sistemlerde postoperatif hassasiyet düşük insidansta veya hiç görülmemektedir. Bununla birlikte, self-etch adeziv sistemler ile ilgili yapılan klinik ve laboratuvar çalışmalarında sağlam mine yüzeyine bağlanma dayanımı düşük bulunmuştur.[142]

2.4.5.2.1. İki aşamalı self-etch adeziv sistemler

Japonya'da geliştirilen, iki aşamalı self-etch adeziv sistemler self-etching primer olarak görev yapan asidik monomerler ve hidrofobik çözünmemiş adeziv rezin içermektedir. Asidik primerler fosfonatlı ve/veya karboksillenmiş rezin molekülü içermektedirler. Bu molekülün görevi ise mine ve dentin yüzeyinin pürüzlendirilip hazırlanmasıdır.[148,149]

Bağlanma tekniğini basitleştirmenin yanı sıra, yıkama ve kurutma işleminin ortadan kaldırılması dentinin aşırı kurutulması veya aşırı nemli bırakılması gibi adezyonu kötü etkileyebilecek faktörleri ortadan kaldırmaktadır.[150,151]

Monomerlerin sert diş dokularını demineralize ve iyonize etmesi için asidik primerlerde her zaman su bulunmaktadır; bu durum, self etch adezivleri substrat nemindeki değişikliklere daha az duyarlı, ancak hidrolitik degradasyona bağlı kimyasal kararsızlığa daha duyarlı hale getirmektedir.[145,152,153]

İki aşamalı self-etch adeziv sistemler pH'larına göre üç çeşittir: hafif, orta ve güçlü.[131] İki aşamalı self-etch adeziv sistemlerin mineye bağlanmasında problem olabilmektedir. Hafif veya orta derecede asiditesi (pH<1) olan iki aşamalı adeziv sistem uygulandığında, fosforik asit ile demineralizasyon etkisi kadar etkili olmamaktadır.[154]

2.4.5.2.2. Tek aşamalı self-etch adeziv sistemler

Tek aşamalı self-etch adeziv sistemler, adeziv sistemler arasında en kolay uygulama protokolüne ve en karmaşık bileşime sahip olanlardır. Bununla birlikte, tek aşamalı sistemlerde rezin monomerleri (asidik, hidrofilik, hidrofobik), çözücüler, su ve fotobaşlatıcılar birliktedir. Bu adezivler genellikle hidrofiliktirler ve zamanla hidrolize olmaktadırlar, bu nedenle uzun dönem bağlanma performansları tartışılmaktadır.[155]

Kompozit restoratif materyali mine-dentin yüzeyine bağlamak için ışıkla sertleşen düşük viskoziteli adeziv rezin içeren geleneksel adeziv sistemlerin aksine, tek aşamalı self-etch adeziv sistemler kompozit restoratif materyalle direk temas eden polimerize edilmemiş iyonik monomerler içermektedir.[122,156]

Tek aşamalı self-etch adeziv sistemler, rezin-dentin arayüzeyinde hidrolitik degradasyonu arttıran yarıgeçirgen membran gibi davranma eğilimindedirler.[152] Bu adezivler mineyi demineralize edebilecek, smear tabakaya penetre olabilecek kadar asidik olmak zorundadır ve aynı zamanda rezin monomerlerin hidrofilitesi yüksek olmalıdır. Bu rezin monomerlerin bazıları çok hidrofiliktir, bu da su degradasyonuna olanak sağlamaktadır.[131,145]

Tek aşamalı self-etch adeziv sistemlerin düşük bağlanma dayanımı, azalmış uzun dönem etkinliği, faz ayrımı, artmış su emilimi ve nanosızıntı gibi bazı eksiklikleri olduğu bilinmektedir.[157]

2.4.5.3. Üniversal adeziv sistemler

Son zamanlarda, yeni "üniversal" veya "multimod" adeziv sistemler piyasaya sürülmüştür.[158] Üniversal adeziv sistemlerin üretilmesiyle diş hekimleri her klinik durum için self-etch, etch and rinse, minenin selektif pürüzlendirilmesi gibi farklı adezyon stratejileri için aynı dentin adezivini kullanmaktadır.[21]

Üniversal adeziv sistemler, tek aşamalı self-etch adeziv sistemlerle benzer içeriğe sahiptir ve çoğu kalsiyum iyonuna iyonik bağlanan spesifik karboksilat ve/veya fosfat monomerleri içermektedir.[158]

Geleneksel tek aşamalı self-etch adeziv sistemler ile üniversal adeziv sistemler arasındaki esas fark üniversal adeziv sistemlerin, nanotabakalama ile hidroksiapatite iyonik bağlanabilen 10- metakriloiloksidedil dihidrojen fosfat (10-MDP) içermesidir.[110,159] 10-MDP molekülü, güçlü dekalsifikasyona neden olmadan kararlı kalsiyum fosfat tuzları oluşturabilmektedir. 10-MDP ile oluşturulan kimyasal bağlanma suda, self-etch adeziv sistemlerde kullanılan 4-metakriloksietil trimellitat anhidrit (4-META) ve fenil-P gibi monomerlerden daha kararlıdır.[157]

2.5. Rezin Kompozitler

Rezin kompozitler 1955 yılında, Dr. Raphael Bowen tarafından geliştirilmiştir.[160] Rezin bazlı kompozitlerin çok sayıda avantajları göz önüne alındığında 1950'lerin sonundan beri diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadırlar. Doğal dişleri taklit eden özelliklerinin yanı sıra, adezivlerle diş yapısına bağlanabilmeleri nedeniyle retansiyon için sağlıklı dokunun uzaklaştırılmasını gerektirmemektedirler. Rezin kompozitlerin birçok endikasyonu vardır: sınıf I, II, III, IV, V ve VI restorasyonlarda, kor yapımında, örtücü olarak, parsiyel vener olarak, diş konturunun değiştirilmesinde, diastema kapatılmasında, geçici restorasyonlarda, periodontal splint yapımında, indirekt restorasyonların simantasyonunda kullanılmaktadır.[21]

Diş hekimliğinde kullanılan rezin kompozitlerin üç fazı vardır. Bunlar:

1. Organik polimer matriks faz (polimer matriks): Bisfenol A ile glisidil dimetakrilatın sonucu oluşan bisglisidil metakrilattır (Bis-GMA). Daha iyi adezyon sağlayan ve renk değişimine daha dirençli olan üretan dimetakrilat (UDMA) da kullanılmaktadır. Bis-GMA ve UDMA oligomerleri aşırı derecede visköz olduklarından viskoziteyi azaltmak için trietilen glikol dimetakrilat (TEG-DMA) matrikse dahil edilmektedir.[26] Rezin kompozitlerin ısı, ışık ve diğer kimyasal yollarla kendi kendine polymerize olmasını engellemek ve raf ömrünü uzatabilmek için organik matrikse eklenen % 0,1 veya daha az 4-metoksifenol (PMP) ya da 2, 4, 6-tritersiyer bütilfenol (BHT) gibi fenol türevi materyaller polimerizasyon inhibitörlleridir.[161]

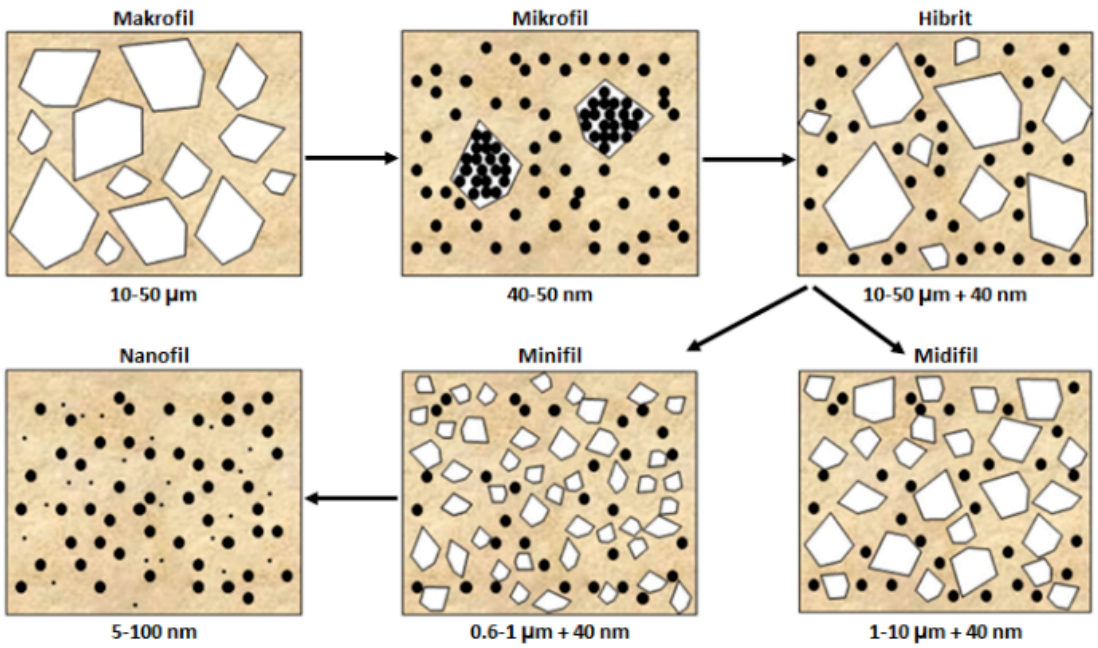
2. İnorganik faz (doldurucu faz): Çeşitli şekil ve büyüklükteki kuartz, borosilikat cam, lityum aluminyum silikat, stronsiyum, barium, çinko yitriyum cam, baryum aluminyum silikat gibi partiküllerden oluşmaktadır.

3. Ara faz (bağlayıcı, silan): Organik polimer matriks fazı ile inorganik faz arasındaki bağlanmayı sağlar. Organik silisyum bileşiği olan silanlardan oluşmaktadır.[104]

Rezin kompozitler; inorganik doldurucu partiküllerin büyüklüğüne, bu partiküllerin ağırlık ya da hacimsel yüzdesine ve polimer matrikse eklenme yöntemlerine, polimerizasyon yöntemlerine ve viskozitelerine göre sınıflandırılabilmektedir.[104]

Rezin kompozitler, inorganik doldurucu partiküllerin büyüklüğüne göre (Şekil 2.1):

- Megafil: inorganik doldurucu partikül büyüklüğü 50-100 μm'dir.
- Makrofil: inorganik doldurucu partikül büyüklüğü 10-100 μm'dir.
- Midifil: inorganik doldurucu partikül büyüklüğü1-10 μm'dir.
- Minifil: inorganik doldurucu partikül büyüklüğü 0.1-1 μm'dir.
- Mikrofil: inorganik doldurucu partikül büyüklüğü 0.01-0.1 μm'dir.
- Nanofil: inorganik doldurucu partikül büyüklüğü 0.005-0.01 μm'dir.
- Hibrit: farklı büyüklükteki doldurucu partiküllerin karışımını içermektedir.



Şekil 2.1. Doldurucu partikül boyutlarına göre kompozitlerin kronolojik gelişimi[162]

Polimerizasyon yöntemlerine göre:

- Kimyasal olarak polymerize olan rezin kompozitler (Chemical-cure)
- Işık ile polymerize olan rezin kompozitler (Light-cure)
- Hem kimyasal hem de ışık ile polymerize olan rezin kompozitler (Dual-cure)[104]

Viskozitelerine göre:

- Kondanse olabilen rezin kompozitler (Packable)
- Akışkan rezin kompozitler (Flowable)[104]

2.5.1. Bulk-fill kompozitler

İnkremental tabakalama tekniği restoratif materyallerin kaviteye yerleştirilmesinde standart protokoldür, fakat bu tekniğin küçük kavitelere yerleştirilmesindeki zorluk, işlem süresinin uzaması, boşluklar ve kompozit tabakaları arasındaki kontaminasyon riski gibi birçok dezavantajı vardır. Bu nedenle bulk-fill tekniğiyle yerleştirilen yeni rezin kompozit materyaller piyasaya sürülmüştür.[163]

Bulk-fill rezin kompozitler 4-5 mm kalınlığında uygulanabilmekte ve konvansiyonel kompozitlere göre düşük polimerizasyon büzülmesi göstermektedir.[164]

Bu materyallerin sertleşme süreleri yeni başlatıcı sistem sebebiyle daha kısadır ve doldurucu oranının azalması ve doldurucu boyutunun artması sebebiyle translüsensisi artmıştır.[165] Bu yeni başlatıcı 370-460 nm dalga boyunda maksimum absorpsiyona sahip ivoserindir.[166] Ayrıca, polimerizasyon büzülmesi stresi, stres azaltıcılar sayesinde azaltılmıştır; bu nedenle diş-restorasyon arayüzünde boşluk oluşumu azalmıştır.[167] Düşük polimerizasyon büzülmesi boşluk oluşumunu azaltmış ve inkremental-fill kompozitlere göre bulk-fill kompozitler daha iyi adaptasyon göstermiştir.[17]

Bulk-fill kompozitler akışkan ve yüksek viskoziteli bulk-fill olarak sınıflandırılmaktadır.[168] Akışkan bulk-fill kompozitler okluzal yüzeyde geleneksel kompozit tabakasına ihtiyaç duyarlar ve bu nedenle sadece dentin yerine kullanılmaktadırlar; yüksek viskoziteli bulk-fill kompozitler ise tek tabaka halinde hem dentin hem de mine yerine kullanılmaktadır.[169]

2.5.2. Polimerizasyon büzülmesi

Restoratif diş hekimliğinde rezin esaslı kompozit materyaller minimum diş kaybı sağlayıp estetik ve fonksiyonel özellikleri korurken maksimum dayanıklılık sağlar. Bu avantajlarla birlikte rezin kompozitler için en önemli problem polimerizasyon büzülmesidir. Metakrilat monomerler polimerize oldukça van der Waals kuvvetleri kovalent bağlanma nedeniyle % 1.5-5 hacimsel kontraksiyona uğrayarak daralır.[170]

Polimerizasyon büzülmesini etkileyen faktörler inorganik doldurucu içeriği, monomer sistemin moleküler ağırlığı ve monomerlerin dönüşüm derecesidir.[171] Polimerizasyon büzülmesini etkileyen diğer faktörler yerleştirme tekniği, konfigürasyon faktörü (C faktörü) ve kompozitin hacmidir. Polimerizasyon büzülmesi marjinal sızıntı, marjinal renklenme, mikroboşluk oluşumu ve bakteriyel invazyonla tekrarlayan çürük oluşumuna neden olarak restorasyonun başarısızlığıyla sonuçlanmaktadır.[9,172]

C faktörü, bağlanan yüzeyin bağlanmayan yüzeye oranıdır ve polimerizasyon büzülmesi derecesi ve stresini etkilemektedir. Yüksek C faktörü olan kavitelerde polimerizasyon büzülmesi artmaktadır.[173] Örneğin, yüksek C faktörüne sahip kavitelerin yüksek büzülme stresinden dolayı mekanik özellikleri düşüktür.[174]

Siloran teknolojisi ile rezin kompozitlerin polimerizasyon büzülmesi ve stresi azaltılmış ve yüksek ışık kararlılığı elde edilmiştir. Siloran ismini içeriğindeki siloksan ve oksiran kimyasal yapılarının birleşiminden almaktadır. Siloksan, yüksek su emilimini engelleyen, ağız içerisindeki uzun dönem dayanıklılığı sağlayabilen hidrofobik yapıyı oluşturmak için geliştirilmiştir. Siloran ağı, düşük polimerizasyon büzülmesi ve stresine neden olan sikloalifatik oksiran gruplarının katyonik halka açıcı polimerizasyon ile üretilmektedir. Oksiran halkasını açan ve yeni asidik merkezli karbokasyon oluşturan asidik katyonun başlatma işlemiyle katyonik polimerizasyonu başlamaktadır. Oksiran monomerinin eklenmesiyle epoksi halkası zincir oluşturmak üzere açılır veya iki veya multifonksiyonel monomer ağları oluşmaktadır.[175]

Birçok rezin kompozit için polimerizasyon büzülmesi ve polimerizasyon büzülmesi stresi arasında doğrusal bir ilişki vardır.[176] Buna benzer olarak, polimerizasyon büzülmesi, stres ve marjinal boşluk oluşumu arasındaki direkt ilişki çalışmalarda bildirilmiştir. [177-179]

2.5.3. Mikroboşluk oluşumu

Rezin kompozit restorasyonlarda dentin arayüzünde boşluk oluşumu en yaygın problemlerden biridir.[180] Restoratif materyalin diş sert dokularına adapte olma veya adezyonundaki yetersizlik sonucu mikrosızıntı oluşumuna neden olan mikroboşluklar oluşmaktadır.[11]

Boşluk oluşumu diş-restorasyon arayüzündeki yetersiz adezyona bağlı polimerizasyon büzülmesi, adeziv degradasyonu, yaşlanma prosedürüne bağlı materyalde yorulma, diş ile rezin kompozit arasındaki termal ekspansiyon katsayısı farkı, liner kullanımı, rezin kompozit türü, bitirme ve polisaj prosedürü ve kaviteye yerleştirilen restorasyon eksikliği gibi faktörlere bağlı oluşmaktadır.[181]

Boşluk oluşumu, materyalin polimerizasyon hızı[182] ve polimerizasyon büzülmesinin büyüklüğü[183,184] sonucunda oluşan diş ile restorasyon arayüzünde aşırı gerilme kuvvetlerinden kaynaklanabilir[184-186].

Boşluk oluşumunu değerlendirmek için boya penetrasyonu, hava basıncı, sıvı filtrasyonu, optik koherens tomografi ve x-ray mikro-bilgisayarlı tomografi gibi birçok in vitro yöntem vardır.[187]

2.6. Deproteinizasyon

ÇED'e bağlanma kuvvetini arttırmak için çürükten etkilenmiş dentinin, adeziv uygulanmasından önce NaOCl ile deproteinizasyonu önerilmektedir.[18]

Deproteinizasyon ajanları smear tabakasının organik içeriğini çözebilir ve antibakteriyel aktiviteye sahiptirler.[188]

Deproteinizasyon tekniği, klasik olarak, asitle pürüzlendirmeden sonra açığa çıkan kolajen fibrillerin NaOCl uygulamasıyla uzaklaştırılmasını ve mine yüzeyine benzer mineral yüzeyinin elde edilmesini önermektedir.[189]

Asitle pürüzlendirme sonucu peritübüler dentin tamamen çözülür; tübül girişine yakın olan intertübüler dentin de demineralize olur. NaOCl uygulandığında, açığa çıkmış kolajenleri huni şeklinde çözer.[190]

NaOCl'nin kolajen fibriller gibi organik bileşenleri çözebilen, non-spesifik proteolitik etkisi vardır. NaOCl'nin proteolitik etkisi, uzun peptit zincirlerinin parçalanmasını ve terminal amin gruplarıyla N-kloraminlerin oluşumunu içerir.[191] NaOCl, kloramin ve protein türevi radikal ara maddelerin oluşumu ile[192] tip I ve II kolajenlerdeki piridinolin çapraz bağlarını bozmaktadır.[193] NaOCl'nin bakteriyel büyümeyi engellediği, membran ve deoksiribo nükleik asite (DNA) zarar verdiği ve belki de membran taşıma kapasitesine zarar vererek etki ettiği düşünülmektedir.[194]

Bazı çalışmalarda, smear tabakası ile kaplı dentine NaOCl uygulandığında dentin yüzeyindeki mineral/matriks oranının arttığı ve smear tabakasının organik fazının çözünmesiyle inceldiği değerlendirilmiştir.[195,196] Bazı araştırmacılar, sodium hipoklorit (NaOCl) ve hipokloröz asit (HOCl) gibi oksitleyici/deproteinize edici ajanın, kolajen fibrilleri çözerek smear tabakasını inceltebildiğini göstermiştir.[18,197]

Sodyum hipoklorit uygulaması ile daha fazla bağlanma dayanım kuvveti elde edildiğini ve hibrit tabaka stabilizasyonu sağlanarak bir çeşit "kolajen içermeyen arayüz" oluşturulduğunu gösteren çalışmalar da vardır.[190,198-200]

2.7. Mikro Bilgisayarlı Tomografi

İlk X-ray bilgisayarlı tomografi sistemi (BT) Jim Elliot tarafından 1980lerin başlarında geliştirilmiştir ve ilk yayınlanan X-ray mikrobilgisayarlı tomografi (mikro-BT) görüntüleri 50 μm kalınlığındaki küçük tropikal yılandan elde edilmiştir.[201]

Günümüze kadar yazılım ve donanım özellikleri geliştirilmiş[202] konvansiyonel BT'ye göre mikro-BT'de kesitler 7 mm kalınlıktan 81 μm[203] 34 μm[204] ve 12.5 μm boyutlara küçültülmüştür.[205]

Mikro-BT ile yüksek çözünürlüklü üç boyutlu görüntülerin daha hızlı elde edildiği, hava kabarcıklarının neden olduğu artefaktların düzeltilebildiği ve nesnenin şekli ve konumundan bağımsız olarak doğru görüntüler sağladığı bilinmektedir.[206]

Günümüzde, polimerizasyon büzülmesi ölçümleri mikro-BT ile kesin olarak yapılabilmektedir.[207] Mikro-BT restorasyonların adaptasyonlarını da incelemekte kullanılan bir görüntüleme yöntemidir.[208] Mikro-BT ile x-ray penetrasyonu sayesinde restorasyonlu dişlerde boşluk oluşumunun iki ve üç boyutlu görüntüleri elde edilebilmektedir.[209]

Bu yöntem, geleneksel yöntemlerle tekrar edilemeyen ölçüm işlemine ve hava kabarcıklarının ayırt edilip gözlemsel hataların düzeltilmesine olanak sağlamaktadır.[206] Önemli bir avantajı da destrüktif bir yöntem olmamasıdır.[210] Boya penetrasyonu gibi

konvansiyonel yöntemler, mikro-BT ile kıyaslandığında dişlerin bölünmesi gerektiğinden destrüktiftir ve gözlemciye bağlı ölçüm yapıldığından semi-kantitatiftir.[211]

Oğlakçı ve diğ. 'nin yaptığı çalışmada mikroboşluk oluşumu mikro-BT ile değerlendirilmiştir.[212] Ersen ve diğ. bulk-fill kompozit rezinlerin polimerizasyon büzülmesi değerlerini mikro-BT ile değerlendirmişlerdir.[213] Yapılan başka bir çalışmada ise mikro-BT ile sınıf II kavitelere uygulanan bulk-fill kompozit türlerinin internal adaptasyon ve polimerizasyon büzülmesi değerlendirmeleri yapılmıştır.[214] Stan ve diğ. farklı kompozit türlerinin marjinal ve internal adaptasyonlarını mikro-BT ile değerlendirmişlerdir.[215]

Ayrıca mikro-BT, diş hekimliğinde çürük tespitinde[216], endodontide morfolojiyi tahmin edebilmek için kök kanallarının anatomilerinin, geometrilerinin veya şekillerinin incelenmesinde[217], tekrarlayan tedavi işlemlerinden sonra kök kanalındaki dolgu materyalinin incelenmesinde[218,219], kafa yüz iskeletinin gelişiminin incelenmesi[220], implant ve kök çevresindeki kemiğin değerlendirilmesinde[221,222] ve dişlerin mineral konsantrasyonunun belirlenmesi[223] gibi birçok alanda kullanılmaktadır.

3. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu araştırma (D-DA19/02), Başkent Üniversitesi Tıp ve Sağlık Bilimleri Araştırma Kurulu tarafından onaylanmış, Başkent Üniversitesi Araştırma Fonu'nca desteklenmiştir.

Bu çalışmada yakın zamanda çekilmiş, çürüklü anonimize 96 adet insan molar dişi kullanılmıştır. Restorasyonlu, çatlak, kırık ve defektli dişler çalışmaya dahil edilmemiştir. Çalışma süresince çekilmiş dişler izotonik salin solüsyonunda saklanmıştır. Deney gruplarının tasarımında kullanılan değişkenler şunlardır:

1) NaOCl ile deproteinizasyon
2) Adeziv sistem

Çalışmada kullanılan materyaller Tablo 3.1'de özetlenmiş ve Şekil 3.1'de gösterilmiştir.

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan tüm materyaller, seri numaraları ve içerikleri

	Materyal	Firma	Seri No.	İçerik
Fosforik Asit	Scotchbond™ Universal Etchant	3M ESPE (St.Paul, MN,ABD)	5070791	Ağırlıkça % 32 fosforik asit, % 60 su, % 5'lik sentetik amorföz silika (kalınlaştırıcı ajan)
Fosforik Asit	K-etchant	Kuraray (Okayama, Japonya)	3U0103	% 35 fosforik asit ve kolloidal silica
Adeziv Sistem	Adper™ Single Bond 2 (pH= 4.3)	3M ESPE (St.Paul, MN,ABD)	N928463	Bis-GMA, HEMA, Dimetakrilat, Etanol, Su, Foto başlatıcı, Poliakrilik asidin metakrilat fonksiyonel kopolimeri, Ağırlıkça %10'luk 5nm boyutunda silika doldurucu
Adeziv Sistem	Clearfil SE Bond (pH=1.9)	Kuraray (Okayama, Japonya)	580559-590329	*Primer:* 10-MDP, HEMA, su kamforokinon hidrofilik dimetakrilat *Adeziv:*10-MDP , HEMA, Bis- GMA, kamforokinon, hidrofobik dimetakrilat, N,N-dietanol, kolloidal silika.
Adeziv Sistem	Clearfil Universal Bond Quick (pH=2.3)	Kuraray (Okayama, Japonya)	3J0207	Adeziv HEMA, bisfenol A diglycidylmethacrylate (BIS-GMA), 10-methacryloyloxydecyl dihidrojen fosfat (MDP), hidrofilik amit monomerleri, kolloidal silica, silan, sodium florid ve CQ etanol ve su
Rezin kompozit	Tetric N-Ceram Bulk Fill (IVA renginde)	Ivoclar Vivadent (Schaan Liechtenstein)	V19410	Organik Matris Kompozisyonu: Dimetakrilat ko-monomerleri İnorganik Doldurucu Partikülleri: (Ağırlıkça %80-81) Baryum cam, iterbiyum trifluorid, karışık oksit ve kopolimerler. Partikül boyutu 550nm.



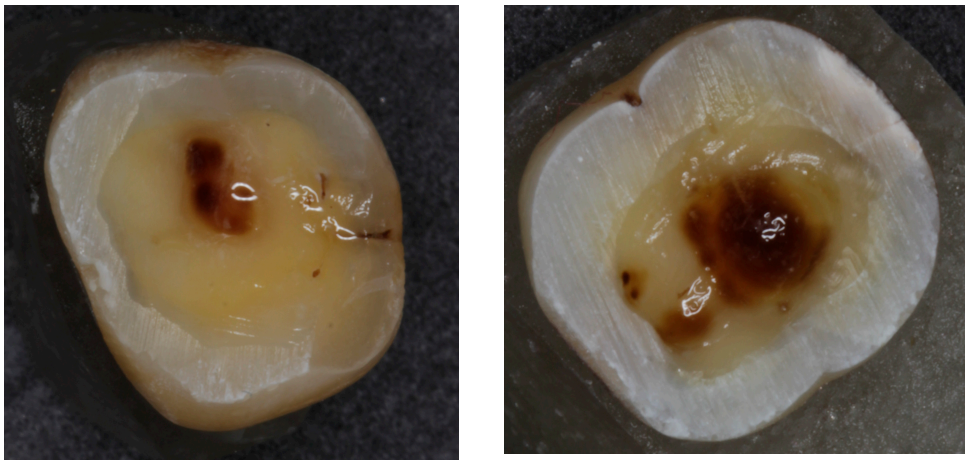
Şekil 3.1. Çalışmada kullanılan materyaller. Etch&rinse adeziv sistem (a), iki aşamalı self-etch adeziv sistem (b), üniversal adeziv sistem (c), etch&rinse adeziv sistemin fosforik asit ajanı (d), üniversal adeziv sistemin fosforik asit ajanı (e), bulk fill rezin kompozit (f).

3.1. Dişlerin Akrilik Bloklara Gömülmesi

Dişler, mine-sement sınırına kadar, 10mm x 10mm x 10mm silikon ölçü materyalinden (Optosil putty ve Universal Plus Aktivatör, Heraeus Kulzer, Almanya) hazırlanan kalıplar içerisine soğuk akril (Meliodent, Heraeus Kulzer, Almanya) dökülerek yerleştirilmiştir.

3.2. Çürükten Etkilenmiş Dentin Elde Edilmesi

Çürükten etkilenmiş dentin yüzeyleri elde etmek amacıyla dişlerin mine dokusu, dentin dokusu açığa çıkana kadar su soğutması altında, her 4 örnek için bir kalın grenli (yeşil bantlı) elmas fissur frez (FC Diamond, GZ Instrumente, Avusturya) kullanılarak uzaklaştırılmıştır. Her örnek için 1 çelik rond frez ve ekskavatör kullanılarak çürük uzaklaştırılıp çürükten etkilenmiş dentin örnekleri elde edilmiştir. Çürükten etkilenmiş dentin, sond ile muayene, renk değerlendirmesi ve gözle muayene sonucu sert, parlak ve koyu renkli olarak teyit edilmiştir [224] (Şekil 3.2.1.). Çürükten etkilenmiş dentin yüzey sertlikleri mikrosertlik testiyle Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda mikrosertlik cihazında (HMV-2, Mikrosertlik Test Cihazı Shimadzu, Japonya), her örnek için minimum uzaklık 40 μm olacak şekilde 3 farklı noktadan 15 sn süre ile 1 Newton kuvvet uygulanarak kontrol edilmiştir (Şekil 3.2.2.).



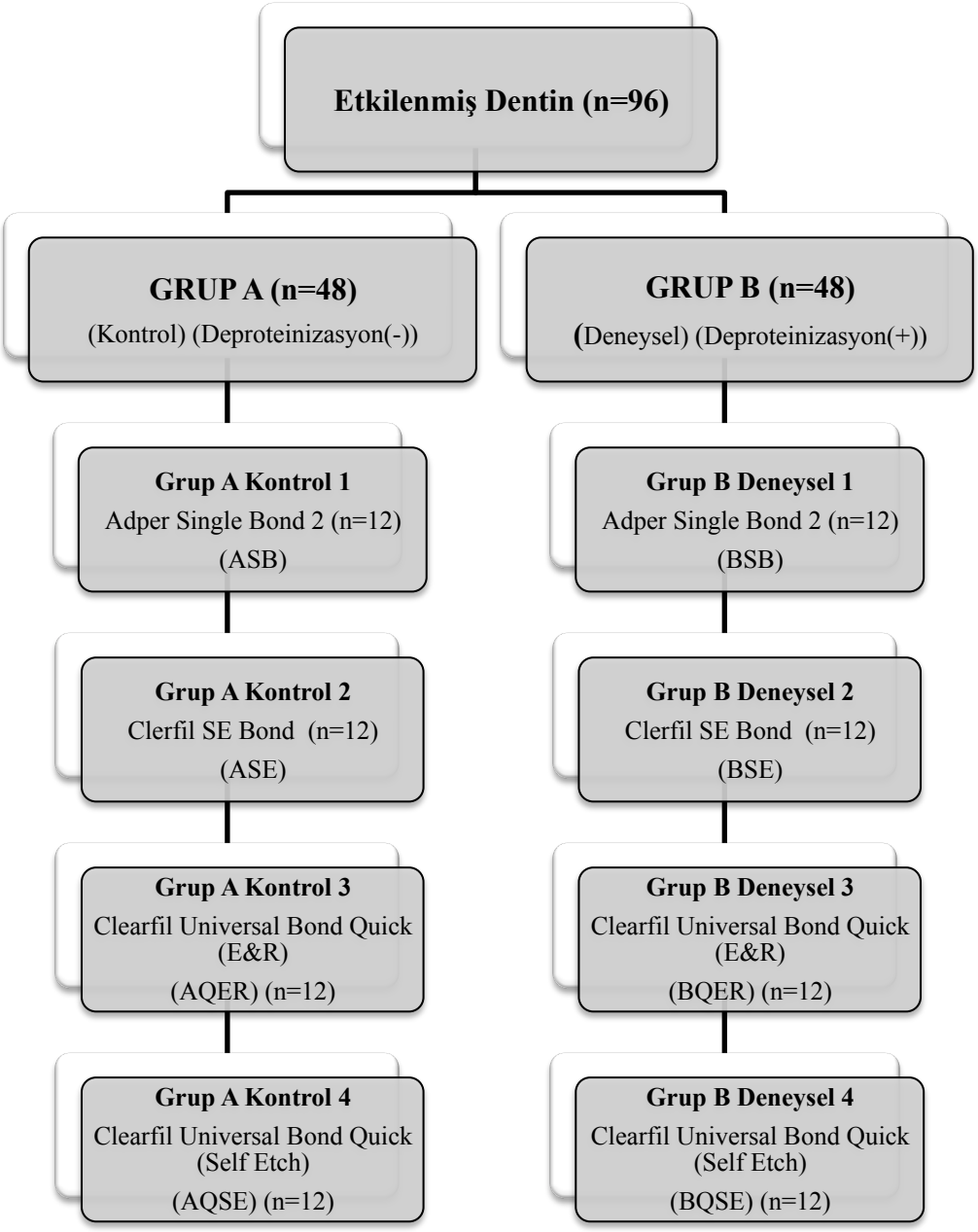
Şekil 3.2.1. Çürükten etkilenmiş dentin örnekleri.



Şekil 3.2.2. Mikrosertlik test cihazı ile sertlik ölçümü.

3.3. Çalışma Gruplarının Oluşturulması

Hazırlanan örnekler, rastgele/randomize olarak deproteinizasyon işlemi uygulanmayan (Grup A; n=48; kontrol grubu) ve deproteinizasyon işlemi uygulanan (Grup B; n=48; deneysel grup) yüzeyler olacak şekilde iki ana gruba ayrılmıştır. Bu ana gruplar daha sonra kullanılan adeziv sistemlere göre de rastlantısal olarak 4 adet alt gruba ayrılmıştır(n=12). Çalışma grupları Şekil 3.3.1.'de ve Tablo 3.3.1'de gösterilmiştir



Şekil 3.3.1. Çalışma grupları

ASB: *Grup A Adper Single Bond 2,* **ASE**: *Grup A Clearfil SE Bond*, **AQER**: *Grup A Clearfil Universal Bond Quick etch&rinse modu,* **AQSE**: *Grup A Clearfil Universal Bond Quick self etch modu,* **BSB**: *Grup B Adper Single Bond 2,* **BSE**: *Grup B Clearfil SE Bond,* **BQER**: *Grup B Clearfil Universal Bond Quick etch&rinse modu,* **BQSE**: *Grup AClearfil Universal Bond Quick self etch modu*

Tablo 3.3.1. Çalışma grupları

Gruplar	Deproteinizasyon	Adeziv Sistem	Restoratif Materyal
Grup A Kontrol 1 (ASB)	Yok	Adper™ Single Bond 2	Tetric N-Ceram Bulk Fill
Grup A Kontrol 2 (ASE)	Yok	Clearfil SE Bond	Tetric N-Ceram Bulk Fill
Grup A Kontrol 3 (AQER)	Yok	Clearfil Universal Bond Quick (E&R)	Tetric N-Ceram Bulk Fill
Grup A Kontrol 4 (AQSE)	Yok	Clearfil Universal Bond Quick (SE)	Tetric N-Ceram Bulk Fill
Grup B Deneysel 1 (BSB)	Var	Adper™ Single Bond 2	Tetric N-Ceram Bulk Fill
Grup B Deneysel 2 (BSE)	Var	Clearfil SE Bond	Tetric N-Ceram Bulk Fill
Grup B Deneysel 3 (BQER)	Var	Clearfil Universal Bond Quick (E&R)	Tetric N-Ceram Bulk Fill
Grup B Deneysel 4 (BQSE)	Var	Clearfil Universal Bond Quick (SE)	Tetric N-Ceram Bulk Fill

ASB: *Grup A Adper Single Bond 2,* **ASE**: *Grup A Clearfil SE* , **AQER**: *Grup A Clearfil Universal Bond Quick etch&rinse modu,* **AQSE**: *Grup A Clearfil Universal Bond Quick self etch modu,* **BSB**: *Grup B Adper Single Bond 2,* **BSE**: *Grup B Clearfil SE Bond ,* **BQER**: *Grup B Clearfil Universal Bond Quick etch&rinse modu,* **BQSE**: *Grup AClearfil Universal Bond Quick self etch modu.*

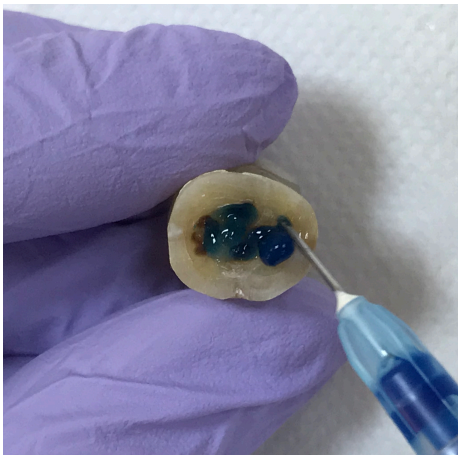
3.4. Kontrol Grubu Örneklerinin Hazırlanması

Grup A Kontrol 1 (ASB)'deki örnekler %35 fosforik asitle 15 sn pürüzlendirildikten sonra 15 sn su ile yıkanmış ve pamuk pelet ile kurutulmuştur (Şekil 3.4.1.). Örneklere etch and rinse adeziv sistem (Adper^{TM} Single Bond 2, 3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) üreticinin talimatlarına göre iki kat uygulanmış ve hava yardımı ile kaviteye yayılması sağlanmıştır. Örnekler 10 sn ışık yayan diyot (LED) ışık cihazıyla (Woodpecker, TipBi Curing Light, Çin) 1000mW/cm^2 çıkış gücünde polimerize edilmiştir (Şekil 3.4.2. ve Şekil 3.4.3.). Örneklere plastik kalıplar kullanılarak 4 mm çap ve 4 mm yükseklik olacak şekilde IVA renginde bulk fill rezin kompozit (Tetric N-Ceram Bulk Fill, Ivoclar, Vivadent, Schaan Liechtenstein) bulk tekniğiyle yerleştirilerek üreticinin talimatlarına göre 20 sn LED ışık cihazıyla polimerize edilmiştir (Şekil 3.4.4. ve Şekil 3.4.5.).

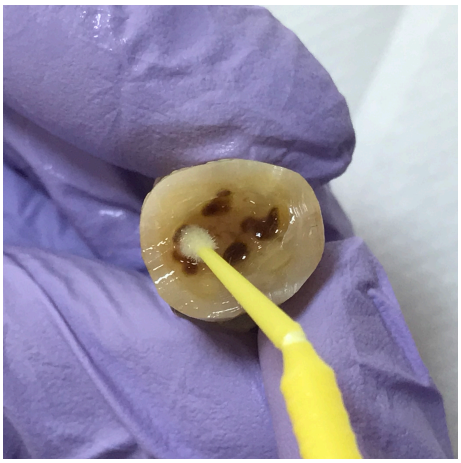
Grup A Kontrol 2 (ASE)'deki örneklere üreticinin talimatlarına göre self-etch adeziv sistemin (Clearfil SE-Bond Kuraray, Osaka, Japonya) primeri tek kullanımlık fırça ucu ile uygulanıp 20 sn kavite yüzeyinde bekletilmiş ve hava ile çözücülerin uzaklaşması sağlanmıştır. Tek kullanımlık fırça ucu ile bond kavite yüzeyine uygulanmış ve hava yardımı ile homojen bir tabaka oluşturulmuştur. Örnekler 10 sn LED ışık cihazıyla polimerize edilmiştir (Şekil 3.4.2. ve Şekil 3.4.3.). Rezin kompozit ASE grubunda olduğu gibi uygulanmıştır.(Şekil 3.4.4. ve Şekil 3.4.5.).

Grup A Kontrol 3 (AQER)'teki örneklere üniversal adeziv sistem Clearfil Universal Bond Quick Kuraray, Osaka, Japonya) üreticinin talimatlarına göre etch and rinse modunda uygulanmıştır. Örnekler 10 sn K-etchant ile pürüzlendirildikten sonra su ile yıkanarak hava ile kurutulmuştur (Şekil 3.4.1.). Adeziv sistem kaviteye ovalama hareketiyle uygulanıp 5 sn LED ışık cihazıyla polimerize edilmiştir (Şekil 3.4.2. ve Şekil 3.4.3.). Rezin kompozit ASE grubunda olduğu gibi uygulanmıştır. (Şekil 3.4.4. ve Şekil 3.4.5.).

Grup A Kontrol 4 (AQSE)'teki örneklere üniversal adeziv sistem (Clearfil Universal Bond Quick Kuraray, Osaka, Japonya) üreticinin talimatlarına göre self-etch modunda uygulanmıştır. Adeziv sistem kaviteye ovalama hareketiyle uygulanıp 5 sn LED ışık cihazıyla polimerize edilmiştir (Şekil 3.4.2. ve Şekil 3.4.3.). Rezin kompozit ASE grubunda olduğu gibi uygulanmıştır. (Şekil 3.4.4. ve Şekil 3.4.5.).



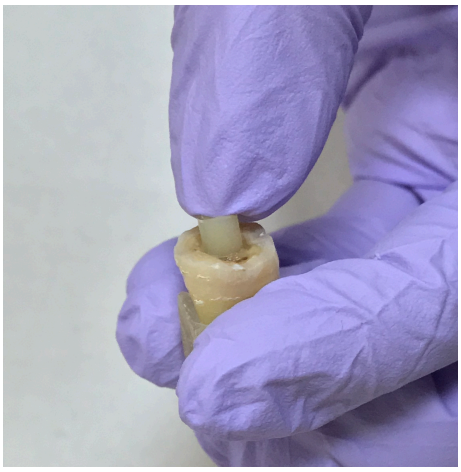
Şekil 3.4.1. Örneklerin asitle pürüzlendirilmesi.



Şekil 3.4.2. Örneklere adeziv sistem uygulanması.



Şekil 3.4.3. Adeziv sistem uygulanan örneklerin polimerizasyonu.



Şekil 3.4.4. Örneklere kalıplarla rezin kompozit uygulanması.



Şekil 3.4.5. Rezin kompozit uygulanan örneklerin polimerizasyonu.

3.5. Deneysel Grup Örneklerinin Hazırlanması

Grup B Deneysel 1 (BSB)'deki örnekler % 35 fosforik asitle 15 sn pürüzlendirildikten sonra 15 sn su ile yıkanmış ve pamuk pelet yardımıyla kurutulmuştur (Şekil 3.4.1.). Örneklere aplikatörle 15 sn boyunca % 6 NaOCl ile deproteinizasyon yapılmıştır (Şekil 3.5.1.). Örnekler 15 sn distile su ile yıkandıktan sonra hava yardımıyla kurutulmuştur. Örneklere etch and rinse adeziv sistem (Adper^{TM} Single Bond 2, 3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) üreticinin talimatlarına göre ASB'deki gibi uygulanıp, bulk fill rezin kompozit uygulanmıştır.

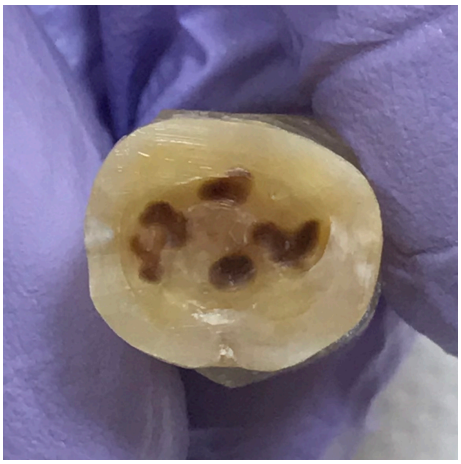
Grup B Deneysel 2 (BSE)'deki örneklere aplikatörle 15 sn boyunca % 6 NaOCl ile deproteinizasyon yapılmıştır (Şekil 3.5.1.). Örnekler 15 sn distile su ile yıkandıktan sonra hava yardımıyla kurutulmuştur. Örneklere self-etch adeziv sistemin (Clearfil SE-Bond Kuraray, Osaka, Japonya) primeri tek kullanımlık fırça ucu ile uygulanıp 20 sn kavite yüzeyinde bekletilmiş ve hava ile çözücülerin uzaklaşması sağlanmıştır. Tek kullanımlık fırça ucu ile bond kavite yüzeyine uygulanmış ve hava yardımı ile homojen bir tabaka oluşturulmuştur. Örnekler 10 sn LED ışık cihazıyla polimerize edilmiştir. Rezin kompozit ASE grubunda olduğu gibi uygulanmıştır.

Grup B Deneysel 3 (BQER)'teki örnekler 10 sn K-etchant ile pürüzlendirildikten sonra yıkanarak kurutulmuştur (Şekil 3.4.1.). Örneklere aplikatörle 15 sn boyunca % 6 NaOCl ile deproteinizasyon yapılmıştır (Şekil 3.5.1.). Örnekler 15 sn distile su ile yıkanarak hava yardımıyla kurutulmuştur. Örneklere üniversal adeziv sistem (Clearfil Universal Bond Quick Kuraray, Osaka, Japonya) üreticinin talimatlarına göre etch and rinse modunda AQER'deki gibi uygulanıp, bulk fill rezin kompozit uygulanmıştır.

Grup B Deneysel 4 (BQSE)'teki örneklere aplikatörle 15 sn boyunca % 6 NaOCl ile deproteinizasyon yapılmıştır (Şekil 3.5.1.). Örnekler 15 sn distile su ile yıkandıktan sonra hava yardımıyla kurutulmuştur. Örneklere üniversal adeziv sistem (Clearfil Universal

Bond Quick Kuraray, Osaka, Japonya) üreticinin talimatlarına göre self-etch modunda AQSE'deki gibi uygulanıp, bulk fill rezin kompozit uygulanmıştır.

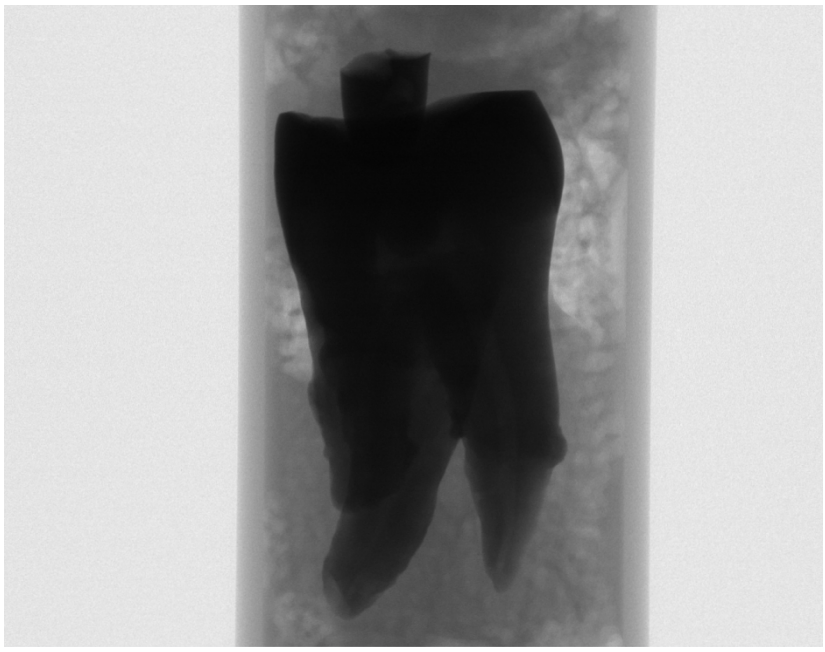
Hazırlanan örnekler 37°C'de 2 hafta süre ile distile suda bekletilmiştir.



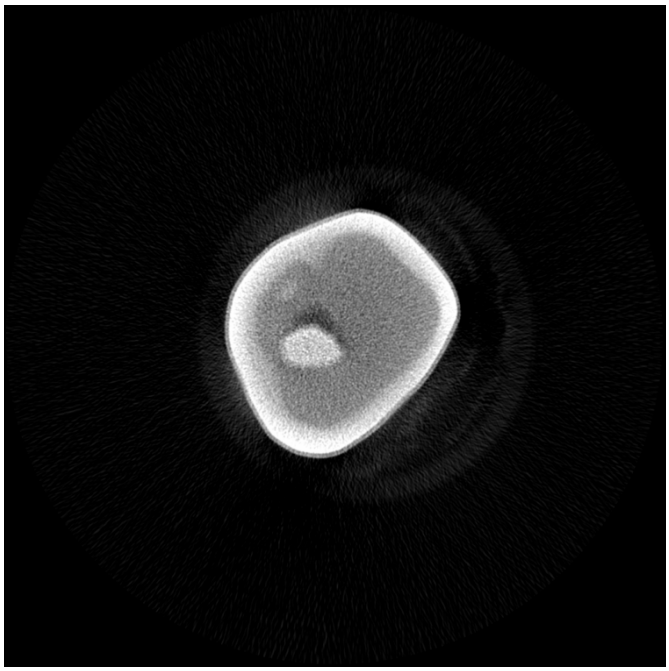
Şekil 3.5.1. Deproteinizasyon uygulanmış örnek.

3.6. Örneklerin Mikrotomografi Cihazı ile Değerlendirilmesi

Falcon tüp içerisine sabitlenen örnekler SkyScan 1174v2 (Kontich-Belçika) bilgisayarlı tomografi cihazında taranmak üzere hazırlanmıştır. Tarama haznesi içine sabitlenen her bir örneğin tarama işlemi 50 kVp voltaj, 800 µA akım ve 40 W güç değerlerinde 0.25 mm'lik Al filtre kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Tarama değerleri optimize edilerek 4500 ms pozlama süresi (exposure time), 1024x1304 çözünürlük ve 23.06 µm yakınlaştırma faktörü kullanılmıştır. Her bir örnek yaklaşık 58 dakika, 1.00 derecelik rotasyon ile 360 derece taranmıştır. Tarama sonrası elde edilen TIFF formatındaki 360 ham görüntü NRecon (Ver. 1.6.10.2) programı ile yeniden yapılandırılarak BMP formatında yaklaşık 1000 adet yatay kesit elde edilmiştir. İlk değerlendirme sonucunda gruplar içerisinde başarısız olan örnekler değerlendirmeye dahil edilmemiştir.



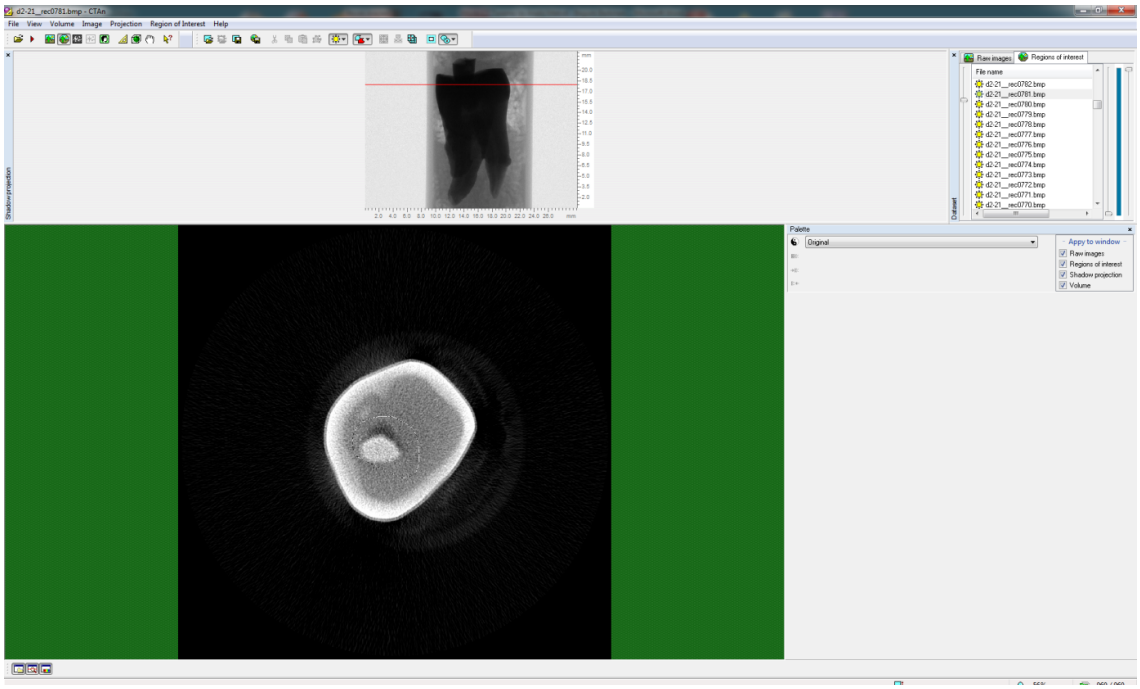
Şekil 3.6.1. Ham Görüntü



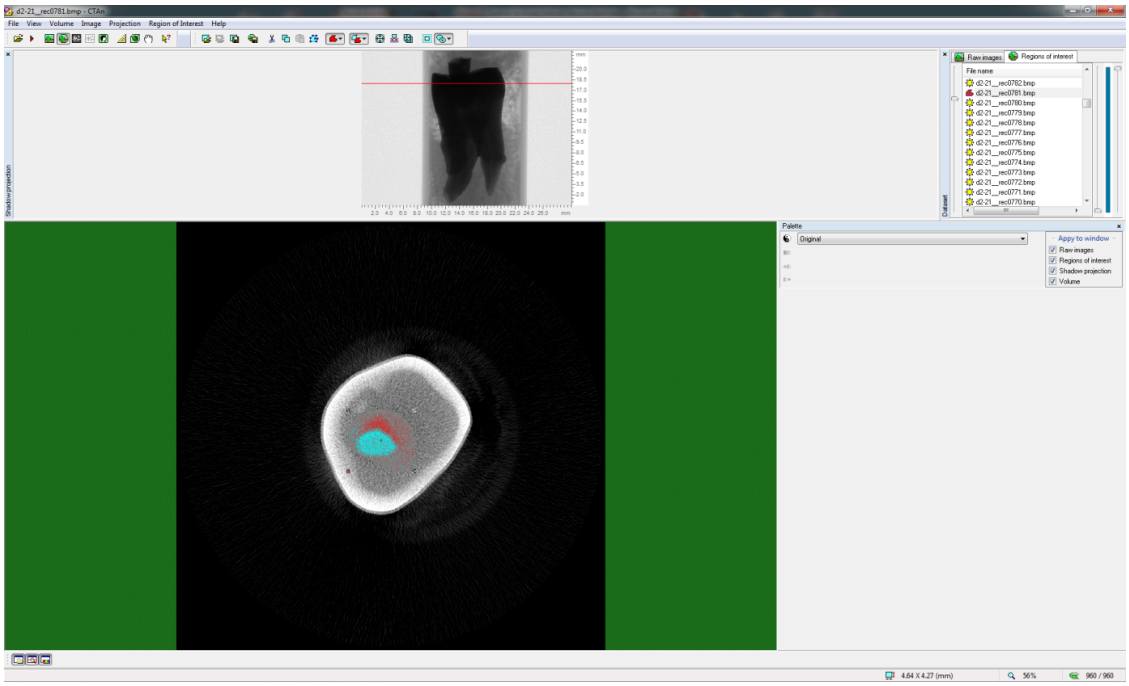
Şekil 3.6.2. Kesit Görüntüsü

Rekonstrüksiyon sonucu elde edilen görüntüler BMP formatında kaydedilmiştir. Bu kesitler; kantitatif parametreler ve görsel modeller oluşturmak amacıyla kullanılan, densitometrik ve morfometrik ölçümlere olanak sağlayan CTAn (Ver. 1.16.4.1+) programına aktarılmıştır. Ölçüm yapılacak alanın sınırlarını belirlemek amacıyla; kesitler üzerinde yatay düzlemde yarı-otomatik olarak dairesel ilgili alan (Region of Interest; ROI) çizilmiştir. İncelenecek örneğe ait olan vokseller ile çevresinde bulunan havanın

voksellerini ayırmak için histogramda bir eşik değer belirlenmiştir. Siyah vokselin 0 ile belirtilip minimum yoğunluğu ifade ettiği, beyaz vokselin ise 255 ile belirtilip maksimum yoğunluğu gösterdiği histogram üzerinde eşik değer belirlenmiştir. Belirlenen ROI'ler ve eşik değer verileriyle hacimsel oranlar ayrı ayrı hesaplanmıştır. Örneklere ait veriler CTVol (Ver. 2.3.2.0) programına aktarılmış ve örneklere ait üç boyutlu modelleme görüntüleri elde edilmiştir.

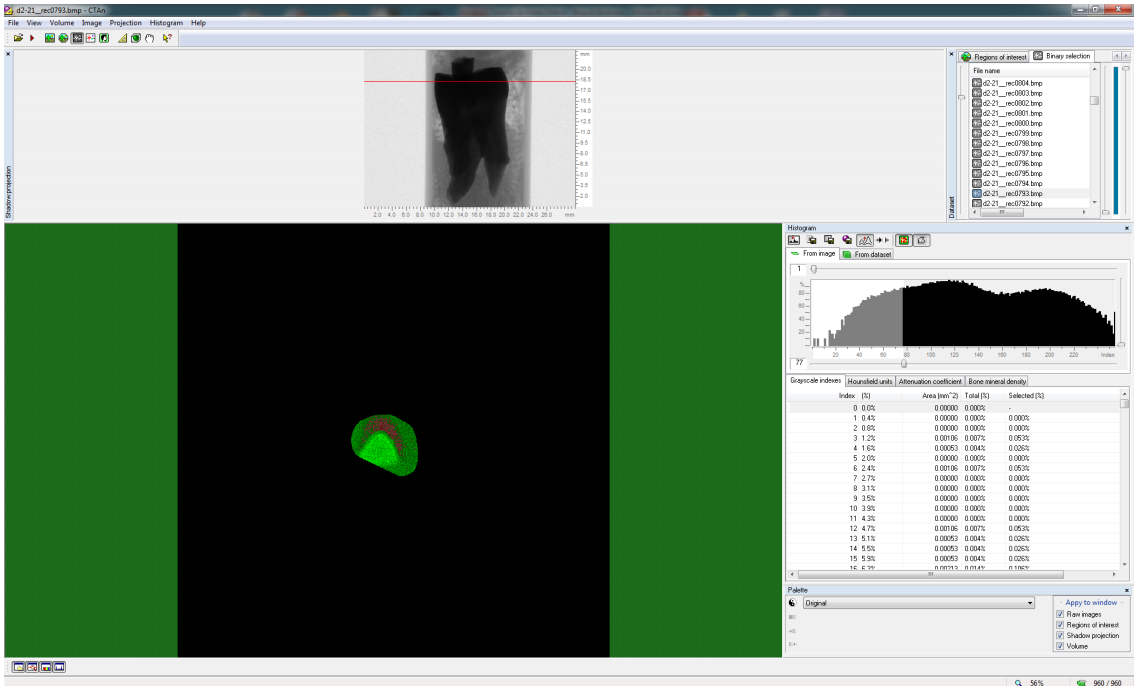


Şekil 3.6.3. Restorasyon dentin arayüzünde ROI (Region of Interest) belirlenmesi



Şekil 3.6.4. Dolgu etrafında belirlenmiş ROI

Diş üzerine yerleştirilen dolgu materyali ile dentin arasında kalan boşluk hacim ölçümleri mm^3 cinsinden CTAn (Ver. 1.16.4.1+) yazılımı ile hesaplanıp kaydedilmiştir.



Şekil 3.6.5. İlgili alan için eşik değer (threshold) belirlenmesi

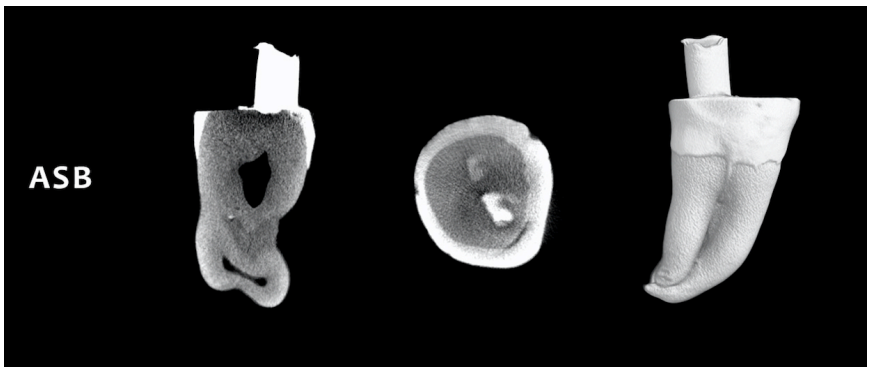
3.7. İstatistiksel Analiz

Mikroboşluk hacminin normal dağılım gösterip göstermediği Shapiro Wilks testi ile belirlendi. Mikroboşluk hacmi normal dağılım göstermediğinden gruplar arası farklar Kruskal Wallis ve Mann Whitney U testleri ile belirlendi. Anlamlılık düzeyi $p<0,05$ olarak belirlenmiştir. Veriler, Windows için IBM Statistical Package for Social Sciences (SPSS) 22 Software programı kullanılarak analiz edilmiştir.

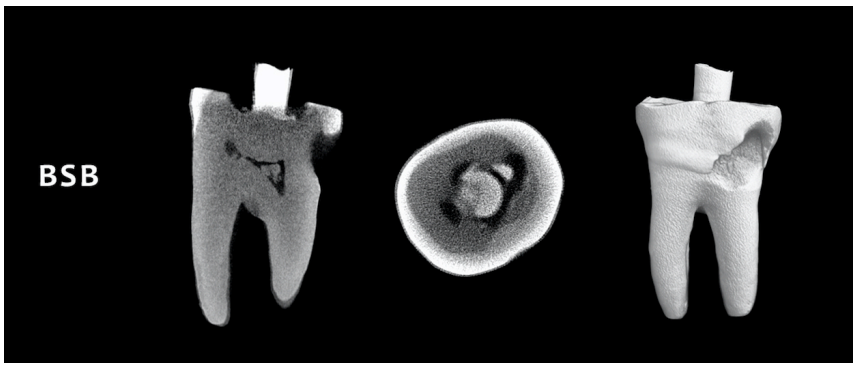
4. BULGULAR

4.1. Mikroboşluk Değerleri

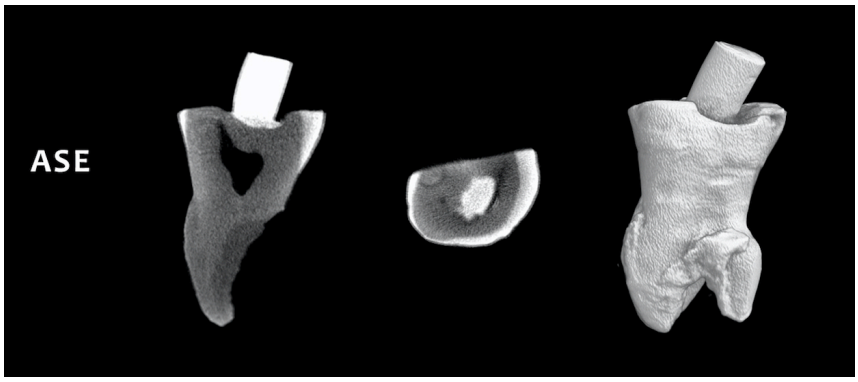
Çürükten etkilenmiş dentin yüzeylerine farklı yüzey uygulamaları (deproteinizasyon uygulanan ve uygulanmayan yüzeyler) yapıldıktan sonra farklı adezivler uygulanan ve bulk fill rezin kompozitle restore edilen örneklerin dentin ile restorasyon arayüzündeki mikroboşluk ölçümü mikro-BT ile yapılmıştır. Gruplara ait örnek mikro-BT görüntüleri Şekil 4.1.1., 4.1.2., 4.1.3., 4.1.4., 4.1.5, 4.1.6., 4.1.7. ve 4.1.8'de gösterilmektedir.



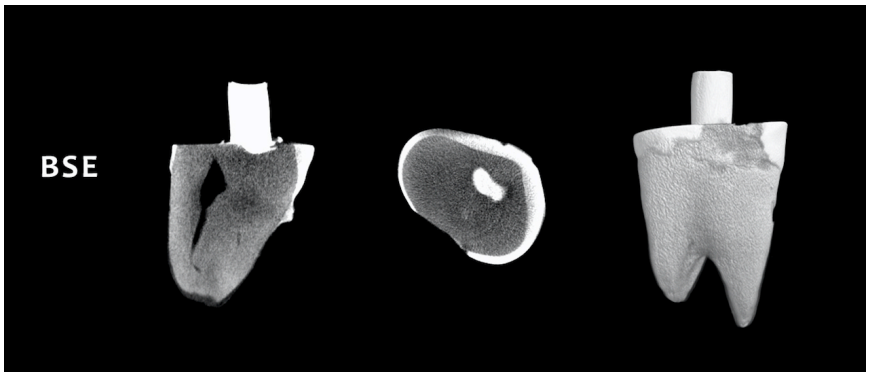
Şekil 4.1.1. Grup A Kontrol 1 (ASB) örneği



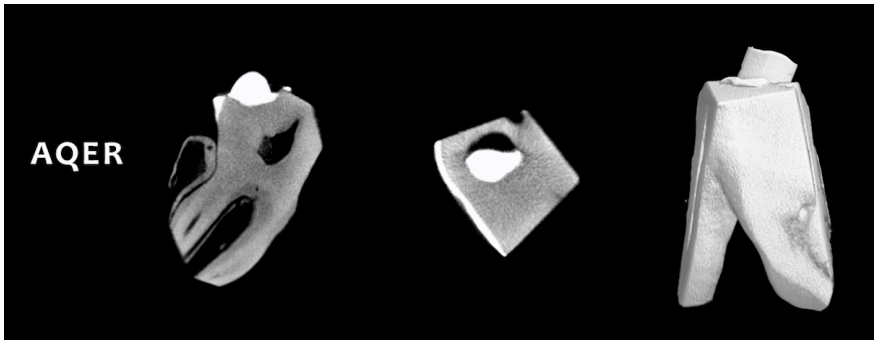
Şekil 4.1.2. Grup B Deneysel 1 (BSB) örneği



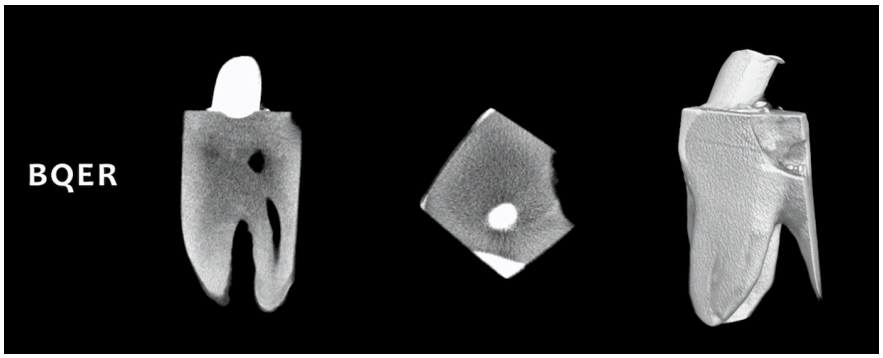
Şekil 4.1.3. Grup A Kontrol 2 (ASE) örneği



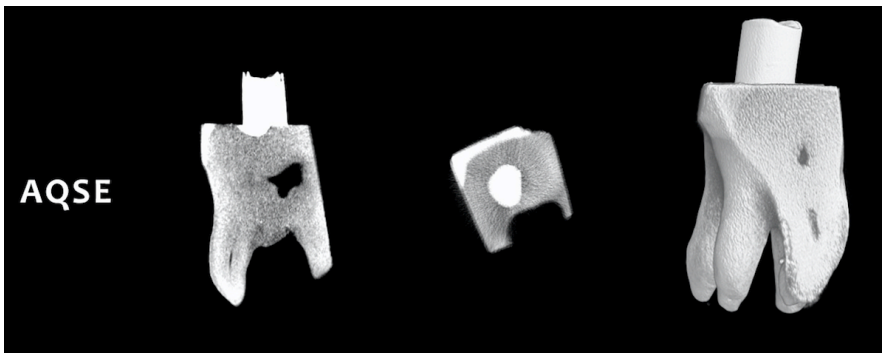
Şekil 4.1.4. Grup B Deneysel 2 (BSE) örneği



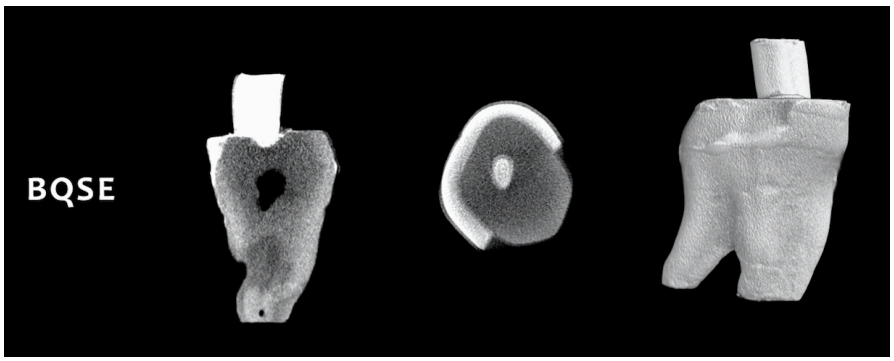
Şekil 4.1.5. Grup A Kontrol 3 (AQER) örneği



Şekil 4.1.6. Grup B Deneysel 3 (BQER) örneği



Şekil 4.1.7. Grup A Kontrol 4 (AQSE) örneği



4.1.8. Grup B Deneysel 4 (BQSE) örneği

Elde edilen ortalama mikroboşluk hacimleri, standart sapma, minimum ve maksimum değerler mm^3 cinsinden Tablo 4.1. ve Şekil 4.1.9.'da gösterilmektedir.

Tablo 4.1. Ortalama mikroboşluk değerleri, standart sapmalar, minimum ve maksimum değerler.

	A		B		p
	Ort.±SS	**Median [25-75. yüzdelik]**	**Ort.±SS**	**Median [25-75. yüzdelik]**	
SB	0,20±0,12	0,19 [0,12 – 0,30]	0,79±0,67	0,57 [0,19 – 1,40]	0,043*
SE	0,31±0,36	0,23 [0,07 – 0,32]	0,31±0,24	0,22 [0,14 – 0,38]	0,652
QER	0,24±0,26	0,22 [0,08 – 0,27]	0,24±0,18	0,23 [0,06 – 0,34]	0,606
QSE	0,57±0,47	0,42 [0,28 – 0,86]	0,32±0,21	0,31 [0,17 – 0,44]	0,171
P	0,053		0,173		

***p<0,05*

A: *Deproteinizasyon uygulanmayan kontrol grubu,* **B:** *Deproteinizasyon uygulanan deneysel grup,* **SB:** *Adper Single Bond 2*, **SE:** *Clearfil SE Bond,* **QER:** *Clearfil Universal Bond Quick etch&rinse modu,* **QSE:** *Clearfil Universal Bond Quick self-etch modu.*

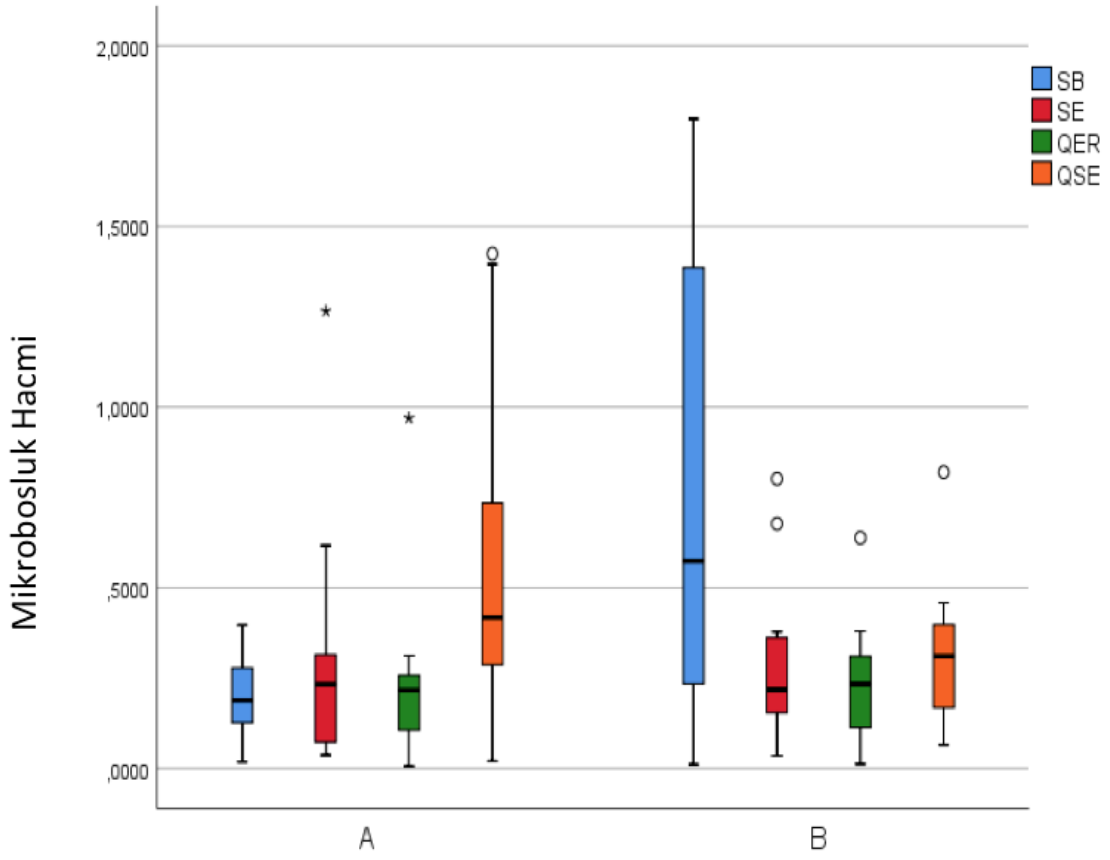
Shapiro Wilks testi ile kontrol ve deneysel grupların mikroboşluk hacmi değerlerinin normal dağılım göstermediği bulunmuştur. Mann Whitney U testi sonucunda deproteinizasyon uygulanmayan kontrol ve deproteinizasyon uygulanan deneysel gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı bulunmuştur (sırasıyla p=0,053 ve p=0,1723; p>0,05). Kruskal Wallis testi ile Grup A Kontrol 1(ASB) ile Grup B Deneysel 1(BSB) örnekleri arasında mikroboşluk hacmi açısından istatistiksel olarak anlamlı fark (p=0,043;p<0,05) bulunmuştur. Diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır.

Bu sonuçlara göre Grup B Deneysel 1 (BSB) (0,79±0,67), istatistiksel olarak anlamlı olmasa da, diğer örnek gruplarına kıyasla, en yüksek mikroboşluk hacmi ortalama değerlerine sahiptir. Bu değeri sırasıyla azalan şekilde takip eden mikroboşluk hacmi ortalama değerleri şu şekildedir; Grup A Kontrol 4 (AQSE) (0,57±0,47), Grup B Deneysel 4 (BQSE) (0,32±0,21), Grup A Kontrol 2 (ASE) (0,31±0,36), Grup B Deneysel 2 (BSE) (0,31±0,24), Grup A Kontrol 3 (AQER) (0,24±0,26), Grup B Deneysel 3 (BQER) (0,24±0,18). Diğer örnek gruplarına kıyasla Grup A Kontrol 1 (ASB) (0,20±0,12) en düşük mikroboşluk hacmi ortalama değeri göstermiştir.

Deproteinizasyon yapılmayan (A Grubu) örneklerde kullanılan adeziv sistemlere göre ortalama mikroboşluk hacmi değeri istatistiksel olarak anlamlı olmasa da en yüksek olan adeziv sistem Clearfil Universal Bond Quick self etch modudur (0,57±0,47). Bu

adeziv sistemi sırasıyla azalan şekilde takip eden ortalama mikroboşluk hacim değerleri şu şekildedir; Clearfil SE Bond (0,31±0,36), Clearfil Universal Bond Quick etch and rinse modu (0,24±0,26). Diğer adeziv sistemlere kıyasla Adper Single Bond 2 (0,20±0,12) en düşük mikroboşluk hacim değerlerini göstermiştir.

Deproteinizasyon yapılan (B Grubu) örneklerde kullanılan adeziv sistemlere göre ortalama mikroboşluk hacmi değeri istatistiksel olarak anlamlı olmasa da en yüksek olan adeziv sistem Adper Single Bond 2'dir (0,79±0,67). Bu adeziv sistemi sırasıyla azalan şekilde takip eden ortalama mikroboşluk hacim değerleri şu şekildedir; Clearfil Universal Bond Quick self etch modu (0,32±0,21), Clearfil SE Bond (0,31±0,24). Diğer adeziv sistemlere kıyasla Clearfil Universal Bond Quick etch and rinse modu (0,24±0,18) en düşük mikroboşluk hacim değerlerini göstermiştir.



A: *Deproteinizasyon uygulanmayan kontrol grubu,* **B:** *Deproteinizasyon uygulanan deneysel grup,* **SB:** *Adper Single Bond 2*, **SE:** *Clearfil SE Bond,* **QER:** *Clearfil Universal Bond Quick etch&rinse modu,* **QSE:** *Clearfil Universal Bond Quick self-etch modu.*

Şekil 4.1.9. Ortalama mikroboşluk değerleri, standart sapmalar

5. TARTIŞMA

Günümüzde kabul edilen minimal-invaziv tedavi yaklaşımı sonucu çürük temizlenirken kavite tabanında çürükten etkilenmiş dentin bırakılmaktadır ancak çürükten etkilenmiş dentin yüzeyine bağlanma klinisyenler için sorun olmaktadır. Literatürde deproteinizasyon uygulanmış çürükten etkilenmiş dentin yüzeyi ile rezin kompozit arayüzündeki mikroboşluk oluşumunu değerlendiren çalışma mevcut değildir. Bu nedenle, literatürde ilk olarak bu tez çalışmasında çürükten etkilenmiş dentinin NaOCl ile deproteinizasyonunun, farklı sistemler kullanılarak yerleştirilen bulk-fill rezin kompozit ile çürükten etkilenmiş dentin arayüzü mikro-BT ile değerlendirilmiştir.

Fusayama tarafından çürük dentin iki tabaka olarak tanımlanmıştır; dışta remineralize olmayan düzensiz enfekte tabaka ve içte remineralize olabilen çürükten etkilenmiş tabaka.[1] Minimal invaziv tedavi felsefesine göre dış tabaka uzaklaştırılıp içteki tabaka korunmalı ve adeziv prosedürler uygulanmalıdır.[1,28,35]

Laboratuvar çalışmalarındaki en büyük zorluk çürükten etkilenmiş dentinin standardize edilmesidir. Bazı çalışmalarda dentinin rengi, dentinin ekskavatörlere direnci veya çürük tespit edici boyalarla dentinin renklenmesi gibi subjektif yöntemler kullanılmaktadır.[29,34,37,225,226]Mikrosertlik ölçümü ise dentinin mineral içeriğini değerlendirdiği için tercih edilmektedir.[44,227-229]Çürükten etkilenmiş dentin substratları kullanılırken standardizasyon sorunlarının üstesinden gelmek için in vitro çürük benzeri lezyon oluşturulması gibi farklı yaklaşımlar da önerilmiştir. Bunlar, asidik jel kullanımı[230], tamponlanmış solüsyonlar[231] ve doğal plak ile inkübasyonu içermektedir.[232]Doğal çürük oluşumu, yapay çürük oluşumuna kıyasla birçok bakteri türü, organik asitler, hidrolitik enzimler ve dentin tübüllerini tıkayan whitlockite kristallerinin çökeltisini içermesi sebebiyle daha karmaşıktır.[233]Bu nedenle bu tez çalışmasında çürükten etkilenmiş dentinin standartlaştırılması için dentinin rengi, dentinin ekskavatöre direncinin yanı sıra etkilenmiş dentinin sertlik değeri ölçümleri kullanılmıştır. Literatürde sağlam dentin mikrosertliği 50 – 70 Vickers Sertlik Değerleri (VHN) arasında kabul edilirken çürükten etkilenmiş dentinin mikrosertlik değerlerinin daha az olduğu belirtilmiştir.[32,234-236] Literatürle uyumlu olarak bu tez çalışmasında da kullanılan etkilenmiş dentin yüzey sertlikleri ortalamaları 35,04 VHN değeri ile sağlam dentin sertlik değerlerine göre daha düşük olarak

değerlendirilmiştir.

ÇED'in cam iyonomer ve rezin kompozitlerle bağlanma dayanımının sağlam dentine kıyasla daha düşük olduğu bulunmuştur.[4,5]Daha düşük bağlanma dayanımının sebebi, ÇED'in kimyasal ve morfolojik özelliklerindeki değişiklik olabilir. ÇED kısmen demineralizedir ve üzerinde organik içeriği zengin olan düzensiz kalın bir hibrit tabaka vardır.[18,46,237]

Dentine adezyon için etch and rinse (E&R) veya self-etch (SE) yaklaşımları kullanılmaktadır.[157,238]

Etch and rinse adeziv yöntemi, rezin infiltrasyonu için fibrilleri açığa çıkartmak amacıyla dentinin fosforik asitle demineralizasyonunu gerektirmektedir. Bu yöntemin esas dezavantajı ise dentinin kurutulması sırasında kolajen fibrillerin büzülmesi ihtimalidir. Bu da rezin monomerlerin infiltrasyonunu azaltarak bağlanma dayanımının düşmesine neden olmaktadır.[108,239] Yeterli nemi sağlamak klinik için hala büyük bir sorundur, bu da hem çözücü içeriğine hem de üreticinin talimatlarına bağlıdır.[240]

Single Bond 2, beşinci jenerasyon bir adeziv sistemdir ve içeriğinde Bis-GMA, HEMA (2-Hidroksi Etil Metakrilat), dimetakrilat, poliakrilik asidin metakrilat fonksiyonel kopolimerleri ve çözücü olarak etanol ve su bulunmaktadır. Adeziv sistem içerisine nano boyutta (5 nm) doldurucu eklenmiştir. Single Bond 2, başarılı sonuçlar göstermesi sebebiyle klinik uygulamalarda ve yeni çıkan adeziv sistemlerin performansını kıyaslamak amacıyla araştırmalarda sıklıkla kullanılmaktadır.[241,242] Bu tez çalışmasında da iki aşamalı etch& rinse adeziv sistem olan Adper™ Single Bond 2 kullanılmıştır.

Alternatif olarak self-etch yöntemi, asitle pürüzlendirme aşamasına gerek duymadan spesifik monomerlerle asidik fonksiyonel gruplar içererek yüzey hazırlayıcı olarak görev görmekte ve dentine iyonik olarak bağlanmaktadır.[243,244]

Clearfil SE Bond'un en güvenilir self-etch adeziv sistemlerden olduğu gösterilmiştir[245] ve kendi kategorisinde altın standart olarak kabul edilmiştir.[157] Laboratuvar çalışmalarında da diş yüzeyine yüksek bağlanma dayanımı göstermiştir.[246,247] Bu tez çalışmasında self-etch adeziv sistem olan Clearfil SE Bond kullanılmıştır.

Son zamanlarda üniversal adezivler (UA), geleneksel E&R ve SE yöntemiyle bağlanma konseptini basitleştirmiş ve klinisyene klinik kavite koşullarına göre istediği

yöntemi uygulama seçeneği sunmuştur.[248] Kısaca, üniversal adezivler fosforik asitle pürüzlendirme sonrası su ile yıkama ve ardından primer/adeziv kombinasyonunun 2 aşamada uygulanmasıyla E&R modunda kullanılabilmektedir.[108,146,248] SE modu ise eş zamanlı pürüzlendirme ve infiltrasyon yapan asidik fonksiyonel gruplarla monomerler içermektedir.[243,248]

Bağlanma dayanımını azalttığı düşünülse de, tek fonksiyonlu monomer hidroksietil metakrilat (HEMA) günümüzde hala birçok üniversal adeziv içeriğine eklenmektedir.[249] HEMA küçük molekül boyutlu bir ajandır.[250] Aynı zamanda, su içeren kombine primer/adeziv rezinlerde diğer monomerler için çözücü görevi görmektedir, bu da HEMA'nın birçok adezivde yer alma sebebi olabilir. Bununla birlikte, HEMA'nın polimerizasyon verimliliği oldukça düşüktür ve yüksek hidrofilitesi sebebiyle adeziv içerisinde çok fazla su (% 40'a kadar üniversal adezivlerin temel birleşeni) tutmaktadır.[243,251] Yeterince uzaklaştırılmadığında, rezidüel su polimerizasyonu etkilemektedir[252,253] ve in-situ faz ayrımına neden olabilmektedir.[254,255] Başlangıçta HEMA alttaki dentinden ozmoz yoluyla su emilimi yapmaktadır,[256,257] ancak daha sonra dış ortamdan da su emilimi yapmaya devam etmektedir. Bu, adeziv arayüzünde üretilen polimeri doğrudan zayıflatmakta ve daha sonraki aşamalarda hidrolitik adeziv degradasyonuna neden olmaktadır.[249] Bu problemleri azaltmak için yüksek hidrofiliteye sahip olan ve nemli dentine HEMA'dan daha iyi penetre olabilen yeni bir hidrofilik amid monomer geliştirilmiştir.[258] Clearfil Universal Bond Quick tek şişeli universal adeziv olarak tanımlanmıştır ve uygulama zamanını kısaltan yeni amid içeriğe sahiptir.[259]Bu tez çalışmasında üniversal adeziv sistem olan Clearfil Universal Bond Quick hem etch and rinse hem de self etch modunda kullanılmıştır.

Yapılan çalışmada, ÇED tabakaya bağlanma kuvvetini artırmak için dentine NaOCl çözeltisi uygulanması önerilmiştir.[18] Smear tabakasıyla kaplı dentin yüzeyine NaOCl uygulanmasıyla smear tabaka deproteinize edilmekte ve organik fazının çözünmesiyle inceltilmektedir.[147] Smear tabakanın deproteinizasyonu, dentin yüzeyinin mineral:organik oranını artırmakta ve hidrate kolajen debrisin smear tabakasından uzaklaştırılmasıyla hidrofobik materyallerin dentine afinitesini artırmaktadır.[260] Smear tabakasıyla kaplı dentin üzerine uygulanan asitle pürüzlendirme, smear tabakasının inorganik kısmını çözerken alttaki dentinin demineralizasyonunu da sağlar ve mikropöröziteler oluşturup mekanik kilitlenmeye neden olur.[261] Bu nedenle, çürükten etkilenmiş dentinin self-etch adeziv kullanımından önce bağlanma dayanımını artırmak için sodyum hipoklorit (NaOCl) veya

hipoklöröz asit (HOCl) ile deproteinizasyonu önerilmiştir.[262]

Deproteinizasyon yöntemine yönelik karşıt görüşler de rapor edilmiştir. Bazı çalışmalarda bağlanma dayanımını artırdığı[263] gösterilse de diğer çalışmalarda adezyonun NaOCl uygulamasından olumsuz etkilendiği gösterilmiştir.[139] NaOCl çözeltisinin 30 s uygulanmasının Clearfil SE Bond ile adeziv arayüzündeki hibridize smear tabakasını ortadan kaldırdığı ancak hibrit tabakadaki nanosızıntıyı artırdığı bildirilmiştir. Nanosızıntıdaki bu artışın sebebinin NaOCl'nin rezin monomerlerini oksitleyici etkisiyle yetersiz polimerizasyona neden olması olabileceği değerlendirilmiştir.[24] Nanosızıntının artması adeziv arayüzünde hidrolitik degradasyona neden olmaktadır.[24]

Literatürde, dentin yüzeyine %10 NaOCl solüsyonu ile 60 sn deproteinizasyon uygulanmış, 30 sn su ile yıkanmış ve adeziv sistem uygulanmış çalışmalar vardır.[264,265]Muratovska ve diğ., yaptıkları çalışmada dentin yüzeyine % 5.25 NaOCl 10 sn süre ile uygulanmış, 10 sn su ile yıkanıp kurutulmuş ve self etch adeziv sistem uygulanmıştır. Bu çalışmanın sonuçlarına göre % 5.25 NaOCl'nin 10 sn süre ile uygulanmasının self-etch adeziv sistemin bağlanma dayanımı üzerinde olumsuz etkisi olmadığını belirtmişlerdir.[266] Thanatvarakon ve diğ. yaptığı çalışmada ise , smear tabakası ile kaplı dentin yüzeyine 15 sn ve 30 sn süre ile % 6 NaOCl uygulanmış, 30 sn su ile yıkanmış ve adeziv sistem uygulanmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre 15 sn veya 30 sn süre ile % 6 NaOCl uygulanmasının smear tabakası ile kaplı dentin yüzeyinde amid-fosfat oranını düşürdüğünü bulmuşlardır.[147] Taniguchi ve diğ., 15 sn süre ile % 6 NaOCl uygulanmasının tek aşamalı ve iki aşamalı self-etch adeziv sistemlerin ÇED'e bağlanma dayanımlarını artırdığını değerlendirmişlerdir. Bu bulgu, smear tabakasının yüzeyel organik bileşenlerinin NaOCl ile çözünmesine bağlanmıştır.[18] Bu tez çalışmasında, literatürdeki bilgilere dayanarak NaOCl % 6 konsantrasyonda kullanılmıştır.

Bazı çalışmalarda, smear tabakasıyla kaplı dentin yüzeyine 60 sn veya birkaç dakika NaOCl uygulanmasının bağlanma üzerinde olumsuz etkisi olduğu değerlendirilmiştir.[267-269] Kunawarote ve diğ. yaptığı çalışmada, dentine 30 sn NaOCl uygulanmasının bağlanma dayanımını düşürdüğü, fakat 15 sn uygulanmasının bağlanma dayanımını düşürmediği sonucuna varmışlardır.[270] Taniguchi ve diğ., 15 sn NaOCl uygulanmasının, self-etch adeziv sistemlerin çürükten etkilenmiş dentine mikro-bağlanma dayanım değerlerini artırdığı, 30 sn uygulanmasının ise etkisi olmadığını değerlendirmişlerdir.[18] Literatürdeki bilgilere dayanarak bu tez çalışmasında % 6 NaOCl 15 sn süre ile uygulanmış 15 sn su ile

yıkanmıştır.

NaOCl tedavisinin dentin yüzeyinde oluşan süper oksit radikallerinin kalıntıları sebebiyle bağlanma dayanımını düşürdüğü ve rezin monomerlerin polimerizasyonunu engellediği bilinmektedir.[188,267,269]

NaOCl'nin bağlanma dayanımına karşı oluşturduğu olumsuz etkiyi geri çevirmek için adeziv uygulanmasından önce antioksidan/süper oksit radikallerini inhibe eden ajanların kullanımı önerilmektedir.[20,267,271] Yapılan bir çalışmada, 30 sn NaOCl uygulanmasından sonra süper oksit radikallerini inhibe edici ajan olan Accel'in uygulanmasının sağlam ve çürükten etkilenmiş dentine mikro-bağlanma dayanımını artırdığı değerlendirilmiştir.[18] Ayrıca aynı çalışmada NaOCl'nin 15 sn süre kullanımında daha kısa işlem süresi sebebiyle daha az süper oksit radikal kalıntıları oluşması veya daha az difüzyon derinliği elde edilmesinden dolayı uygulama sonrası sadece su ile yıkanmasının yeterli olacağı belirtilmiştir.[18] Yapılan bazı çalışmalarda NaOCl uygulamasından sonra süper oksit radikallerini inhibe edici ajan kullanılmadan, sonrasında sadece su ile yıkama işlemi yapılmıştır.[272-274] Bu tez çalışmasında da NaOCl'nin uygulama süresi 15 sn olduğundan sadece su ile yıkama işlemi yapılmıştır.

Sodyum hipoklorit ve kolajenaz gibi maddeler dentinin asitle pürüzlendirilmesi sonrası deproteinizasyon yaparak kolajeni çözmekte ve pürüzlendirilmiş dentin yüzeyinden uzaklaştırmaktadırlar. Ayrıca bu yöntem, dentin yüzeyini pürüzlendirilmiş mine yüzeyine benzer morfolojik karakterde apatitten zengin hale getirmektedir.[275,276] Bu nedenle bu tez çalışmasında etch and rinse adezivlerde asitle pürüzlendirme sonrası NaOCl ile deproteinizasyon işlemi yapılmıştır.

Self-etch adezivlerin çürükten etkilenmiş dentin üzerindeki kalın ve organik içerikten zengin smear tabakasını uzaklaştımaları zorlaşmaktadır ve organik faz, self-etch adezivlerin alttaki dentine penetrasyonuna engel olacaktır. Daha yüksek su içeriğine sahip olan intertübüler dentin ise kalın düşük kaliteli bir hibrit tabakasının oluşmasına neden olarak bağlanma dayanım değerlerini düşürmektedir. Ayrıca, çürükten etkilenmiş dentin üzerindeki smear tabakada bulunan aside dirençli mineraller, self-etch adezivlerin dentine infiltrasyonunu engellemektedir.[18] Literatürdeki bilgilere dayanarak bu tez çalışmasında self-etch adezivlerin kullanımından önce NaOCl ile deproteinizasyon yapılmıştır.

Boşluk oluşumu, rezin kompozitlerle ilgili en yaygın sorunlardan biridir.[277] Metakrilat esaslı rezin kompozit materyallerde polimerizasyon sırasındaki hacimsel büzülme, zayıf van der Waals kuvvetlerin kovalent bağlara dönüştürülmesi sonucu kaçınılmaz olarak monomerler arası mesafenin azalmasıyla sonuçlanmaktadır.[278]

Kavite duvarlarına veya diğer tabakalara bağlanmayla sınırlandırılan polimerizasyon büzülmesi sonucu büzülme stresi oluşmaktadır. Stresin büyüklüğü ve dağılımı, matriks bileşimi, hacmi, konfigürasyonu (C faktör) ve kavitenin uyumu, ve polimerizasyon reaksiyonunun kinetiğinden etkilenmektedir.[279,280]

Bu stresler diş ile restorasyon adeziv arayüzünü etkileyerek boşluk oluşumuna neden olmakta[281-283] ve dentin tübüllerindeki sıvı hareketine bağlı olarak postoperatif hassasiyet gibi klinik problemlere neden olmaktadır.[284]

Benzer olarak, polimerizasyon stresi, büzülme ve marjinal boşluk oluşumu arasında direkt ilişki olduğu daha önceden rapor edilmiştir.[177,178] Polimerizasyon büzülmesi stresini azaltmak için rezinin kimyasal bileşimini geliştirmek, ışık yayılımını kontrol etmek, inremental tabakalama tekniği ile restorasyonun yerleştirilmesi ve liner uygulaması gibi yöntemler kullanılmaktadır.[24]

İnkremental tabakalama tekniği restoratif materyalleri yerleştirmek için kullanılan standart protokoldür fakat bu tekniğin küçük kavitelere yerleştirme zorluğu, artan işlem süresi, tabakalar arasında boşluk oluşumu ve kontaminasyon riski gibi dezavantajları vardır.[285] Bu nedenle, bulk-fill rezin kompozitler üretilmiştir.[169] Bulk-fill rezin kompozitler 4-5mm kalınlığında uygulanabilmekte ve konvansiyonel kompozitlere göre daha az polimerizasyon büzülmesine uğradıkları iddia edilmektedir.[164]

Tetric N-Ceram Bulk Fill bir nanohibrit rezin kompozittir. Organik içeriği dimetakrilat komonomerleri, inorganik içeriği ise baryum cam, iterbiyum trifluorid, karışık oksit ve kopolimerlerden oluşmaktadır. Doldurucu partikül boyutu 550 nm'dir.[163]Tetric N-Ceram hepsi yüksek viskoziteli ve düşük polimerizasyon büzülmesine sahip monomerler olan bisfenol-A-glisidildimetakrilat, üretan dimetakrilat ve etoksillenmiş bisfenol A dimetakrilat içermektedir.[286] Kamforokinon/amin sistemiyle birlikte germanyum esaslı Ivocerin adı verilen foto başlatıcıya sahiptir.[287] Ivocerin, kamforakinonla kıyaslandığında daha düşük dalga boyunda daha yoğun ışık absorbsiyonu göstermektedir.[166] Bu nedenle bu çalışmada, ivocerinin dalga boyu ile uyumlu olarak LED ışık cihazı kullanılmıştır.[288] Bir radikal oluşumu görülen kamforakinon/amin foto başlatıcı sisteme göre en az iki radikale

ihtiyaç duyan ivocerin foto başlatıcı sistem daha etkili polimerizasyon mekanizmasına sahiptir.[15,166] Doldurucu oranı azaltılmadan ve doldurucu partikül boyutu arttırılmadan daha derin polimerizasyon sağlanmaktadır.[166] Bu nedenle, bu tez çalışmasında Tetric N-Ceram Bulk Fill rezin kompozit kullanılmıştır.

Restorasyonlardaki boşluk oluşumunu değerlendirebilmek için boya penetrasyonu, hava basıncı, sıvı filtrasyonu, optik koherens tomografi ve X-ray mikro-bilgisayarlı tomografi gibi birçok in vitro yöntem vardır.[187] Rezin kompozitlerin polimerizasyon büzülmesini ölçmek için kullanılan diğer konvansiyonel yöntemler ise lineer polimerizasyonu değerlendirmek için kullanılan optik aletler,[289-291] fizeau-tipi interferometrik şemayla çalışan fiber optik ölçüm yöntemi,[292] civa dilatometresi,[293] fotoğraf dedektörü ile çalışan güç dönüştürücülü elektromanyetik denge, [294] ve tekli görüntüleme modunda video görüntüleme cihazı (AccuVol; Bisco).[295,296] Rezin ile kopya model elde edilmesi de in vivo ortamda diş ile restorasyon arayüzünde marjinal başarısızlıkları tanımlamakta kullanılan başka bir yöntemdir.[297]

Tarihsel süreçte birçok substrat ve kompozit restorasyonların arayüz değerlendirmesi boya penetrasyon testiyle değerlendirilmiştir.[298] Bu yöntem destrüktif olmasının yanı sıra marjinal boşluk değerlendirilmesinde klinik performansla paralel olarak yanlış sonuçlar elde edildiği düşünülmektedir.[299] Bu dezavantajları ortadan kaldırmak için görüntüleme yöntemi olarak konvansiyonel bilgisayarlı tomografiden köken alan mikro-BT geliştirilmiştir.[209] X-ray ışınlarının penetrasyon kapasiteleri sayesinde bu cihaz, restorasyonlu dişte oluşan boşlukların 2 ve 3 boyutlu görüntülerini sağlamaktadır[209] ve klinisyenlere örneklere zarar vermeden ilgilenilen bölgeyi analiz etmelerine olanak sağlamaktadır.[300] Bu nedenle bu çalışmada, rezin ile dentin arayüzündeki boşluk oluşumunu hacimsel (mm^3) olarak ölçmek için mikro-BT görüntüleme yöntemi kullanılmıştır. Deproteinizasyon uygulanmayan Grup A Kontrol 1 (ASB) ve deproteinizasyon uygulanan Grup B Deneysel 1 (BSB) örnekleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. Deproteinizasyon yapılmayan kontrol grupları ile deproteinizasyon yapılan deneysel gruplar kıyaslandığında en fazla mikroboşluk hacmi ortalamasına sahip olan, Grup B Deneysel 1 (BSB), en düşük mikroboşluk hacmi değerlerine sahip olan Grup A Kontrol 1 (ASB) örnekleridir.

Deproteinizasyon yapılmayan (A Grubu) örneklerde kullanılan adeziv sistemlere göre ortalama mikroboşluk hacmi değeri istatistiksel olarak anlamlı bulunmasa da en

yüksek olan adeziv sistem Clearfil Universal Bond Quick self-etch modudur. Bu adeziv sistemi sırasıyla azalan şekilde takip eden ortalama mikroboşluk hacim değerleri şu şekildedir; Clearfil SE Bond, Clearfil Universal Bond Quick etch and rinse modu. Diğer adeziv sistemlere kıyasla Adper Single Bond 2 (en düşük mikroboşluk hacim değerlerini göstermiştir. Deproteinizasyon yapılmayan örnek gruplarında, HEMA içeriği daha yüksek olan Clearfil SE Bond self-etch adeziv sistemin ortalama mikroboşluk hacmi amid içerikli Clearfil Universal Bond Quick adeziv sistemin self etch modunda kullanımına göre daha düşük bulunmuştur. HEMA içeriği daha yüksek olan Adper Single Bond 2 etch and rinse adeziv sistemin ortalama mikroboşluk hacmi amid içerikli Clearfil Universal Bond Quick adeziv sistemin etch and rinse modunda kullanımına göre daha düşük bulunmuştur. Bu sonuçlar doğrultusunda deproteinizasyon uygulanmayan gruplarda amid içerikli adeziv sistemin HEMA içeriği yüksek olan adeziv sistemlere göre mikroboşluk hacmi ortalama değerlerini azaltmadığı değerlendirilmiştir.

Deproteinizasyon yapılan (B Grubu) örneklerde kullanılan adeziv sistemlere göre ortalama mikroboşluk hacmi değeri istatistiksel olarak anlamlı bulunmasa da en yüksek olan adeziv sistem Adper Single Bond 2'dir. Bu adeziv sistemi sırasıyla azalan şekilde takip eden ortalama mikroboşluk hacim değerleri şu şekildedir; Clearfil Universal Bond Quick self etch modu, Clearfil SE Bond. Diğer adeziv sistemlere kıyasla Clearfil Universal Bond Quick etch and rinse modu en düşük mikroboşluk hacim değerlerini göstermiştir. Deproteinizasyon yapılan örnek gruplarında, HEMA içeriği daha yüksek olan Adper Single Bond 2 etch and rinse adeziv sistemin ortalama mikroboşluk hacmi amid içerikli Clearfil Universal Bond Quick adeziv sistemin etch and rinse modunda kullanımına göre daha yüksek bulunmuştur. HEMA içeriği daha yüksek olan Clearfil SE Bond self etch adeziv sistemin ortalama mikroboşluk hacmi amid içerikli Clearfil Universal Bond Quick adeziv sistemin self-etch modunda kullanımına göre daha yüksek bulunmuştur. Bu sonuçlar doğrultusunda deproteinizasyon uygulanan gruplarda amid içerikli adeziv sistemin HEMA içeriği yüksek olan adeziv sistemlere göre istatistiksel olarak anlamlı olmasa da mikroboşluk hacmi ortalama değerlerini azalttığı düşünülmüştür.

Bu sonuçlara göre %6 NaOCl uygulanan ve uygulanmayan çürükten etkilenmiş farklı hibridize dentin yüzeyleri ve rezin kompozit arasında mikroboşluk oluşumu açısından anlamlı bir fark olmayacağı hipotezi kısmen reddedilmiştir. Çünkü, Grup A Kontrol 1 (ASB) ve Grup B Deneysel 1 (BSB) örnekleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. Test edilen adeziv sistemlere göre mikroboşluk hacimleri

arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmayacağı hipotezi ise kısmen kabul edilmiştir.

Çürükten etkilenmiş dentin yüzeyi üzerine uygulanan deproteinizasyonun mikroboşluk oluşumu üzerine etkilerinin değerlendirilebilmesi için daha ileri laboratuvar çalışmalarına ihtiyaç duyulmaktadır.

6. SONUÇ

Bu in vitro çalışmanın sınırlamaları dahilinde şu sonuçlar elde edilmiştir:

1. Deproteinizasyon uygulanmayan gruplarda elde edilen mikroboşluk değerleri, istatistiksel olarak anlamlı olmasa da, etch and rinse adeziv sistemde diğer sistemlere kıyasla daha düşük bulunmuştur.
2. Deproteinizasyon işlemi etch and rinse adeziv sistemin kullanıldığı restorasyonların mikroboşluk değerlerini istatistiksel olarak artırmıştır.

KAYNAKLAR

1. Fusayama T. Two layers of carious dentin; diagnosis and treatment. *Oper Dent.* 1979;4:63-70.

2. Kuboki Y, Ohgushi K, Fusayama T. Collagen biochemistry of the two layers of carious dentin. *Journal of dental research.* 1977;56(10):1233-1237.

3. Nakornchai S, Atsawasuwan P, Kitamura E, Surarit R, Yamauchi M. Partial biochemical characterisation of collagen in carious dentin of human primary teeth. *Archives of oral biology.* 2004;49(4):267-273.

4. Nicoloso GF, Antoniazzi BF, Lenzi TL, Soares F, Rocha RdO. The bonding performance of a universal adhesive to artificially-created caries-affected dentin. *J Adhes Dent.* 2017;19(4):317-321.

5. Kucukyilmaz E, Savas S, Kavrik F, Yasa B, Botsali M. Fluoride release/recharging ability and bond strength of glass ionomer cements to sound and caries-affected dentin. *Nigerian Journal of Clinical Practice.* 2017;20(2):226-234.

6. Rees J, Jacobsen P. The polymerization shrinkage of composite resins. *Dental Materials.* 1989;5(1):41-44.

7. De Gee A, Feilzer A, Davidson C. True linear polymerization shrinkage of unfilled resins and composites determined with a linometer. *Dental Materials.* 1993;9(1):11-14.

8. Lai J, Johnson A. Measuring polymerization shrinkage of photo-activated restorative materials by a water-filled dilatometer. *Dental Materials.* 1993;9(2):139-143.

9. Veloso SRM, Lemos CAA, de Moraes SLD, do Egito Vasconcelos BC, Pellizzer EP, de Melo Monteiro GQ. Clinical performance of bulk-fill and conventional resin composite restorations in posterior teeth: a systematic review and meta-analysis. *Clinical oral investigations.* 2019;23(1):221-233.

10. Kruly PdC, Giannini M, Pascotto RC, et al. Meta-analysis of the clinical behavior of posterior direct resin restorations: low polymerization shrinkage resin in comparison to methacrylate composite resin. *PLoS One.* 2018;13(2):e0191942.

11. Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Curing contraction of composites and glass-ionomer cements. *Journal of Prosthetic Dentistry.* 1988;59(3):297-300.

12. Park J, Chang J, Ferracane J, Lee IB. How should composite be layered to reduce shrinkage stress: incremental or bulk filling? *Dental materials.* 2008;24(11):1501-1505.

13. Rullmann I, Schattenberg A, Marx M, Willershausen B, Ernst C. Photoelastic determination of polymerization shrinkage stress in low-shrinkage resin composites. *Schweizer Monatsschrift fur Zahnmedizin= Revue Mensuelle Suisse D'odonto-stomatologie= Rivista Mensile Svizzera di Odontologia e Stomatologia.* 2012;122(4):294-299.

14. Tiba A, Zeller GG, Estrich CG, Hong A. A laboratory evaluation of bulk-fill versus traditional multi-increment–fill resin-based composites. *The Journal of the American Dental Association.* 2013;144(10):1182-1183.

15. Ilie N, Stark K. Curing behaviour of high-viscosity bulk-fill composites. *Journal of dentistry.* 2014;42(8):977-985.

16. El-Damanhoury H, Platt J. Polymerization shrinkage stress kinetics and related properties of bulk-fill resin composites. *Operative dentistry.* 2014;39(4):374-382.

17. Bechtold J, dos Santos PJ, Anido-Anido A, Di Hipólito V, Alonso RCB, D'Alpino PHP. Hardness, polymerization depth, and internal adaptation of Class II silorane composite restorations as a function of polymerization protocol. *European journal of dentistry.* 2012;6(02):133-140.

18. Taniguchi G, Nakajima M, Hosaka K, et al. Improving the effect of NaOCl pretreatment on bonding to caries-affected dentin using self-etch adhesives. *Journal of dentistry.* 2009;37(10):769-775.

19. Inoue S, Murata Y, Sano H, Kashiwada T. Effect of NaOCl treatment on bond strength between indirect resin core-buildup and dentin. *Dental materials journal.* 2002;21(4):343-354.

20. Vongphan N, Senawongse P, Somsiri W, Harnirattisai C. Effects of sodium ascorbate on microtensile bond strength of total-etching adhesive system to NaOCl treated dentine. *Journal of Dentistry.* 2005;33(8):689-695.

21. Andre V. Ritter LWB, Ricardı Walter. *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry.* 7th ed: Elsevier.

22. Lynch CD, O'Sullivan VR, Dockery P, McGillycuddy CT, Sloan AJ. Hunter-Schreger Band patterns in human tooth enamel. *J Anat.* 2010;217(2):106-115.

23. *Dental Caries The Disease and its Clinical Management.* 2nd Edition ed: Blackwell Munksgaard.

24. *Noncarious Cervical Lesions and Cervical Dentin Hypersensitivity Etiology, Diagnosis and Treatment.* Quintessence.

25. Garberoglio R, Brannstrom M. Scanning electron microscopic investigation of human dentinal tubules. *Arch Oral Biol.* 1976;21(6):355-362.

26. Dayangaç B. *Kompozit Rezin Restorasyonlar.* Quintessence; 2005.

27. Chaussain-Miller C, Fioretti F, Goldberg M, Menashi S. The role of matrix metalloproteinases (MMPs) in human caries. *J Dent Res.* 2006;85(1):22-32.

28. Wang Y, Spencer P, Walker MP. Chemical profile of adhesive/caries-affected dentin interfaces using Raman microspectroscopy. *Journal of Biomedical Materials Research Part A: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials.* 2007;81(2):279-286.

29. Yoshiyama M, Tay F, Doi J, et al. Bonding of self-etch and total-etch adhesives to carious dentin. *Journal of dental research.* 2002;81(8):556-560.

30. Fusayama T. Intratubular crystal deposition and remineralization of carious dentin. *Journal de biologie buccale.* 1991;19(3):255-262.

31. Marshall Jr GW, Marshall SJ, Kinney JH, Balooch M. The dentin substrate: structure and properties related to bonding. *Journal of dentistry.* 1997;25(6):441-458.

32. Ogawa K, Yamashita Y, Ichijo T, Fusayama T. The ultrastructure and hardness of the transparent of human carious dentin. *Journal of Dental Research.* 1983;62(1):7-10.

33. Ito S, Saito T, Tay FR, Carvalho RM, Yoshiyama M, Pashley DH. Water content and apparent stiffness of non-caries versus caries-affected human dentin. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials.* 2005;72(1):109-116.

34. Nakajima M, Sano H, Burrow M, et al. Tensile bond strength and SEM evaluation of caries-affected dentin using dentin adhesives. *Journal of dental research.* 1995;74(10):1679-1688.

35. Nakajima M, Kunawarote S, Prasansuttiporn T, Tagami J. Bonding to caries-affected dentin. *Japanese Dental Science Review.* 2011;47(2):102-114.

36. Nakajima N, Sano H, Urabe I, Tagami J, Pashley DH. Bond strengths of single-bottle dentin adhesives to caries-affected dentin. *Operative Dentistry.* 2000;25:2-10.

37. Nakajima M, Kitasako Y, Okuda M, Foxton RM, Tagami J. Elemental distributions and microtensile bond strength of the adhesive interface to normal and caries-affected dentin. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials.* 2005;72(2):268-275.

38. Nakajima M, Hosaka K, Yamauti M, Foxton R, Tagami J. Bonding durability of a self-etching primer system to normal and caries-affected dentin under hydrostatic pulpal pressure in vitro. *American journal of dentistry.* 2006;19(3):147-150.

39. Shibata S, VIEIRA LCC, Baratieri LN, et al. Evaluation of microtensile bond strength of self-etching adhesives on normal and caries-affected dentin. *Dental materials journal.* 2016;35(2):166-173.

40. Erhardt M, Lobo MM, Goulart M, et al. Microtensile bond strength of etch-and-rinse and self-etch adhesives to artificially created carious dentin. *Gen Dent.* 2014;62(3):56-61.

41. Zanchi CH, Guerra Lund R, Perrone LR, et al. Microtensile bond strengrth of two-step etch-and-rinse adhesive systems on sound and artificial caries-affected dentin. *American journal of dentistry.* 2010;23(3):152.

42. Marshall G, Habelitz S, Gallagher R, Balooch M, Balooch G, Marshall S. Nanomechanical properties of hydrated carious human dentin. *Journal of Dental Research.* 2001;80(8):1768-1771.

43. Çehreli ZC, Yazici AR, Akca T, Özgünaltay G. A morphological and micro-tensile bond strength evaluation of a single-bottle adhesive to caries-affected human dentine after four different caries removal techniques. *Journal of Dentistry.* 2003;31(6):429-435.

44. Erhardt MCG, Rodrigues JA, Valentino TA, Ritter AV, Pimenta LAF. In vitro μTBS of one-bottle adhesive systems: Sound versus artificially-created caries-affected dentin. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials.* 2008;86(1):181-187.

45. Marquezan M, Corrêa FNP, Sanabe ME, et al. Artificial methods of dentine caries induction: A hardness and morphological comparative study. *Archives of Oral Biology.* 2009;54(12):1111-1117.

46. Erhardt MCG, Toledano M, Osorio R, Pimenta LA. Histomorphologic characterization and bond strength evaluation of caries-affected dentin/resin interfaces: effects of long-term water exposure. *Dental Materials.* 2008;24(6):786-798.

47. Elderton R. New approaches to cavity design with special reference to the class II lesion. *British dental journal.* 1984;157(12):421-427.

48. Franzon R, Guimarães LF, Magalhães CE, Haas AN, Araujo FB. Outcomes of one-step incomplete and complete excavation in primary teeth: a 24-month randomized controlled trial. *Caries Research.* 2014;48(5):376-383.

49. Maltz M, de Oliveira EF, Fontanella V, Bianchi R. A clinical, microbiologic, and radiographic study of deep caries lesions after incomplete caries removal. *Quintessence international.* 2002;33(2).

50. Leonard RC. A Research Conference on the Cause and Prevention of Dental Caries, 1938. In: American Public Health Association; 1941.

51. Bjørndal L, Reit C, Bruun G, et al. Treatment of deep caries lesions in adults: randomized clinical trials comparing stepwise vs. direct complete excavation, and direct pulp capping vs. partial pulpotomy. *European journal of oral sciences.* 2010;118(3):290-297.

52. Maltz M, Garcia R, Jardim J, et al. Randomized trial of partial vs. stepwise caries removal: 3-year follow-up. *Journal of dental research.* 2012;91(11):1026-1031.

53. Maltz M, Jardim J, Mestrinho H, et al. Partial removal of carious dentine: a multicenter randomized controlled trial and 18-month follow-up results. *Caries research.* 2013;47(2):103-109.

54. Schwendicke F, Dörfer C, Paris S. Incomplete caries removal: a systematic review and meta-analysis. *Journal of dental research.* 2013;92(4):306-314.

55. Schwendicke F, Kern M, Blunck U, Dörfer C, Drenck J, Paris S. Marginal integrity and secondary caries of selectively excavated teeth in vitro. *Journal of dentistry.* 2014;42(10):1261-1268.

56. Banerjee A, Watson T, Kidd E. Dentine caries excavation: a review of current clinical techniques. *British dental journal.* 2000;188(9):476-482.

57. Walsh J, Symmons H. A comparison of the heat production and mechanical efficiency of diamond instruments, stones, and burs at 3000 and 60,000 rpm. *The New Zealand dental journal.* 1972;68(311):58-64.

58. Peyton F, Henry E. Problems of cavity preparation with modern instruments. *New York J Den.* 1952;22:147.

59. Hartley JL, Hudson DC, Sweeney W, Dickson G. Methods for evaluation of rotating diamond-abrasive dental instruments. *The Journal of the American Dental Association.* 1957;54(5):637-644.

60. Larsen N. The efficient use of carbide burs and diamond points for cavity preparation: part I. *Dent Digest.* 1949;55(10):442-448.

61. Boston DW. New device for selective dentin caries removal. *Quintessence international.* 2003;34(9).

62. Dammaschke T, Rodenberg T, Schäfer E, Ott K. Efficiency of the polymer bur SmartPrep compared with conventional tungsten carbide bud bur in dentin caries excavation. *Operative dentistry.* 2006;31(2):256-260.

63. de Almeida Neves A, Coutinho E, Vivan Cardoso M, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Current concepts and techniques for caries excavation and adhesion to residual dentin. *Journal of Adhesive Dentistry.* 2011;13(1):7.

64. Dammaschke T, Vesnić A, Schäfer E. In vitro comparison of ceramic burs and conventional tungsten carbide bud burs in dentin caries excavation. *Quintessence International.* 2008;39(6).

65. G. V. Black. *The Technical Procedures Fıllıng Teeth.* Chicago: The Henry O. Shepard CO., Printers and Binders.; 1899.

66. RB B. Application and re-evaluation of the air abrasive technique. *J Am Dent Assoc.* 1955;50:408-414.

67. Boyde A. Airpolishing effects on enamel, dentine, cement and bone. *British dental journal.* 1984;156(8):287-291.

68. Yip H, Samaranayake L. Caries removal techniques and instrumentation: a review. *Clinical oral investigations.* 1998;2(4):148-154.

69. Kontturi‐Närhi V, Markkanen S, Markkanen H. Effects of airpolishing on dental plaque removal and hard tissues as evaluated by scanning electron microscopy. *Journal of periodontology.* 1990;61(6):334-338.

70. Nielsen AG. Ultrasonic dental cutting instrument: II. *The Journal of the American Dental Association.* 1955;50(4):399-408.

71. Oman CR, Applebaum E. Ultrasonic cavity preparation II. Progress report. *The Journal of the American Dental Association.* 1955;50(4):414-417.

72. Banerjee A, Kidd E, Watson T. In vitro evaluation of five alternative methods of carious dentine excavation. *Caries Research.* 2000;34(2):144-150.

73. Burke F, Lynch E. Chemomechanical caries removal. *Journal of the Irish Dental Association.* 1995;41(1):10.

74. Hand RE, Smith ML, Harrison JW. Analysis of the effect of dilution on the necrotic tissue dissolution property of sodium hypochlorite. *Journal of endodontics.* 1978;4(2):60-64.

75. Habib C, Kronman J, Goldman M. A chemical evaluation of collagen and hydroxyproline after treatment with GK-101 (N-chloroglycine). *Pharmacology and therapeutics in dentistry.* 1975;2(3-4):209.

76. Schutzrank S, Galaini J, Kronman J, Goldman M, Clark R. A comparative in vitro study of GK-101 and GK-101E in caries removal. *Journal of dental research.* 1978;57(9-10):861-864.

77. Barwart O, Moschen I, Graber A, Pfaller K. In‐vitro study to compare the efficacy of N‐monochloro‐D, L‐2‐aminobutyrate (NMAB, GK‐101E) and water in caries removal. *Journal of oral rehabilitation.* 1991;18(6):523-529.

78. Ericson D. In vitro efficacy of a new gel for chemo-mechanical caries removal. *J Dent Res.* 1998;77:1252.

79. Goldman M, Kronman JH. A preliminary report on a chemomechanical means of removing caries. *The Journal of the American Dental Association.* 1976;93(6):1149-1153.

80. Ericson D, Zimmerman M, Raber H, Götrick B, Bornstein R, Thorell J. Clinical evaluation of efficacy and safety of a new method for chemo–mechanical removal of caries. *Caries research.* 1999;33(3):171-177.

81. Munshi A, Hegde A, Shetty P. Clinical evaluation of Carisolv® in the chemico-mechanical removal of carious dentin. *Journal of clinical Pediatric Dentistry.* 2002;26(1):49-54.

82. Nadanovsky P, Carneiro FC, de Mello FS. Removal of caries using only hand instruments: a comparison of mechanical and chemo–mechanical methods. *Caries research.* 2001;35(5):384-389.

83. Rafique S, Fiske J, Banerjee A. Clinical trial of an air-abrasion/chemomechanical operative procedure for the restorative treatment of dental patients. *Caries research.* 2003;37(5):360-364.

84. Fure S, Lingström P. Evaluation of the chemomechanical removal of dentine caries in vivo with a new modified Carisolv gel. *Clinical oral investigations.* 2004;8(3):139-144.

85. Karaarslan ES, Yildiz E, Cebe M, Yegin Z, Ozturk B. Evaluation of micro-tensile bond strength of caries-affected human dentine after three different caries removal techniques. *Journal of dentistry.* 2012;40(10):793-801.

86. Bussadori SK, Castro LC, Galvão AC. Papain gel: a new chemo-mechanical caries removal agent. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry.* 2006;30(2):115-119.

87. Yamada Y, Hossain M, Kimura Y, Masuda Y, Jayawardena JA, Nasu Y. Removal of organic debris from occlusal fissures: Advantage of Carisolv system over sodium hypochlorite. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry.* 2010;35(1):75-79.

88. Looze Y, Boussard P, Huet J, Vandenbussche G, Raussens V, Wintjens R. Purification and characterization of a wound-inducible thaumatin-like protein from the latex of Carica papaya. *Phytochemistry.* 2009;70(8):970-978.

89. Hamama H, Yiu C, Burrow M. Current update of chemomechanical caries removal methods. *Australian dental journal.* 2014;59(4):446-456.

90. Tao S, Li L, Yuan H, et al. Erbium laser technology vs traditional drilling for caries removal: a systematic review with meta-analysis. *Journal of Evidence Based Dental Practice.* 2017;17(4):324-334.

91. Kimura Y, Wilder‐Smith P, Matsumoto K. Lasers in endodontics: a review. *International Endodontic Journal.* 2000;33(3):173-185.

92. Cozean C, ARCORIA CJ, PELAGALLI J, Powell GL. Dentistry for the 21st century? Erbium: YAG laser for teeth. *The Journal of the American Dental Association.* 1997;128(8):1080-1087.

93. Armengol V, Jean A, Rohanizadeh R, Hamel H. Scanning electron microscopic analysis of diseased and healthy dental hard tissues after Er: YAG laser irradiation: in vitro study. *Journal of Endodontics.* 1999;25(8):543-546.
94. Er C. Laser Profilometry for the Characterization of Craters Produced in Hard Dental Tissues by Er: YAG and. 2008.

95. Contente MMMG, de Lima FA, Galo R, et al. Temperature rise during Er: YAG cavity preparation of primary enamel. *Lasers in medical science.* 2012;27(1):1-5.

96. Duke E. Adhesion and its application with restorative materials. *Dental Clinics of North America.* 1993;37(3):329-340.

97. Fusayama T. New concepts in operative dentistry. *Differentiating two layers of carious denitin and using an adhesive resin.* 1980:61-156.

98. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *Journal of dental research.* 1955;34(6):849-853.

99. Buonocore M, Matsui A, Gwinnett A. Penetration of resin dental materials into enamel surfaces with reference to bonding. *Archives of oral biology.* 1968;13(1):61-IN20.

100. Gwinnett A. Histologic changes in human enamel following treatment with acidic adhesive conditioning agents. *Archives of Oral Biology.* 1971;16(7):731-IN715.

101. Gottlieb E, Retief D, Jamison H. An optimal concentration of phosphoric acid as an etching agent. Part I: Tensile bond strength studies. *Journal of Prosthetic Dentistry.* 1982;48(1):48-51.

102. Gwinnett A. Micromorphology of the bonded dentin interface and its relationship to bond strength. *American journal of dentistry.* 1992;5(2):73-77.

103. Beech D, Hardwick J. Mechanism of adhesion of polymers to acid-etched enamel: Effect of acid concentration and washing on bond strength. *Journal of oral rehabilitation.* 1978;5(1):69-80.

104. Dayangaç B. *Kompozit Rezin Restorasyonlar.* Güneş Kitabevi; 2000.

105. Barkmeier WW, Shaffer S, Gwinnett A. Effects of 15 vs 60 second enamel acid conditioning on adhesion and morphology. *Operative Dentistry.* 1986;11(3):111-116.

106. Nordenvall K, Brännström M, Malmgren O. Etching of deciduous teeth and young and old permanent teeth: a comparison between 15 and 60 seconds of etching. *American journal of orthodontics.* 1980;78(1):99-108.

107. Reis AF, Giannini M, Kavaguchi A, Soares CJ, Line SR. Comparison of microtensile bond strength to enamel and dentin of human, bovine, and porcine teeth. *Journal of Adhesive Dentistry.* 2004.

108. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, et al. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Operative Dentistry-University of Washington-*. 2003;28(3):215-235.

109. Fu B, Sun X, Qian W, Shen Y, Chen R, Hannig M. Evidence of chemical bonding to hydroxyapatite by phosphoric acid esters. *Biomaterials.* 2005;26(25):5104-5110.

110. Yoshihara K, Yoshida Y, Hayakawa S, et al. Nanolayering of phosphoric acid ester monomer on enamel and dentin. *Acta biomaterialia.* 2011;7(8):3187-3195.

111. Mitra SB, Lee C-Y, Bui HT, Tantbirojn D, Rusin RP. Long-term adhesion and mechanism of bonding of a paste-liquid resin-modified glass-ionomer. *Dental Materials.* 2009;25(4):459-466.

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

113. Tay FR, Gwinnett AJ, Wei S. Ultrastructure of the resin-dentin interface following reversible and irreversible rewetting. *American journal of dentistry.* 1997;10(2):77-82.

114. Yoshida Y, Van Meerbeek B, Nakayama Y, et al. Evidence of chemical bonding at biomaterial-hard tissue interfaces. *Journal of Dental Research.* 2000;79(2):709-714.

115. Fukuda R, Yoshida Y, Nakayama Y, et al. Bonding efficacy of polyalkenoic acids to hydroxyapatite, enamel and dentin. *Biomaterials.* 2003;24(11):1861-1867.

116. Veis A. Mineral-matrix interactions in bone and dentin. *Journal of Bone and Mineral Research.* 1993;8(S2):S493-S497.

117. Suzuki T, Finger W. Dentin adhesives: site of dentin vs. bonding of composite resins. *Dental Materials.* 1988;4(6):379-383.

118. Rosales-Leal JI, Osorio R, Holgado-Terriza JA, Cabrerizo-Vílchez MA, Toledano M. Dentin wetting by four adhesive systems. *Dental Materials.* 2001;17(6):526-532.

119. Sattabanasuk V, Shimada Y, Tagami J. The bond of resin to different dentin surface characteristics. *Operative Dentistry-University of Washington -*. 2004;29:333-341.

120. Pashley DH. Dentin: a dynamic substrate--a review. *Scanning microscopy.* 1989;3(1):161-174; discussion 174-166.

121. Opdam N, Feilzer A, Roeters J, Smale I. Class I occlusal composite resin restorations: in vivo post-operative sensitivity, wall adaptation, and microleakage. *American journal of dentistry.* 1998;11(5):229-234.

122. Perdigão J. Dentin bonding—Variables related to the clinical situation and the substrate treatment. *Dental Materials.* 2010;26(2):e24-e37.

123. Bowen R, Eick J, Henderson D, Anderson D. Smear layer: removal and bonding considerations. *Operative dentistry Supplement.* 1984;3:30-34.

124. Eick JD, Cobb CM, Chappell RP, Spencer P, Robinson SJ. The dentinal surface: its influence on dentinal adhesion. Part I. *Quintessence International.* 1991;22(12).

125. Bitter NC. Tannic acid for smear layer removal: pilot study with scanning electron microscope. *The Journal of Prosthetic Dentistry.* 1989;61(4):503-507.

126. Brännström M. Smear layer: Pathological and treatment considerations. *Operative dentistry Supplement.* 1984;3:35.

127. Brannström M. Johnson G. Etfect ot various conditioners ond cieaning ogents on prepored dentin surfaces. A sconning electron microscopic evqiuotion. *J Prosthet Dent.* 1974;31:422-430.

128. Cotton WR, Siegel RL. Human pulpal response to citric acid cavity cleanser. *The Journal of the American Dental Association.* 1978;96(4):639-644.

129. Pashley DH. The effects of acid etching on the pulpodentin complex. *Operative dentistry.* 1992;17(6):229-242.

130. Pashley E, Talman R, Horner J, Pashley DH. Permeability of normal versus carious dentin. *Dental Traumatology.* 1991;7(5):207-211.

131. Tay FR, Pashley DH. Aggressiveness of contemporary self-etching systems: I: Depth of penetration beyond dentin smear layers. *Dental Materials.* 2001;17(4):296-308.

132. Suyama Y, Lührs A-K, De Munck J, et al. Potential smear layer interference with bonding of self-etching adhesives to dentin. *Journal of Adhesive Dentistry.* 2013;15(4):317-324.

133. Pashley DH, Livingston M, Greenhill J. Regional resistances to fluid flow in human dentine in vitro. *Archives of Oral Biology.* 1978;23(9):807-810.

134. Mine A, De Munck J, Cardoso MV, et al. Enamel-smear compromises bonding by mild self-etch adhesives. *Journal of dental research.* 2010;89(12):1505-1509.

135. Mine A, De Munck J, Cardoso MV, et al. Dentin-smear remains at self-etch adhesive interface. *Dental Materials.* 2014;30(10):1147-1153.

136. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *Journal of biomedical materials research.* 1982;16(3):265-273.

137. Carrilho MR, Tay FR, Sword J, et al. Dentine sealing provided by smear layer/smear plugs vs. adhesive resins/resin tags. *European journal of oral sciences.* 2007;115(4):321-329.

138. Carrilho MR, Tay FR, Donnelly AM, et al. Membrane permeability properties of dental adhesive films. *Journal of Biomedical materials Research Part B: applied biomaterials: an Official Journal of the Society for biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials.* 2009;88(2):312-320.

139. Nima G, Cavalli V, Bacelar‐Sá R, Ambrosano GM, Giannini M. Effects of sodium hypochlorite as dentin deproteinizing agent and aging media on bond strength of two conventional adhesives. *Microscopy research and technique.* 2020;83(2):186-195.

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

141. Vanherle G, Lopes AB. Morphological field emission-SEM study of the effect of six phosphoric acid etching agents on human dentin. *Dent Mater.* 1996;12:262-271.

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

143. Fleming PS, Johal A, Pandis N. Self-etch primers and conventional acid-etch technique for orthodontic bonding: a systematic review and meta-analysis. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics.* 2012;142(1):83-94.

144. Panighi M, G′ Sell C. Influence of calcium concentration on the dentin wettability by an adhesive. *Journal of biomedical materials research.* 1992;26(8):1081-1089.

145. Tay FR, Pashley DH. Have dentin adhesives become too hydrophilic? *Journal-Canadian Dental Association.* 2003;69(11):726-732.

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

147. Thanatvarakorn O, Nakajima M, Prasansuttiporn T, Ichinose S, Foxton RM, Tagami J. Effect of smear layer deproteinizing on resin–dentine interface with self-etch adhesive. *Journal of dentistry.* 2014;42(3):298-304.

148. Perdigão J, Lopes L, Lambrechts P, Leitão J, Van BM, Vanherle G. Effects of a self-etching primer on enamel shear bond strengths and SEM morphology. *American Journal of Dentistry.* 1997;10(3):141-146.

149. Watanabe I, Nakabayashi N, Pashley DH. Bonding to ground dentin by a phenyl-P self-etching primer. *Journal of dental research.* 1994;73(6):1212-1220.

150. Kanca 3rd J. Effect of resin primer solvents and surface wetness on resin composite bond strength to dentin. *American journal of dentistry.* 1992;5(4):213.

151. Kanca III J. Resin bonding to wet substrate. I. Bonding to dentin. *Quintessence International.* 1992;23(1).

152. Tay FR, Pashley DH, Suh B, Carvalho R, Miller M. Single-step, self-etch adhesives behave as permeable membranes after polymerization. Part I. Bond strength and morphologic evidence. *American Journal of Dentistry.* 2004;17(4):271-278.

153. Fukuoka A, Koshiro K, Inoue S, et al. Hydrolytic stability of one-step self-etching adhesives bonded to dentin. *Journal of Adhesive Dentistry.* 2011;13(3):243.

154. Hannig M, Reinhardt K, Bott B. Self-etching primer vs phosphoric acid: an alternative concept for composite-to-enamel bonding. *Operative dentistry.* 1999;24:172-180.

155. De Munck J, Vargas M, Iracki J, et al. One-day bonding effectiveness of new self-etch adhesives to bur-cut enamel and dentin. *Oper dent.* 2005;30(1):39-49.

156. Carvalho R, Pegoraro T, Tay F, Pegoraro L, Silva N, Pashley DH. Adhesive permeability affects coupling of resin cements that utilise self-etching primers to dentine. *Journal of dentistry.* 2004;32(1):55-65.

157. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt K. State of the art of self-etch adhesives. *Dental materials.* 2011;27(1):17-28.

158. Perdigão J, Swift Jr EJ. Universal adhesives. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry.* 2015;27(6):331-334.

159. Tian F, Zhou L, Zhang Z, et al. Paucity of nanolayering in resin-dentin interfaces of MDP-based adhesives. *Journal of dental research.* 2016;95(4):380-387.

160. Bowen R. Use of epoxy resins in restorative materials. *Journal of Dental Research.* 1956;35(3):360-369.

161. Fontes ST, Fernández MR, Moura CMd, Meireles SS. Color stability of a nanofill composite: effect of different immersion media. *Journal of Applied Oral Science.* 2009;17(5):388-391.

162. Ferracane JL. Resin composite—state of the art. *Dental materials.* 2011;27(1):29-38.

163. Marovic D, Tauböck TT, Attin T, Panduric V, Tarle Z. Monomer conversion and shrinkage force kinetics of low-viscosity bulk-fill resin composites. *Acta Odontologica Scandinavica.* 2015;73(6):474-480.

164. Jang J, Park S, Hwang I. Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk-fill resin composites and highly filled flowable resin. *Operative dentistry.* 2015;40(2):172-180.

165. Lassila LV, Nagas E, Vallittu PK, Garoushi S. Translucency of flowable bulk-filling composites of various thicknesses. *Chinese Journal of Dental Research.* 2012;15(1):31.

166. Moszner N, Fischer UK, Ganster B, Liska R, Rheinberger V. Benzoyl germanium derivatives as novel visible light photoinitiators for dental materials. *Dental Materials.* 2008;24(7):901-907.

167. Kapoor N, Bahuguna N, Anand S. Influence of composite insertion technique on gap formation. *Journal of conservative dentistry: JCD.* 2016;19(1):77.

168. Hayashi J, Espigares J, Takagaki T, et al. Real-time in-depth imaging of gap formation in bulk-fill resin composites. *Dental Materials.* 2019;35(4):585-596.

169. Czasch P, Ilie N. In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk fill composites. *Clinical oral investigations.* 2013;17(1):227-235.

170. Bouillaguet S, Gamba J, Forchelet J, Krejci I, Wataha J. Dynamics of composite polymerization mediates the development of cuspal strain. *Dental Materials.* 2006;22(10):896-902.

171. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *European journal of oral sciences.* 1997;105(2):97-116.

172. de Castro Kruly P, Giannini M, Pascotto RC, et al. Meta-analysis of the clinical behavior of posterior direct resin restorations: Low polymerization shrinkage resin in comparison to methacrylate composite resin. *PloS one.* 2018;13(2).

173. Silikas N, Eliades G, Watts D. Light intensity effects on resin-composite degree of conversion and shrinkage strain. *Dental Materials.* 2000;16(4):292-296.

174. Cho E, Sadr A, Inai N, Tagami J. Evaluation of resin composite polymerization by three dimensional micro-CT imaging and nanoindentation. *Dental Materials.* 2011;27(11):1070-1078.

175. Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R. Siloranes in dental composites. *Dental Materials.* 2005;21(1):68-74.

176. Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Polymerization shrinkage and contraction stress of dental resin composites. *Dental Materials.* 2005;21(12):1150-1157.

177. Ferracane JL, Mitchem JC. Relationship between composite contraction stress and leakage in Class V cavities. *American journal of dentistry.* 2003;16(4):239-243.

178. Calheiros FC, Sadek FT, Braga RR, Cardoso PEC. Polymerization contraction stress of low-shrinkage composites and its correlation with microleakage in class V restorations. *Journal of Dentistry.* 2004;32(5):407-412.

179. Benetti AR, Havndrup-Pedersen C, Honoré D, Pedersen MK, Pallesen U. Bulk-fill resin composites: polymerization contraction, depth of cure, and gap formation. *Operative dentistry.* 2015;40(2):190-200.

180. Duquia R, Osinaga P, Demarco F, Habekost L, Conceição E. Cervical microleakage in MOD restorations: in vitro comparison of indirect and direct composite. *Operative dentistry.* 2006;31(6):682-687.

181. Kwon Y, Ferracane J, Lee I-B. Effect of layering methods, composite type, and flowable liner on the polymerization shrinkage stress of light cured composites. *Dental materials.* 2012;28(7):801-809.

182. Boaro LCC, Gonçalves F, Guimarães TC, Ferracane JL, Versluis A, Braga RR. Polymerization stress, shrinkage and elastic modulus of current low-shrinkage restorative composites. *Dental Materials.* 2010;26(12):1144-1150.

183. Braga RR, Ballester RY, Ferracane JL. Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: a systematic review. *Dental materials.* 2005;21(10):962-970.

184. Davidson C, Feilzer A. Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. *Journal of dentistry.* 1997;25(6):435-440.

185. Moorthy A, Hogg C, Dowling A, Grufferty B, Benetti AR, Fleming G. Cuspal deflection and microleakage in premolar teeth restored with bulk-fill flowable resin-based composite base materials. *Journal of dentistry.* 2012;40(6):500-505.

186. Davidson C, De Gee A, Feilzer A. The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. *Journal of dental research.* 1984;63(12):1396-1399.

187. Yilmaz F, Gonulol N, Guler E, Ersoz E, Aytac F. Effects of different light sources on microleakage of composite resins with different monomer structures. *Journal of Dental Sciences.* 2014;9(4):364-370.

188. Nikaido T, Takano Y, Sasafuchi Y, Burrow M, Tagami J. Bond strengths to endodontically-treated teeth. *American Journal of Dentistry.* 1999;12(4):177-180.

189. Wakabayashi Y, Kondou Y, Suzuki K, Yatani H, Yamashita A. Effect of dissolution of collagen on adhesion to dentin. *International Journal of Prosthodontics.* 1994;7(4).

190. Prati C, Chersoni S, Pashley DH. Effect of removal of surface collagen fibrils on resin–dentin bonding. *Dental Materials.* 1999;15(5):323-331.

191. Sebold M. Avaliação da união resina-dentina utilizando diferentes abordagens de condicionamento dentinário. 2017.

192. HAWKINS CL, Davies MJ. Hypochlorite-induced oxidation of proteins in plasma: formation of chloramines and nitrogen-centred radicals and their role in protein fragmentation. *Biochemical Journal.* 1999;340(2):539-548.

193. Daumer KM, Khan AU, Steinbeck MJ. Chlorination of Pyridinium Compounds Possible role of hypochlorite, N-chloramines, and chlorine in the oxidation of pyridioline cross-links of articular cartilage collagen type II during acute inflammation. *Journal of Biological Chemistry.* 2000;275(44):34681-34692.

194. Perdigão J, Lopes M, Geraldeli S, Lopes G, Garcıa-Godoy F. Effect of a sodium hypochlorite gel on dentin bonding. *Dental Materials.* 2000;16(5):311-323.

195. Mountouris G, Silikas N, Eliades G. Effect of sodium hypochlorite treatment on the molecular composition and morphology of human coronal dentin. *Journal of Adhesive Dentistry.* 2004;6(3).

196. Montes M, De Goes M, Sinhoreti M. The in vitro morphological effects of some current pre-treatments on dentin surface: A SEM evaluation. *Operative dentistry.* 2005;30(2):201.

197. Kunawarote S, Nakajima M, Foxton RM, Tagami J. Effect of pretreatment with mildly acidic hypochlorous acid on adhesion to caries-affected dentin using a self-etch adhesive. *European journal of oral sciences.* 2011;119(1):86-92.

198. Breschi L, Gobbi P, Chersoni S, Mazzotti G, Prati C. Effects of different acid and sodium hypochlorite treatments on dentin collagen: a FEISEM analysis. *American journal of dentistry.* 2003;16:77A-81A.

199. Saboia V, Rodrigues A, Pimenta L. Effect of collagen removal on shear bond strength of two single-bottle adhesive systems. *Oper Dent.* 2000;25(5):395-400.

200. Toledano M, Osorio R, Perdigao J, Rosales JI, Thompson JY, Cabrerizo-Vilchez MA. Effect of acid etching and collagen removal on dentin wettability and roughness. *Journal of biomedical materials research.* 1999;47(2):198-203.

201. Elliott JC, Dover S. X-ray microtomography. *Journal of microscopy.* 1982;126(2):211-213.

202. Gambill JM, Alder M, Carlos E. Comparison of nickel-titanium and stainless steel hand-file instrumentation using computed tomography. *Journal of Endodontics.* 1996;22(7):369-375.

203. Rhodes J, Ford TP, Lynch J, Liepins P, Curtis R. Micro-computed tomography: a new tool for experimental endodontology. *International Endodontic Journal.* 1999;32(3):165-170.

204. Kuhn J, Goldstein S, Feldkamp L, Goulet R, Jesion G. Evaluation of a microcomputed tomography system to study trabecular bone structure. *Journal of Orthopaedic Research.* 1990;8(6):833-842.

205. Bergmans L, Van Cleynenbreugel J, Beullens M, Wevers M, Van Meerbeek B, Lambrechts P. Progressive versus constant tapered shaft design of NiTi rotary instruments. *Journal of Dental Research.* 2003;82:478-478.

206. Sun J, Lin-Gibson S. X-ray microcomputed tomography for measuring polymerization shrinkage of polymeric dental composites. *Dental Materials.* 2008;24(2):228-234.

207. Kim H, Park S. Measurement of the internal adaptation of resin composites using micro-CT and its correlation with polymerization shrinkage. *Operative dentistry.* 2014;39(2):e57-e70.

208. De Santis R, Mollica F, Prisco D, Rengo S, Ambrosio L, Nicolais L. A 3D analysis of mechanically stressed dentin–adhesive–composite interfaces using X-ray micro-CT. *Biomaterials.* 2005;26(3):257-270.

209. Hirata R, Clozza E, Giannini M, et al. Shrinkage assessment of low shrinkage composites using micro‐computed tomography. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials.* 2015;103(4):798-806.

210. Alqudaihi FS, Cook NB, Diefenderfer KE, Bottino MC, Platt JA. Comparison of internal adaptation of bulk-fill and increment-fill resin composite materials. *Operative dentistry.* 2019;44(1):E32-E44.

211. Tay FR, Suh BI, Pashley DH, Prati C, Chuang S-F, Li F. Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and self-cured or dual-cured composites. Part II. Single-bottle, total-etch adhesive. *Journal of Adhesive Dentistry.* 2003;5(2).

212. Oglakci B, Kazak M, Donmez N, Dalkilic EE, Koymen SS. The use of a liner under different bulk-fill resin composites: 3D GAP formation analysis by x-ray microcomputed tomography. *Journal of Applied Oral Science.* 2020;28.

213. Ersen KA, Gürbüz Ö, Özcan M. Evaluation of polymerization shrinkage of bulk-fill resin composites using microcomputed tomography. *Clinical oral investigations.* 2020;24(5):1687-1693.

214. Han S, Park S. Comparison of internal adaptation in class II bulk-fill composite restorations using micro-CT. *Operative Dentistry.* 2017;42(2):203-214.

215. Stan AT, Cîrligeriu L, Idoraşi L, et al. Marginal and Internal Adaptation Evaluation of Dental Composites Using Micro-CT. *Advances in Materials Science and Engineering.* 2019;2019.

216. Oliveira LB, Massignan C, Oenning AC, et al. Validity of micro-CT for in vitro caries detection: a systematic review and meta-analysis. *Dentomaxillofacial Radiology.* 2019;48:20190347.

217. Ordinola‐Zapata R, Martins J, Bramante C, Villas‐Boas M, Duarte M, Versiani M. Morphological evaluation of maxillary second molars with fused roots: a micro‐CT study. *International Endodontic Journal.* 2017;50(12):1192-1200.

218. Barletta FB, de Sousa Reis M, Wagner M, Borges JC, Dall'Agnol C. Computed tomography assessment of three techniques for removal of filling material. *Australian Endodontic Journal.* 2008;34(3):101-105.

219. Hammad M, Qualtrough A, Silikas N. Three-dimensional evaluation of effectiveness of hand and rotary instrumentation for retreatment of canals filled with different materials. *Journal of endodontics.* 2008;34(11):1370-1373.

220. Renders G, Mulder L, Van Ruijven L, Van Eijden T. Porosity of human mandibular condylar bone. *Journal of Anatomy.* 2007;210(3):239-248.

221. Kim S-H, Choi B-H, Li J, et al. Peri-implant bone reactions at delayed and immediately loaded implants: an experimental study. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology.* 2008;105(2):144-148.

222. Rebaudi A, Koller B, Laib A, Trisi P. Microcomputed tomographic analysis of the peri-implant bone. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry.* 2004;24(4):316-325.

223. Anderson P, Elliott J, Bose U, Jones S. A comparison of the mineral content of enamel and dentine in human premolars and enamel pearls measured by X-ray microtomography. *Archives of oral biology.* 1996;41(3):281-290.

224. Meraji N, Nekoofar MH, Yazdi KA, Sharifian MR, Fakhari N, Camilleri J. Bonding to caries affected dentine. *Dental Materials.* 2018;34(9):e236-e245.

225. Wei X, Hou B-x, Lü Y-l. Bond strength of different adhesives to normal and caries-affected dentins. *Chinese medical journal.* 2010;123(3):332-336.

226. Ceballos L, Camejo DG, Fuentes MV, et al. Microtensile bond strength of total-etch and self-etching adhesives to caries-affected dentine. *Journal of Dentistry.* 2003;31(7):469-477.

227. Craig R, Gehring P, Peyton F. Relation of structure to the microhardness of human dentin. *Journal of Dental Research.* 1959;38(3):624-630.

228. Hara A, Queiroz C, Leme AP, Serra MdC, Cury JA. Caries progression and inhibition in human and bovine root dentine in situ. *Caries research.* 2003;37(5):339-344.

229. Hara AT, Queiroz CS, Giannini M, Cury JA, Serra MC. Influence of the mineral content and morphological pattern of artificial root caries lesion on composite resin bond strength. *European journal of oral sciences.* 2004;112(1):67-72.

230. Silverstone L. The surface zone in caries and in caries-like lesions produced in vitro. *Br Dent J.* 1968;125:145-157.

231. Ten Cate J, Duijsters P. Alternating demineralization and remineralization of artificial enamel lesions. *Caries Research.* 1982;16(3):201-210.

232. Clarkson B, Wefel J, Miller I. A model for producing caries-like lesions in enamel and dentin using oral bacteria in vitro. *Journal of Dental Research.* 1984;63(10):1186-1189.

233. Nayif MaM, Shimada Y, Ichinose S, Tagami J. Nanoleakage of current self-etch adhesives bonded to artificial carious dentin. *American journal of dentistry.* 2010;23(5):279-284.

234. Fuentes V, Toledano M, Osorio R, Carvalho RM. Microhardness of superficial and deep sound human dentin. *Journal of Biomedical Materials Research Part A: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials.* 2003;66(4):850-853.

235. Garcia-Contreras R, Scougall-Vilchis RJ, Contreras-Bulnes R, Sakagami H, Morales-Luckie RA, Nakajima H. A comparative in vitro efficacy of conventional rotatory and chemomechanical caries removal: Influence on cariogenic flora, microhardness, and residual composition. *Journal of conservative dentistry: JCD.* 2014;17(6):536.

236. Meredith N, Sherriff M, Setchell D, Swanson S. Measurement of the microhardness and Young's modulus of human enamel and dentine using an indentation technique. *Archives of Oral Biology.* 1996;41(6):539-545.

237. Haj-Ali R, Walker M, Williams K, Wang Y, Spencer P. Histomorphologic characterization of noncarious and caries-affected dentin/adhesive interfaces. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry.* 2006;15(2):82-88.

238. Wagner A, Wendler M, Petschelt A, Belli R, Lohbauer U. Bonding performance of universal adhesives in different etching modes. *J Dent.* 2014;42(7):800-807.

239. Nakajima M, Kanemura N, Pereira PN, Tagami J, Pashley DH. Comparative microtensile bond strength and SEM analysis of bonding to wet and dry dentin. *Am J Dent.* 2000;13(6):324-328.

240. Reis A, Grande RH, Oliveira GM, Lopes GC, Loguercio AD. A 2-year evaluation of moisture on microtensile bond strength and nanoleakage. *Dent Mater.* 2007;23(7):862-870.

241. Celik C, Cehreli SB, Arhun N. Resin composite repair: Quantitative microleakage evaluation of resin-resin and resin-tooth interfaces with different surface treatments. *Eur J Dent.* 2015;9(1):92-99.

242. Muñoz MA, Luque I, Hass V, Reis A, Loguercio AD, Bombarda NH. Immediate bonding properties of universal adhesives to dentine. *J Dent.* 2013;41(5):404-411.

243. Moszner N, Salz U, Zimmermann J. Chemical aspects of self-etching enamel-dentin adhesives: a systematic review. *Dent Mater.* 2005;21(10):895-910.

244. Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, et al. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials.* 2007;28(26):3757-3785.

245. Mahn E, Rousson V, Heintze S. Meta-Analysis of the Influence of Bonding Parameters on the Clinical Outcome of Tooth-colored Cervical Restorations. *J Adhes Dent.* 2015;17(5):391-403.

246. Sangwichit K, Kingkaew R, Pongprueksa P, Senawongse P. Effect of thermocycling on the durability of etch-and-rinse and self-etch adhesives on dentin. *Dent Mater J.* 2016;35(3):360-368.

247. Tsujimoto A, Barkmeier WW, Takamizawa T, Latta MA, Miyazaki M. Influence of the Oxygen-inhibited Layer on Bonding Performance of Dental Adhesive Systems: Surface Free Energy Perspectives. *J Adhes Dent.* 2016;18(1):51-58.

248. Hanabusa M, Mine A, Kuboki T, et al. Bonding effectiveness of a new 'multi-mode' adhesive to enamel and dentine. *J Dent.* 2012;40(6):475-484.

249. Van Landuyt KL, Snauwaert J, Peumans M, De Munck J, Lambrechts P, Van Meerbeek B. The role of HEMA in one-step self-etch adhesives. *Dent Mater.* 2008;24(10):1412-1419.

250. Nakabayashi N, Takarada K. Effect of HEMA on bonding to dentin. *Dent Mater.* 1992;8(2):125-130.

251. Inoue S, Koshiro K, Yoshida Y, et al. Hydrolytic stability of self-etch adhesives bonded to dentin. *J Dent Res.* 2005;84(12):1160-1164.

252. Cadenaro M, Antoniolli F, Sauro S, et al. Degree of conversion and permeability of dental adhesives. *Eur J Oral Sci.* 2005;113(6):525-530.

253. Jacobsen T, Söderholm KJ. Some effects of water on dentin bonding. *Dent Mater.* 1995;11(2):132-136.

254. Spencer P, Wang Y. Adhesive phase separation at the dentin interface under wet bonding conditions. *J Biomed Mater Res.* 2002;62(3):447-456.

255. Van Landuyt KL, De Munck J, Snauwaert J, et al. Monomer-solvent phase separation in one-step self-etch adhesives. *J Dent Res.* 2005;84(2):183-188.

256. Tay FR, Pashley DH, Suh BI, Carvalho RM, Itthagarun A. Single-step adhesives are permeable membranes. *J Dent.* 2002;30(7-8):371-382.

257. Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, et al. Origin of interfacial droplets with one-step adhesives. *J Dent Res.* 2007;86(8):739-744.

258. Hanabusa M, Kimura S, Hori A, Yamamoto T. Effect of irradiation source on the dentin bond strength of a one-bottle universal adhesive containing an amide monomer. *Journal of Adhesion Science and Technology.* 2019;33(20):2265-2280.

259. Sato T, Takagaki T, Ikeda M, Nikaido T, Burrow MF, Tagami J. Effects of Selective Phosphoric Acid Etching on Enamel Using "No-wait" Self-etching Adhesives. *J Adhes Dent.* 2018;20(5):407-415.

260. Kambara K, Nakajima M, Hosaka K, et al. Effect of smear layer treatment on dentin bond of self-adhesive cements. *Dental materials journal.* 2012;31(6):980-987.

261. Poggio C, Beltrami R, Scribante A, Colombo M, Lombardini M. Effects of dentin surface treatments on shear bond strength of glass-ionomer cements. *Annali di stomatologia.* 2014;5(1):15.

262. Hosaka K, Prasansuttiporn T, Thanatvarakorn O, et al. Smear layer-deproteinization: improving the adhesion of self-etch adhesive systems to caries-affected dentin. *Current Oral Health Reports.* 2018;5(3):169-177.

263. Silva GO, Barcellos DC, Pucci CR, Borges AB, Torres C. Longitudinal bond strength evaluation using the deproteinized dentin technique. *General dentistry.* 2009;57(4):328-333; quiz 334-325.

264. Montagner AF, Skupien JA, Borges MF, Krejci I, Bortolotto T, Susin AH. Effect of sodium hypochlorite as dentinal pretreatment on bonding strength of adhesive systems. *Indian Journal of Dental Research.* 2015;26(4):416.

265. Duarte PdBPG, Silva EMd. Nanoleakage phenomenon on deproteinized human dentin. *Journal of Applied Oral Science.* 2007;15(4):285-291.

266. Muratovska I, Kitagawa H, Hirose N, Kitagawa R, Imazato S. Antibacterial activity and dentin bonding ability of combined use of Clearfil SE Protect and sodium hypochlorite. *Dental materials journal.* 2018:2017-2294.

267. Lai S, Mak Y, Cheung G, et al. Reversal of compromised bonding to oxidized etched dentin. *Journal of Dental Research.* 2001;80(10):1919-1924.

268. Nikaido T, Takano Y, Sasafuchi Y, Burrow M, Tagami J. Bond strengths to endodontically-treated teeth. *American Journal of Dentistry.* 1999;12(4):177.

269. Rueggeberg F, Margeson D. The effect of oxygen inhibition on an unfilled/filled composite system. *Journal of dental research.* 1990;69(10):1652-1658.

270. Kunawarote S, Nakajima M, Shida K, Kitasako Y, Foxton RM, Tagami J. Effect of dentin pretreatment with mild acidic HOCl solution on microtensile bond strength and surface pH. *Journal of dentistry.* 2010;38(3):261-268.

271. Weston CH, Ito S, Wadgaonkar B, Pashley DH. Effects of time and concentration of sodium ascorbate on reversal of NaOCl-induced reduction in bond strengths. *Journal of Endodontics.* 2007;33(7):879-881.

272. Lahmouzi J, Farache M, Umana M, Compere P, Nyssen-Behets C, Nammour S. Influence of sodium hypochlorite on Er: YAG laser-irradiated dentin and its effect on the quality of adaptation of the composite restoration margins. *Photomedicine and Laser Surgery.* 2012;30(11):655-662.

273. Padmanabhan Ravishanker KC. In vitro evaluation of the effect of deproteinization on the marginal leakage of resin restorations using three bonding agents. *Dental research journal.* 2012;9(4):452.

274. Kusumasari C, Abdou A, Tichy A, et al. Effect of smear layer deproteinization with chemo-mechanical caries removal agents on sealing performances of self-etch adhesives. *Journal of Dentistry.* 2020;94:103300.

275. Di Renzo M, Ellis T, Sacher E, Stangel I. A photoacoustic FTIRS study of the chemical modifications of human dentin surfaces:: II. Deproteination. *Biomaterials.* 2001;22(8):793-797.

276. Inai N, Kanemura N, Tagami J, Watanabe L, Marshall S, Marshall G. Adhesion between collagen depleted dentin and dentin adhesives. *American Journal of Dentistry.* 1998;11(3):123.

277. Okuda M, Pereira P, Nakajima M, Tagami J, Pashley DH. Long-term durability of resin dentin interface: nanoleakage vs. microtensile bond strength. *Operative Dentistry.* 2002;27(3):289-296.

278. Duquia RdCS, Osinaga PWR, Demarco FF, Habekost L, Conceição EN. Cervical microleakage in MOD restorations: in vitro comparison of indirect and direct composite. *Operative dentistry.* 2006;31(6):682-687.

279. Lim B-S, Ferracane J, Sakaguchi R, Condon J. Reduction of polymerization contraction stress for dental composites by two-step light-activation. *Dental Materials.* 2002;18(6):436-444.

280. Braga R, Ferracane J. Contraction stress related to degree of conversion and reaction kinetics. *Journal of Dental Research.* 2002;81(2):114-118.

281. Feng L, Suh BI, Shortall AC. Formation of gaps at the filler–resin interface induced by polymerization contraction stress: Gaps at the interface. *Dental Materials.* 2010;26(8):719-729.

282. Bausch JR, de Lange K, Davidson CL, Peters A, De Gee AJ. Clinical significance of polymerization shrinkage of composite resins. *The Journal of prosthetic dentistry.* 1982;48(1):59-67.

283. Turkistani A, Nakashima S, Shimada Y, Tagami J, Sadr A. Microgaps and demineralization progress around composite restorations. *Journal of dental research.* 2015;94(8):1070-1077.

284. Opdam N, Roeters F, Feilzer A, Verdonschot E. Marginal integrity and postoperative sensitivity in Class 2 resin composite restorations in vivo. *Journal of Dentistry.* 1998;26(7):555-562.

285. Rosatto C, Bicalho A, Veríssimo C, et al. Mechanical properties, shrinkage stress, cuspal strain and fracture resistance of molars restored with bulk-fill composites and incremental filling technique. *Journal of dentistry.* 2015;43(12):1519-1528.

286. Gonçalves F, Kawano Y, Pfeifer C, Stansbury JW, Braga RR. Influence of BisGMA, TEGDMA, and BisEMA contents on viscosity, conversion, and flexural strength of experimental resins and composites. *European journal of oral sciences.* 2009;117(4):442-446.

287. Furness A, Tadros MY, Looney SW, Rueggeberg FA. Effect of bulk/incremental fill on internal gap formation of bulk-fill composites. *Journal of dentistry.* 2014;42(4):439-449.

288. Ilie N, Bucuta S, Draenert M. Bulk-fill resin-based composites: an in vitro assessment of their mechanical performance. *Operative dentistry.* 2013;38(6):618-625.

289. Lee I-B, Min S-H, Seo D-G. A new method to measure the polymerization shrinkage kinetics of composites using a particle tracking method with computer vision. *Dental Materials.* 2012;28(2):212-218.

290. de Melo Monteiro GQ, Montes MAJR, Rolim TV, et al. Alternative methods for determining shrinkage in restorative resin composites. *Dental materials.* 2011;27(8):e176-e185.

291. Garcia D, Yaman P, Dennison J, Neiva G. Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk fill flowable composite resins. *Operative dentistry.* 2014;39(4):441-448.

292. Mucci V, Arenas G, Duchowicz R, Cook WD, Vallo C. Influence of thermal expansion on shrinkage during photopolymerization of dental resins based on bis-GMA/TEGDMA. *dental materials.* 2009;25(1):103-114.

293. Eick JD, Kotha SP, Chappelow CC, et al. Properties of silorane-based dental resins and composites containing a stress-reducing monomer. *Dental Materials.* 2007;23(8):1011-1017.

294. Lee I, Cho B, Son H, Um C. A new method to measure the polymerization shrinkage kinetics of light cured composites. *Journal of oral rehabilitation.* 2005;32(4):304-314.

295. Labella R, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Vanherle G. Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dental materials.* 1999;15(2):128-137.

296. Arrais CA, Oliveira MT, Mettenburg D, Rueggeberg FA, Giannini M. Silorane- and high filled-based "low-shrinkage" resin composites: shrinkage, flexural strength and modulus. *Braz Oral Res.* 2013;27(2):97-102.

297. Roulet JF, Salchow B, Wald M. Margin analysis of posterior composites in vivo. *Dent Mater.* 1991;7(1):44-49.

298. Loguercio AD, de Oliveira Bauer JR, Reis A, Grande RHM. In vitro microleakage of packable composites in Class II restorations. *Quintessence international (Berlin, Germany : 1985).* 2004;35(1):29-34.

299. Heintze SD. Systematic reviews: I. The correlation between laboratory tests on marginal quality and bond strength. II. The correlation between marginal quality and clinical outcome. *J Adhes Dent.* 2007;9 Suppl 1:77-106.

300. Sampaio CS, Chiu KJ, Farrokhmanesh E, et al. Microcomputed Tomography Evaluation of Polymerization Shrinkage of Class I Flowable Resin Composite Restorations. *Oper Dent.* 2017;42(1):E16-e23.