

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

**ÇÜRÜKTEN ETKİLENMİŞ DENTİNE BAĞLANMADA
GÜNCEL ADEZİV SİSTEMLERİN BAŞARISININ
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Arş. Gör. Nurgül ÇETİN TUNCER

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN
Prof. Dr. Çağatay BARUTÇUGİL
2022-ANTALYA

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

ÇÜRÜKTEN ETKİLENMİŞ DENTİNE BAĞLANMADA
GÜNCEL ADEZİV SİSTEMLERİN BAŞARISININ
DEĞERLENDİRİLMESİ

Arş. Gör. Nurgöl ÇETİN TUNCER

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN
Prof. Dr. Çağatay BARUTÇUGİL

Bu tez Akdeniz Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından TDH-2020-5474 proje numarası ile desteklenmiŐtir.

2022-ANTALYA

ONAY SAYFASI

Nurgül ÇETİN TUNCER tarafından sunulan bu çalışma jürimiz tarafından **oy birliği/oy çokluğu** ile Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalında Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir. .../...../.....

İmza

Üye : Prof. Dr. Mehmet YILDIZ Atatürk Üniversitesi

Üye : Prof. Dr. Çağatay BARUTÇUGİL Akdeniz Üniversitesi

Üye : Prof. Dr. Osman Tolga HARORLI Akdeniz Üniversitesi

Bu tez,/...../..... tarih ve/ sayılı Yönetim Kurulu kararıyla belirlenen ve yukarıda imzaları bulunan jüri üyeleri tarafından kabul edilmiştir.

Diş Hekimliği Fakültesi

Kurum Yöneticisi

ETİK BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı beyan ederim.

Nurgül ÇETİN TUNCER

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimime başladığım ilk günden itibaren beni her zaman destekleyen, öğrencisi olmaktan hep onur ve gurur duyduğum, akademisyenliği bana sevdiren ve kendime örnek aldığım, değerli bilgi ve deneyimlerini benimle her zaman paylaşan, tez çalışmamın planlanması ve yürütülmesi sırasında desteğini hiç bir zaman esirgemeyen, yol göstericim, çok değerli danışman hocam Prof.Dr.Çağatay BARUTÇUGİL'e,

Değerli akademik bilgisi ve klinik tecrübelerinden yararlanma şansı bulduğum, anlayış, hoşgörü ve desteğini her zaman yanımda hissettiğim, uzmanlık eğitimimde emeği geçen çok değerli hocalarım Prof. Dr. Osman Tolga HARORLI'ya, ve Doç. Dr. Ayşe DÜNDAR'a,

Tez savunma jürimde yer almasından dolayı onur duyduğum kıymetli hocam Prof. Dr. Mehmet YILDIZ'a,

Uzmanlık sürecinde tanıma fırsatı bulduğum, birlikte çalışmaktan keyif aldığım sevgili çalışma arkadaşlarıma,

Tez çalışmama maddi destek sağlayan Akdeniz Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi' ne,

Emek ve sevginin en büyüğünü hayatım boyunca karşılıksız olarak bana gösteren, varlıklarına hep şükrettiğim, haklarını hiç bir zaman ödeyemeyeceğim ve bugüne kadarki tüm başarılamın baş mimarları biricik Annem, Babam ve canım Abim'e,

Hayatımdaki en büyük şanslarımdan biri olan, en büyük destekçim, can yoldaşım, eşim Can TUNCER'e sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

Amaç: Sağlam ve çürükten etkilenmiş dentinin universal adezivler kullanılarak uzun dönem bağlanma başarısını mikro gerilim bağlanma dayanımı testi, rezin-dentin ara yüzeylerinden alınacak elektron mikroskobu (SEM) ve konfokal lazer taramalı mikroskobu (CSLM) görüntüleri ile değerlendirmektir.

Gereç ve Yöntem: Bu in vitro çalışmada ekstrakte edilen toplamda 120 adet sağlam ve çürüklü insan büyük azı dişi kullanılarak yumuşak çürük lezyonlar sert bir dentin tabakasına ulaşana kadar manuel bir ekskavatör ile çıkarılmış ve hassas kesme cihazı ile dentin seviyesi indirgenip düz bir yüzey oluşturulmuştur. Vickers mikro sertlik testi ile 15 sn boyunca 25 gr'lık yük uygulanarak yüzey mikro sertliğinin belirlenmesiyle sağlam ve çürükten etkilenen dentin örnekleri 3 alt gruba (sağlam dentin-SD, çürükten etkilenmiş yüzeyel dentin- D1 ve çürükten etkilenmiş derin dentin-D2) ayrılmıştır. Dentin örnekleri her grup için 4 alt gruba ayrılıp adeziv sistemler uygulanmıştır; Grup 1: Peak Universal Bond (Ultradent)+self-etch mod, Grup 2: Peak Universal Bond (Ultradent)+etch and rinse mod, Grup 3: G-Premio Bond (GC)+self-etch mod, Grup 4: G-Premio Bond (GC))+etch and rinse mod. Örneklerin üzerine nanohibrit üniversal bir rezin kompozit yapı hazırlanmıştır. 37 C⁰ distile suda bekletilen kum saati şeklindeki levhalar 24 saat ve 1 yıl sonra mikro gerilim bağlanma dayanımı (µTBS) testi için üniversal test cihazında 1 mm/dakika kafa hızında koparılmış (her bir grup için n=15) ve kopma tipleri, 25x büyütmede bir stereomikroskopla, rezin-dentin ara yüzleri SEM ve CSLM ile değerlendirilmiştir. İstatistiksel analizler için tek yönlü varyans analizi (One-way ANOVA), Scheffe çoklu karşılaştırma testi ve bağımsız t-testi kullanılmış, anlamlılık düzeyi p≤ 0,05 olarak belirlenmiştir.

Bulgular: 24 saat sonra en yüksek bağlanma dayanımı değeri SD grubunda PUB-SE (36,80 MPa), en düşük değeri D1 grubunda G-PB SE (17,60 MPa) kaydedilmiştir. Bir yıl sonra en yüksek bağlanma dayanımı değeri SD grubunda G-PB SE (30,38 MPa), en düşük değeri D1 grubunda PUB SE (16,67 MPa) kaydedilmiştir.

Sonuç: Universal adezivlerin sağlam dentine kıyasla çürükten etkilenmiş dentine bağlanma dayanımlarının anlamlı derecede daha düşük olduğu, farklı modda uygulamaları arasında anlamlı fark gözlemlendiği ve Vickers testinin sağlam ve çürükten etkilenmiş dentini ayırt etmek için etkili bir yöntem olduğu görülmüştür.

Anahtar Kelimeler: çürükten etkilenmiş dentin, mikro sertlik, universal adeziv, mikro gerilim bağlanma dayanımı, konfokal lazer mikroskobu.



ABSTRACT

Objective: To evaluate the long-term bonding success of sound and caries-affected dentin using universal adhesives by microtensile bond strength test, electron microscopy (SEM) and confocal laser scanning microscopy (CSLM) images to be taken from resin-dentin interfaces.

Material and Method: In this in vitro study, a total of 120 sound and decayed human molar teeth were extracted using a manual excavator until soft caries lesions reached a hard dentin layer, and a flat surface was created by reducing the dentin level with a precision cutting device. With the Vickers microhardness test, the surface microhardness was determined by applying a 25 g load for 15 seconds, and the sound and caries-affected dentin samples were divided into 3 subgroups (sound dentin-SD, caries-affected superficial dentin-D1 and caries-affected deep dentin-D2). Dentin samples were divided into 4 subgroups for each group and adhesive systems were applied; Group 1: Peak Universal Bond (Ultradent)+self-etch mod, Group 2: Peak Universal Bond (Ultradent)+etch and rinse mode, Group 3: G-Premio Bond (GC)+self-etch mode, Group 4: G -Premio Bond (GC))+etch and rinse mod. A nanohybrid universal resin composite structure was prepared on the samples. Hourglass shaped slabs kept in 37 C⁰ distilled water were cut off at 1 mm/min head speed in a universal test device for microtensile bond strength (μ TBS) test after 24 hours and 1 year, and the fracture types were evaluated with a stereomicroscope at 25x magnification, with a SEM and CSLM of the resin-dentin interfaces. One-way analysis of variance (One-way ANOVA), Scheffe multiple comparison test and independent t-test were used for statistical analysis, and the level of significance was determined as $p \leq 0.05$.

Results: After 24 hours, the highest bond strength value was recorded in the SD group at PUB-SE (36.80 MPa), the lowest value in the D1 group at G-PB SE (17.60 MPa). After 1 year, the highest bond strength value was recorded in the SD group at G-PB SE (30.38 MPa), the lowest value in the D1 group at PUB SE (16.67 MPa).

Conclusion: It was observed that the bond strength of universal adhesives to caries-affected dentin was significantly lower compared to sound dentin, a significant difference was observed between different modes of application, and the Vickers test was an effective method to distinguish between sound and caries-affected dentin.

Key words: caries-affected dentin, microhardness, universal adhesive, microtensile bond strength, confocal laser microscopy.



İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI	iii
ETİK BEYAN	iv
TEŞEKKÜR	v
ÖZET	vi
ABSTRACT	viii
İÇİNDEKİLER	x
SİMGELER VE KISALTMALAR	xiii
ŞEKİLLER DİZİNİ	xvi
TABLolar DİZİNİ	xviii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Diş Çürüğü.....	3
2.2. Dentin Çürükleri	3
2.2.1. Çürükle Enfekte Dentin (CID)	4
2.2.2. Çürükten Etkilenmiş Dentin (CAD)	5
2.3. Dentin Çürüğünün Tabakaları.....	6
2.3.1. Enfekte Dentin Tabakası.....	6
2.3.2. Bulanık Dentin Tabakası	6
2.3.3. Saydam (Transparant) Dentin Tabakası.....	6
2.3.4. Subtransparant Dentin Tabakası.....	7
2.4. Klinik Pratiğinde Enfekte Dentin ve Etkilenmiş Dentin Ayrımı	8
2.5. Çürük Uzaklaştırma Yaklaşımları	10
2.6. Dentin Çürüğünü Uzaklandırmada Minimal İnvaziv Yaklaşımlar	11
2.7. Diş Hekimliğinde Yüzey Sertliği Ölçümü	12
2.8. Dentin Mikrosertliğinin Belirlenmesinde Vickers ve Knoop Mikrosertlik Testlerinin Yeri	16

2.9. Dental Adezivler	17
2.9.1. Adezyon	17
2.9.2. Adezyon Mekanizması	18
2.9.3. Acid-Etch Tekniği ve Dentinin Asitlenmesi	19
2.9.4. Adezyonun Tarihsel Gelişimi ve Dentin Bonding Ajanları	20
2.9.5. Adeziv Sistemlerin Klinik Uygulama Sınıflaması.....	23
2.10. Hibrit Tabakanın Yaşlanması ve İn-Vitro Çalışmalarda Yaşlandırma Yöntemleri ..	26
2.10.1. Suda Bekletme ile Yaşlandırma	27
2.10.2. Ultraviyole (UV) Işık ile Yaşlandırma	28
2.10.3. Oklüzal Yükleme ile Yaşlandırma	28
2.10.4. pH Döngüsü ile Yaşlandırma	28
2.10.5. Sodyum Hipoklorit (NaOCl) Solüsyonu ile Yaşlandırma.....	28
2.10.6. Termal Döngü ile Yaşlandırma.....	28
2.11. Dentin Adezivlerinin Bağ Dayanımı Ölçümü ve Bağ Dayanımı Testleri.....	29
2.11.1. Makro Makaslama Bağlanma Dayanımı (SBS) Testi.....	30
2.11.2. Makro Gerilim Bağlanma Dayanımı (TBS) Testi	30
2.11.3. Mikro Makaslama Bağlanma Dayanımı (µSBS) Testi	30
2.11.4. Mikro Gerilim Bağlanma Dayanımı (µTBS) Testi	31
2.12. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM).....	32
2.13. Konfokal Lazer Taramalı Mikroskop (CSLM)	32
3. GEREÇ VE YÖNTEM	35
3.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller	35
3.2. Örneklerin Hazırlanması.....	36
3.3. Mikro Gerilim Bağlanma Dayanımı (µSBS) Testi.....	42
3.4. Kırılma Tiplerinin Analizi	44
3.5. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) İncelemeleri.....	45
3.6. Konfokal Lazer Taramalı Mikroskopu (CSLM) İncelemeleri	47
3.7. İstatistiksel Analiz.....	48
4. BULGULAR.....	49

4.1. Vickers Mikro Sertlik Testi Bulguları.....	49
4.2. Mikro Gerilim Bağlanma Dayanımı (μ TBS) Testi Bulguları	50
4.3. Kırılma Tipleri Analizi Bulguları.....	56
4.4. Taramalı Elektron Mikroskopu (SEM) Bulguları	57
4.5. Konfokal Lazer Taramalı Mikroskopu (CSLM) Bulguları.....	60
5.TARTIŞMA.....	64
6.SONUÇ	79
KAYNAKLAR.....	80
ÖZGEÇMİŞ	95



SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış bazı simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Ad	Adeziv
AKM	Atomik Kuvvet Mikroskobu
ANOVA	Varyans Analizi
Ark	Arkadaşları
Au-Pd	Altın paladyum
BAP	Bilimsel Araştırmalar Projesi
BHN / HBW	Brinell sertlik değeri
BisGMA.	Bisfenol A-glisidil metakrilat
c	Kompozit
CAD	Çürükten etkilenmiş dentin
Ca²	Kalsiyum
CHX	Klorheksidin
CID	Çürükle enfekte dentin
cm	Santimetre
CSLM	Konfokal Lazer Taramalı Mikroskop
D1	Çürükten etkilenen yüzeyel dentin
D2	Çürükten etkilenen derin dentin
d	Dentin
dk	Dakika
ER	Etch and Rinse

GMA	Glisidil metakrilat
G-PB	G- Premio Bond
gr	Gram
HAp	Hidroksiapatit
HL	Hibrit tabaka
HK / KHN	Knoop sertlik değeri
HV / VHN	Vickers sertlik değeri
ISO	International Organization for Standardization
LED	Light Emitting Diode
M	Magnezyum
MI	Minimal invaziv
µm	Mikrometre
mm	Milimetre
mm²	Milimetrekare
mm/dk	Milimetre/dakika
µSBS	Mikro makaslama bağlanma dayanımı
µTBS	Mikro gerilim bağlanma dayanımı
4-META	4-metakriloiloksietil trimellitat anhidrit
MDP	Metakridiiloksidil dihidrojen fosfat
MDPB	Metakriloiloksidodesilpiridinyum bromür
MMP	Matriksmetalloproteinaz
Mpa	Mega Paskal
N	Newton
NaOCl	Sodyum Hipoklorit
NPG	N-fenilglisin
pH	Power of Hydrogen (Hidrojenin gücü)

P	Fosfor
PO₄⁻³	Fosfat
PUB	Peak Universal Bond
RHN	Rockwell sertlik değeri
RT	Rezin Tag
SBS	Shear Bond Strength (Makaslama Bağlanma Dayanımı)
SD	Sağlam dentin
SE	Self- Etch
SEM	Taramalı elektron mikroskobu (Scanning Electron Microscopy)
Si₃N₄	Silisyum nitrit
SiC	Silisyum karbür
sn	Saniye
T0	İmmediat/ 24 saat
T12	Uzun dönem/ 1 yıl
TBS	Tensile Bond Strength (Gerilim Bağlanma Dayanımı)
TEGDMA	Trietilenglikol dimetakrilat
TEM	Transmisyon Elektron Mikroskobu
UV	Ultraviyole
Zn⁺²	Çinko
°C	Santigrat derece
%	Yüzde

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.2.1. Çürük dentin bölgelerinin literatürde tanımlandığı şekliyle klinik ve şematik görünümü.....	4
Şekil 2.2.4.1. Dentin çürüğünün tabakaları.....	7
Şekil 2.7.1. Sertlik girintisi şekilleri (üst sıra) ve malzeme yüzeylerinde kalan girinti çöküntüleri.....	13
Şekil 2.9.4.1. Dental bonding teknolojilerindeki önemli tarihsel dönüm noktaları ve olaylar.....	21
Şekil 3.1.1. Çalışmada kullanılan materyallerin görselleri	35
Şekil 3.2.1. Akrilik rezine gömülen örnekler... ..	36
Şekil 3.2.2. Örneklerin kesme cihazıyla kesilmesi.....	36
Şekil 3.2.3. Çürüğün uzaklaştırılması.....	37
Şekil 3.2.4. Vickers mikrosertlik testi cihazı	37
Şekil 3.2.5. Vickers yüzey sertliği ölçümleri	38
Şekil 3.2.6. Çalışmada kullanılan LED ışık cihazı.....	41
Şekil 3.2.7. Resin kompozit uygulanmış örnekler.....	41
Şekil 3.3.1. Mikrotensil testi için levha örneklerinin hazırlanması.....	42
Şekil 3.3.2. Mikrotensil bağlanma dayanımı ölçümleri.....	43
Şekil 3.4.1. Çalışmada kullanılan stereomikroskop cihazı	43
Şekil 3.5.1. Çalışmada kullanılan Sof-Lex cila sistemi	44
Şekil 3.5.2. Örneklerin yüzeyini kaplamak için kullanılan Polaron Range püskürtme kaplayıcı (sputter coater).....	45

Şekil 3.5.3. Altın-palladyum kaplama işlemi	45
Şekil 3.5.4. Çalışmada kullanılan ZEISS LEO-1430 VP SEM cihazı.....	45
Şekil 3.6.1. Görüntülemeye kullanılan konfokal lazer taramalı mikroskobu LSM 800 (Carl Zeiss, Jena, Almanya)	46
Şekil 4.2.1. Bağımsız t-testi sonuçlarına göre PUB SE adeziv grubunda, 24 saat ve 1 yıllık örnekler arasındaki istatistiksel farklılıklar “*” ile gösterilmiştir (p<0,05)	52
Şekil 4.2.2. Bağımsız t-testi sonuçlarına göre PUB ER adeziv grubunda, 24 saat ve 1 yıllık örnekler arasındaki istatistiksel farklılıklar “*” ile gösterilmiştir (p<0,05)	53
Şekil 4.2.3. Bağımsız t-testi sonuçlarına göre G-PB SE adeziv grubunda, 24 saat ve 1 yıllık örnekler arasındaki istatistiksel farklılıklar “*” ile gösterilmiştir. (p<0,05).....	54
Şekil 4.2.4. Bağımsız t-testi sonuçlarına göre G-PB ER adeziv grubunda, 24 saat ve 1 yıllık örnekler arasındaki istatistiksel farklılıklar “*” ile gösterilmiştir (p<0,05)	54
Şekil 4.3.1. 24 saat sonundaki kırılma tipi yüzdeleri.....	55
Şekil 4.3.2. 1 yıl sonundaki kırılma tipi yüzdeleri.....	56
Şekil 4.4.1. D1 dentin grubu 24 saat sonra SEM görüntüleri	57
Şekil 4.4.2. D1 dentin grubu 1 yıl sonra SEM görüntüleri	58
Şekil 4.5.1. PUB SE adezivin farklı dentin grupları ile 24 saat ve 1 yıl sonraki rezin-dentin arayüzlerinin özelliklerini gösteren CSLM görüntüleri	59
Şekil 4.5.2. PUB ER adezivin farklı dentin grupları ile 24 saat ve 1 yıl sonraki rezin-dentin arayüzlerinin özelliklerini gösteren CSLM görüntüleri	60
Şekil 4.5.3. G-PB SE adezivin farklı dentin grupları ile 24 saat ve 1 yıl sonraki rezin-dentin arayüzlerinin özelliklerini gösteren CSLM görüntüleri	61
Şekil 4.5.4. G-PB ER adezivin farklı dentin grupları ile 24 saat ve 1 yıl sonraki rezin-dentin arayüzlerinin özelliklerini gösteren CSLM görüntüleri	62

TABLolar DİZİNİ

Tablo 3.1.1. Çalışmada kullanılan materyaller ve içerikleri.....	34
Tablo 3.2.1. Vickers testi işlem basamaklarını özetleyen tablo.....	39
Tablo 3.2.2. Farklı universal adezivlerin farklı modlarda kullanımı; 4 alt grup.....	40
Tablo 4.1.1. 24 saat (immediat) gruplara ait Vickers sertlik değerleri (Maksimum, minimum ve ortama değerleri)	48
Tablo 4.1.2. 1 yıl (uzun dönem) gruplara ait Vickers sertlik değerleri (Maksimum, minimum ve ortama değerleri)	48
Tablo 4.2.1. 24 saat sonunda gruplara ait mikrogerilim bağlanma dayanımı test sonuçları	49
Tablo 4.2.2. 1 yıl sonunda gruplara ait mikrogerilim bağlanma dayanımı test sonuçları	51

1. GİRİŞ

Diş çürükleri, dentinin en yaygın patolojik değişikliğidir. Koruyucu tedavinin tek başına çürük ilerleyişini durdurmadığı bir hastada, operatif tedavi kararı verildiğinde çürük lezyon ile desteklenmeyen mine kaldırıldığında, diş hekimi genellikle oklüzal açıdan bakıldığında kahverengi ve yumuşak bir doku kütlesi ile karşı karşıya kalır. Bununla birlikte, aynı lezyon laboratuvarında uzunlamasına kesilirse ve düz kesim yüzeyi görsel olarak incelenirse, daha karmaşık bir yapı ortaya çıkar. Dentin içindeki renk geçişleri, mine-dentin sınırından (DEJ) lezyonun ilerleyen cephesine doğru koyu kahverengiden opak yarı saydam renge doğru ve lateral sınırlarda daha camsı bir geçiş şekilde izlenir. DEJ'den başlayarak çok yumuşak dentinden lezyonun ilerleyen yönü ile pulpa arasındaki normal dentine kadar göreceli olarak değişen bir sertlik izlenir. Bu görünüm, dentin lezyonunun histolojik yapısı ile nasıl ilgilidir ve diş hekiminin operatif tedavi sırasında çıkarabileceği, çıkarması gereken dentin kalitesi ve miktarı nasıl belirlenmelidir sorularını akla getirmektedir.

Çürük dentinin bakteriyel olarak enfekte olmuş dentinden oluşan bir dış katman ve etkilenmiş dentinden oluşan bir iç katman olmak üzere iki ayrı katmandan oluştuğu bilinmektedir⁽¹⁾. Operatif dişhekimliği, bakterilerle oldukça kontamine olan, yumuşak, geri dönüşümsüz hasarlı ve yüksek enfekte dentin dokusunun uzaklaştırılmasını ve etkilenmiş dentinin korunmasını gerektirir. Çürük dentin kaldırma sınırını vurgulamaya yardımcı olacak bazı klinik parametreler vardır ancak bu parametreler hiçbir şekilde net değildir. Bu durum, kavite hazırlığı sırasında çıkarılan dentin miktarlarının ve niteliklerinin hekime bağlı olarak belirlenmesine neden olur. Bu nedenle klinik olarak bir diş hekiminin çürük dentin dokusunu nasıl tanımlayabileceğini; ya da başka bir deyişle, diş hekiminin çürük dentini kaldırmayı hangi seviyede durduracağını tartışmak gereklidir.

Restorasyon öncesi kavite hazırlığı sırasında çürük ile enfekte dentinin çıkarılmasından sonra kavite tabanının büyük bir bölümü çürükten etkilenen dentinden oluşur. Bu nedenle, klinik olarak adezivler için bağlayıcı substrat, sağlam dentin değil, genellikle çürükten etkilenen dentindir.

Bu etkilenmiş dentinin kavitede kalan miktarı ve kalitesi güncel restoratif materyallerin bağlanma kabiliyeti ve dolayısıyla restorasyonun sızdırmazlığını etkileyecektir. Minimal invaziv diş hekimliği kapsamında kavite tabanında bırakılması gereken etkilenmiş dentin miktarının ve kalitesinin güncel universal adezivlere bağlanma dayanımını uzun dönemde nasıl etkileyeceğinin, klinisyenlerin hangi dentin dokusunda hangi adezivi seçeceği ve kullanacağı adeziv yaklaşımları belirlemesine yardımcı olmak için daha çok in vitro çalışma yapılmasına ihtiyaç vardır.



2. GENEL BİLGİLER

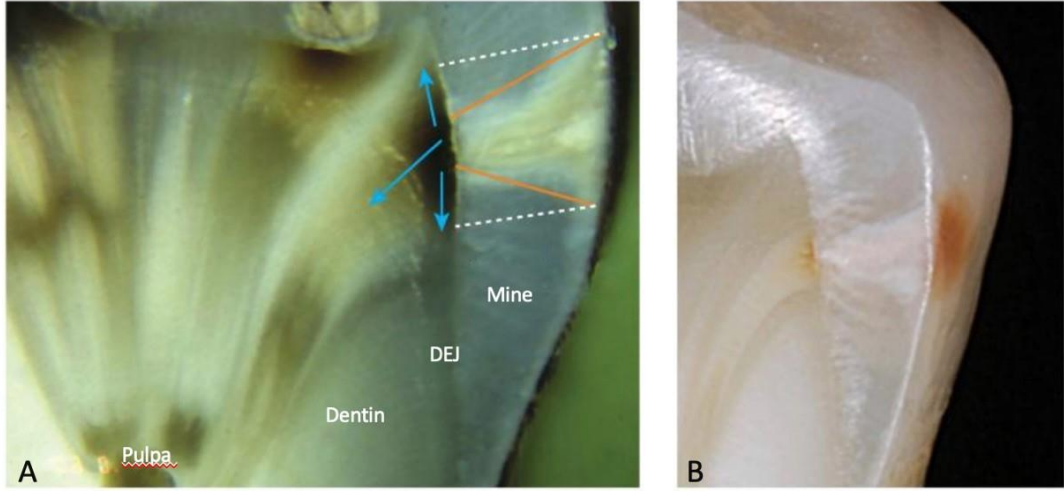
2.1. Diş Çürüğü

Diş çürüğü, dental biyofilmdeki dengeli bir mikroorganizma popülasyonun, fermente olabilen diyet karbonhidratlarının sık tüketilmesiyle asidojenik ve karyojenik bir popülasyona dönüşümünden kaynaklanan bir hastalığın adıdır. Biyofilmde ortaya çıkan aktivite kayması, diş sert dokularında net mineral kaybına yol açan demineralizasyon ve remineralizasyon arasındaki dengenin bozulmasıyla ilişkilidir ⁽²⁾. Diş çürüğü dişin farklı dokularında farklılıklar göstermekle birlikte mine, dentin ve sementi etkileyebilir. Bu durum gerek diş dokularının yapısal bileşenlerindeki farklılıklardan gerekse de histolojik özelliklerinden kaynaklanmaktadır ve lezyon klinik olarak çeşitli şekillerde kendini gösterebilir ⁽³⁾. Faktörler demineralizasyon / remineralizasyon dengesini demineralizasyona doğru kaydırırsa (plak, diyet, tükürük faktörleri, mineral iyon konsantrasyonu ve zaman), kaviteye yol açan ilerleyici çürük lezyonu oluşumunun histolojik aşamaları saptanabilir ve buna göre ele alınabilir ⁽⁴⁾.

2.2. Dentin Çürükleri

Sağlıklı bir ağızda normal şartlarda dentin dokusu sağlam mine dokusu ve sağlıklı periodontal dokular ile çevrili olduğundan tükürükle, dolayısıyla da mikroorganizmalar ile temas halinde değildir. Dentinde çürük oluşumu, mine çürüğünün ilerlemesi veya periodontal harabiyet sonrası dentinin açığa çıkması sonucu gözlenebilmektedir. Başlangıç olarak dentin çürüklerinin ilk aşamaları, mine-dentin birleşiminin (DEJ) bakteri istilasını, ardından mine ve dentin arasındaki lezyonun büyüyerek, DEJ boyunca yayılmasını ve başlangıçtaki çürüğün genişlemesini içerir ⁽⁵⁾ (Şekil 2.2.1).

Lezyonun daha fazla yayılması, üstteki mineyi zayıflatarak, oklüzal yük altında kırılmaya meyilli hale getirir ve klinik olarak gözle görünür gri gölge / opaklık yaratır. Bu zayıflamış ve desteklenmeyen minenin, operatif tedavinin kavite hazırlığı sırasında çıkarılması gerekebilir ⁽⁴⁾. Bazı durumlarda lezyon histolojik ve radyografik olarak dentinin orta üçte birine doğru çok fazla yayıldığında, klinik olarak oklüzal yüzeyde dentin tarafından korunmayan bu gri / opak mine parçalarının çökmesiyle, yiyecek artıklarıyla ve plakla dolan, tükürükle yıkanan bir kavite oluşur ⁽⁴⁾.



Şekil 2.2.1. Çürük dentin bölgelerinin literatürde tanımlandığı şekliyle klinik ve şematik görünümü. A: Proksimal çürük lezyonlu bir dişin mesio-distal kesiti, turuncu çizgiler mine lezyonunun histolojik şekli olan ‘ters koni’, mavi oklar mine-dentin birleşiminden (DEJ) lezyonun yayılan yönünü gösterir. Beyaz noktalı çizgiler mine lezyonu ile dentin lezyonunun ilerleme şekli ve lateral boyutlarının benzerliğini gösterir. B: Ters koni şeklinde yayılan durmuş kahverengi çürük lezyonunu gösterir (Banerjee A. ve ark. 2015⁽⁴⁾).

Dentinin yapısal özellikleri mineden farklıdır. Bu nedenle dentin çürüğünün seyri mineye göre daha farklı ve daha kompleksdir. Dentinde %20'lere yakın bir organik içerik bulunmaktadır. Bu nedenle inorganik yapının bakterilerin organik asitleri ile yıkımının yanında, dentinin organik yapısının yıkımı da söz konusudur. Organik yapının yıkımında gerek bakterilerin proteolitik enzimleri gerekse dentin ve tükürük kaynaklı matris metallo proteinazları (MMP) etkilidir⁽⁶⁾.

Dentin çürüğünde dikkate alınması gereken unsurlar; dentinin histolojik bileşenleri, mineral, kollajen, bakteri penetrasyonu ve tübül yapısıdır. Dentin çürüğü klinik ve histolojik olarak (DEJ'den pulpaya doğru) çürükle enfekte dentin (CID) ve çürükten etkilenmiş dentin (CAD) olmak üzere 2 tabakada incelenebilir. Ancak bu tanımlayıcı bölgelerin ayrı biyolojik yapılar olmadığı, aralarında tespit edilebilir net sınırlar olmadığı ve birbirine karıştığı unutulmamalıdır⁽⁴⁾.

2.2.1. Çürükle Enfekte Dentin (CID)

Dentin çürüğünün en dış tabakasında bulunan, yüzeysel, onarılamaz, oldukça demineralize, genellikle klinik olarak, ıslak, yumuşak ve sarı renkli bir tabakadır^(4, 7).

- Mineral bileşeni bakteriyel asit saldırısı nedeniyle büyük ölçüde ayrılmıştır.

- Dentin dokusunun hem organik hem de inorganik yapısı geri dönüşümsüz olarak harap olmuştur.
- Kollajen matriksi dentinin kendine özgü proteolitik enzimler (çinko bağımlı, asitle aktive olan matriks metalloproteinazlar (MMP'ler)) ve çürük süreci sırasında üretilen bakteriyel asitler tarafından aktive olan bakterilerle geri dönüşümsüz olarak denatüre edilmiştir.
- Kollajen denature olduğundan ve kollajen fibrilleri ile odontoblastlar irreversible olarak bozulduğundan dolayı remineralizasyon gözlenememektedir.
- Bu bölgede bakteri yükü çok fazladır, proteolitik bakteriler fazla, asidürik bakteriler daha azdır.
- Dentinin tübüler yapısı bozulmuştur^(4, 8-10).

Bu geri dönüşümsüz nekrotik dentin bölgesi remineralize olamamakta ve bu nedenle restorasyon öncesi kavite hazırlanırken tamamen uzaklaştırılması gerekmektedir. Çünkü bu enfekte doku restorasyonda yeterli bir sızdırmazlık ile fiziksel destek sağlamak açısından universal adezivlerin bağlanması için düşük kaliteli bir substrattır.

2.2.2. Çürükten Etkilenmiş Dentin (CAD)

Dentin çürüğünün iç tabakasında enfekte dentinin altında bulunan bu tabaka, klinik olarak enfekte dentinden daha sert ve daha koyu renkli iken, demineralizasyon ve remineralizasyon nedeniyle normal dentine göre daha yumuşak bir tabakadır^(9, 10).

- pH yavaş yavaş lezyonun ilerleyen yönüne doğru yükseldiğinden ve iyonik denge dengelenmeye başladığından, mineral ayrışması enfekte dentinden daha az miktardadır.
- Dentinin organik yapısında geri dönüşümsüz bir yıkım mevcut değildir ve dentin-pulpa kompleksi tarafından onarılabilir.
- Kollajen proteolizden kısmen etkilenir ve minimal düzeyde enfektedir. Bu tabakanın, reversible kollajen fibrilleri ve canlı odontoblastları sayesinde mineral birikimi için proteinli yapı iskeleti devamlılığı korunduğundan dentin remineralizasyonu gözlenebilir.
- Bakteriyel yük azalır, ancak hala daha fazla anaerobik bakteri mevcuttur.
- Dentinin tübüler yapısı bu bölgenin derinliklerinde kademeli olarak tekrar görülmeye başlar^(4, 10, 11).

Bu geri dönüşümlü, remineralize olabilen dentin bölgesi kavite hazırlığı sırasında korunarak hem gereksiz madde kaybının önüne geçilmiş, hem de universal adezivlerin bağlanması için daha iyi bir substrat elde edilmiş olur. Klinisyenlerin çürük temizliğinden sonra en sık karşılaştıkları ve adezivlerin bağlanması açısından sağlam dentine göre daha zorlayıcı bir tabakadır. Bu nedenle bu tabakaya bağlanma hakkında daha çok bilgiye ihtiyaç vardır.

2.3. Dentin Çürüğünün Tabakaları

Dentin çürüğünün yapısal özelliklerinde meydana gelen değişiklikler mikroskopik olarak incelendiğinde 4 farklı tabakanın mevcut olduğu gözlenmektedir.

2.3.1. Enfekte Dentin Tabakası

Dentin çürüğünün en dışında yer alan bakteriden zengin çürükle enfekte olan tabakadır. Bu tabakada dentin organik ve inorganik yapısında bulunan mineral bileşenin çoğunu kaybeder ve kollajen matris yapısı geri dönüşümsüz bir şekilde bozular. Yumuşak, mantarimsı bir görüntüye sahiptir. En dıştaki kısmın tübüler yapısı kaybolmuş ve bu tabakanın daha derin kısmı peritübüler dentinini kaybetmiştir. Bu tabakanın remineralize olabilmesi mümkün olmadığı için restorasyon öncesi kesinlikle uzaklaştırılmalıdır ^(6, 12).

2.3.2. Bulanık Dentin Tabakası

Bakteriyel invazyon tabakası olarak da adlandırılan bu tabakada bakteriler dentin tübüllerine invaze olarak tübüllerini doldurmuş ve tübüller genişlemiştir. Dentinin inorganik yapısı büyük oranda yıkılmıştır. Organik yapı ise geri dönüşümsüz bir şekilde tamamen deforme olmuştur. Bu nedenle enfekte dentin tabakası gibi bu tabaka da restorasyon öncesi uzaklaştırılmalıdır ^(12, 13).

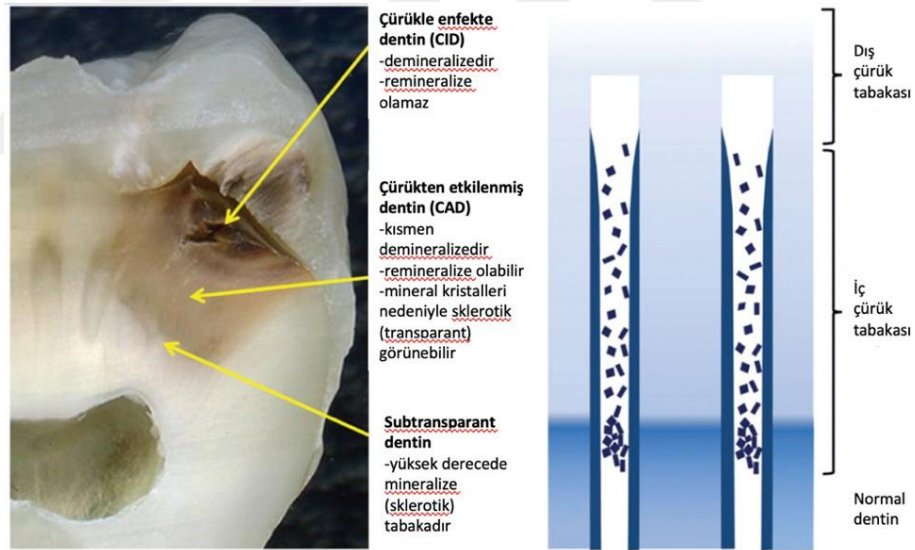
2.3.3. Saydam (Transparent) Dentin Tabakası

Çürükten etkilenen dentin olarak da adlandırılan bu iç tabakada, dentinin mineral ve organik yapısına asit saldırısı olmasına rağmen kollajen çapraz bağların dizilimi bozulmamıştır. Bu sağlıklı kollajen iskeleti pulpa canlı kaldığı sürece intertübüler dentinin remineralize olmasında rol oynar. Yüzeğe daha yakın, peritübüler ve intertübüler dentin kısmen demineralize olur. Dentin kanallarının lümeninde büyük boyutta kristaller çökelmiştir ⁽¹⁴⁾. Çürükten etkilenen dentinin bu kısmı şeffaf görünebilir ve bazen sklerotik olarak adlandırılırken, intratübüler mineral kristallerinin

varlığına rağmen genel mineral içeriği normal dentinden belirgin şekilde daha düşüktür ⁽⁶⁾. Operatif işlemler sırasında bu tabakada uyarılara karşı hassasiyet meydana gelebilmektedir ve preparasyon sırasında bu tabaka korunmalıdır.

2.3.4. Subtransparant Dentin Tabakası

Çürükten etkilenen dentinin en derin ve en dar olan bu tabakasında intertübüler dentin, normal peritübüler dentin ve nispeten yüksek düzeyde intratübüler dentinin mineral kristalleri çok az demineralize olabilir veya hiç olmayabilir. Ancak bu tabakada bakteri bulunmaz. Dentin tübüllerinin lümeninde küçük boyutlu kristaller mevcuttur. Odontoblast uzantıları yer yer zarar görmüş olsa da devamlığı korunur. Bu nedenle dentine gelen uyarılar ağrı oluşturabilir ve saydam tabaka gibi bu tabaka da remineralize olabilmektedir ^(12, 14). Subtransparant tabakanın mineral içeriği ve sertliği normal dentinden daha yüksek bulunmuştur ve bu nedenle “gerçek sklerotik tabaka” olarak tanımlanmıştır ⁽⁶⁾. Mevcut çürük tabakalarının altında ise sağlıklı dentin dokusu bulunur (Şekil 2.2.4.1).



Şekil 2.2.4.1. Dentin çürüğünün tabakaları (Mazzoni A. ve ark. 2015 ⁽⁶⁾).

Tabakaların mutlak ve göreceli genişliğinin lezyonlar arasında ve hatta bir lezyon içinde bile önemli ölçüde değişebileceği ve tüm tabakaların tüm dentin çürüğü lezyonlarında bulunmadığına dikkat edilmelidir.

2.4. Klinik Pratiğinde Enfekte Dentin ve Etkilenmiş Dentin Ayrımı

Klinik olarak uzaklaştırılması gereken çürük dentinin teşhisi, diş hekiminin bu dokuyu nasıl tanımlayabileceği ve çürük dentini uzaklaştırmayı hangi seviyede durduracağını belirlemede bazı klinik parametreler vardır. Ancak bu klinik parametrelerle ilgili doğal bir sorun şudur; farklı lezyonlar ve farklı operatörler arasında bu parametrelerin standardizasyonunu yoktur. Bu parametreler şunlardır;

Renk: Çürük dentinin neden kahverengi bir renge sahip olduğu açık değildir. Çalışmalar, artan gözeneklilik nedeniyle, ağız boşluğundan veya pulpadan gelen çürük dokuya dahil edilen dışsal leke olasılığını araştırmıştır ⁽¹⁵⁾. Bununla birlikte, son zamanlarda, çürük bir dentin lezyonunun derinliklerinde bulunandan farklı olarak, asidik bir ortamda karbonhidratlar ve proteinler arasında meydana gelen biyokimyasal bir reaksiyona vurgu yapılmıştır. Bu reaksiyon Maillard reaksiyonu ⁽¹⁶⁾ olarak bilinir, ancak gerçekte in vivo olarak gerçekleştiğine dair ikna edici kanıtlar henüz bulunamamıştır. Renk algısı öznel ve ortam aydınlatması, diş yüzeyinin hidrasyon durumu ve lezyonun doğal öyküsü gibi birçok faktörden etkilenir. Dentin lezyon pigmentasyonunun derecesi lezyonun yaşı ve lezyonun aktivite durumuna (durmuş veya ilerleyen) bağlı olarak çeşitlilik gösterebilir. Bir lezyonun rengi ile demineralizasyon veya enfektivite durumu arasında net bir korelasyon yoktur ^(17, 18).

Sertlik: Çürük kaldırma sırasında diş hekimlerinin dentini ayırt etmek için sıklıkla kullandıkları bir parametredir. Klinik pratiğinde sık olarak keskin uçlu olmayan bir sond veya ekskavatör yardımıyla sertlik kontrolü yapılır. Sertlik lezyonun derinliğine göre değişir, lezyonun DEJ'den merkeze doğru belirgin şekilde yumuşamıştır, lezyonun ilerleyen yönünde pulpaya doğru ilerledikçe sertlik giderek artar ⁽¹⁹⁾. Kidd ve ark. ⁽¹⁷⁾ Lezyonun merkezindeki yumuşak, ıslak dentin çıkarıldığı sürece, dentinin son renginden bağımsız olarak yüksek oranda enfekte olmuş dentinin uzaklaştırıldığını savundular. Sertlik klinik koşullarında görecelidir ve bu nedenle değerlendirmesi tanım gereği operatörler arasında farklılık gösterebilir. Ancak in vitro çalışmalar sonucu standardizasyon sağlanabilir.

Çürük Tespit Boyaları: Çürük tespit boyları, enfekte dentindeki bakterileri ve çürük dentin matrisini boyamaktadır. Fusayama ve Terachima, 1972'de çürük kaldırma sınırını bulmadaki özneliği ortadan kaldırmak amacıyla, aktif bileşeni propilen glikol

solvent içerisinde % 1'lik acid-red52 solüsyonu olan bir boya geliştirdiler ⁽²⁰⁾. Bunun kolajen çapraz bağlarına bağlandığı ve böylece çürük dentindeki iki yapısal bölge arasında ayırım yapılmasını sağladığı, sadece dıştaki geri döndürülemez hasar görmüş bölgeyi boyadığı söylendi. Bu yöntem umut verici bir çözüm gibi görünse de ne yazık ki boyanın dentinin gözenekli yapısı nedeniyle daha derinlere difüzyonu sonucu, enfekte dokuların etkilenmiş dokulardan kesin bir şekilde ayırımı mümkün olmadığından çürük boyasının yersiz kullanımı, aşırı kavite preparasyonuna yol açabilir ^(21, 22).

Ağrı oluşumu: Çürük uzaklaştırma işleminde, yüzeysel enfekte dentinin kaldırılması sırasında ağrı oluşmuyorken, bunun altındaki etkilenmiş dentinin kaldırılması sırasında tübüler içeriğin canlı olması nedeniyle ağrı oluştuğu, ancak derin kavitelere anestezi uygulanmasının ardından bu ayırmadan faydalanmanın mümkün olmadığı belirtilmiştir ⁽²³⁾.

Kimyasal yöntem: Caridex sisteminin, N-monokloro-D,L-2-aminobutirat modifikasyonu tanıtılmıştır ⁽²⁴⁾. Bu sistemin çürüğün enfekte olan dış tabakasını kaldırırken remineralize olabilecek iç tabakaya zarar vermediği iddia edilmiştir. Ancak çürük kaldırma etkinliğinin sınırlı olması, fazla oranda solüsyon gerektirmesi, kısa raf ömrü olması, çalışma zamanının uzun olması gibi dezavantajlarından dolayı araştırmacılar tarafından geliştirilmiş ve Carisolv markası ile yeni bir jel ürünü piyasaya sunulmuştur ⁽²⁵⁾.

Kemo-mekanik yöntem: Kollajenden oluşan çürük yapının kimyasal ajanlar yardımıyla bozulabileceği, enfekte dentinin elimine edilebileceği invaziv olmayan bir çürük kaldırma yöntemidir. Çürüğün kaldırılmasında kullanılan kimyasal-mekanik bir yaklaşım olan Carisolv (Medi Team Dental, Savedalen, İsveç) ile enfekte ve etkilenmiş dentin klinik olarak ayırt edilebilmekte ve bu sayede yalnızca çürük dentin kaldırılmaktadır ⁽²⁶⁾.

Diagnodent kullanımı: Çürüğün erken teşhisi için araştırmacılar görsel muayene ile kombine kullanılan kırmızı renkli diode lazer ışık demeti yayarak işlev gören Diagnodent'i geliştirmişlerdir. Diagnodent son derece hassas ölçümler yapan bir cihazdır. Dişin ıslak ve kuru olduğu durumlarda farklı değerler gösterebilmesi, dişteki

renklenmeler, kompozit dolgu materyali, hipomineralizasyon, diş taşı ve bakteri plağı varlığında hatalı teşhise yol açabileceği belirtilmiştir ^(27, 28).

2.5. Çürük Uzaklaştırma Yaklaşımları

Sert dentinin seçici olmayan uzaklaştırılması; eskiden tam kazı veya tam çürük kaldırma olarak adlandırılan, kavitenin tüm kısımları için (periferde ve pulpa tarafında) ürük doku çıkarmanın son noktası olarak sert dentin elde etme kriterini kullanır. Sadece sert dentin bırakılır ve böylece demineralize dentin tamamen çıkarılır. Bu aşırı müdahale olarak kabul edilir ve artık savunulmayan bir görüştür ⁽²⁾.

Sert dentinin seçici uzaklaştırılması; el ekskavatörüne karşı direnç hissi oluşturan, kayış gibi sert olan dentinin pulpaya yakın kısımda bırakılmasıdır. Sığ veya orta derecede derin dentin lezyonlarında, dentinin seçici olarak çıkarılması tercih edilen tedavidir. Daha derin lezyonlarda, seçici dentin çıkarılması, pulpa için önemli riskler taşır, bu nedenle diğer stratejiler göz önünde bulundurulmalıdır ⁽²⁾.

Yumuşak dentinin seçici olarak çıkarılması; derin kaviteli lezyonlarda (yani dentinin pulpa yakın üçte bir kısmı) önerilir. Pulpa ekspozu ve “stres”i önlemek için pulpa üzerinde yumuşak çürük doku bırakılır, böylece pulpa sağlığı korunurken, periferik mine ve dentin, sıkı bir sızdırmazlıkla dayanıklı bir restorasyonun yerleştirilmesine izin vermek için sert dentin elde edilene kadar kaldırılır. Yumuşak dentinin seçici olarak çıkarılması, sert dentinin seçici olmayan çıkarılması ve sert dentinin seçici çıkarılması ile karşılaştırıldığında, pulpanın ekspoz olma riskini önemli ölçüde azaltır ⁽²⁾.

Kademeli olarak çürük uzaklaştırılması; çürük dokuların 2 aşamada, yani 2 seansta çıkarılmasıdır ⁽²⁹⁾. İlk seansta pulpa üzerinde yumuşak çürük doku bırakılırken, periferik dentin lezyonun tam ve dayanıklı bir şekilde kapatılmasını sağlamak için sert dentine kadar temizlenir. Hastaların tedaviyi tamamlayamama ihtimali göz önünde bulundurularak, dentin ve pulpada değişikliklerin gerçekleşmesine olanak sağlamak amacıyla 12 aya kadar dayanıklılığını koruması gereken geçici bir restorasyon yerleştirilir ⁽³⁰⁾. Kademeli uzaklaştırmanın nedeni, ilk adımda tersiyer dentinin oluşması, demineralize dentinin remineralize olması ve canlı bakteri miktarının azalması beklentisidir. İkinci seansta restorasyon kaldırılır ve lezyon için renk ve

sertlikteki değişiklikleri yeniden değerlendirme fırsatı vardır. Karyojenik ortamdaki değişiklikleri ölçmek için kalibre edilmiş bir renk sınıflandırma ölçęi de kullanılabilir (29, 31). Daha kuru lezyonlar ayrıca daha az aktiviteye işaret edebilir. Çürük dokusunun çıkarılması sadece pulpa üzerinde "kayış gibi sert" dentin kalana kadar devam eder. Bu tür derin lezyonlarda, pulpa ekspoz riskini arttırdığından ve bu nedenle pulpa sağlığına zararlı olduğundan ikinci seans adımının atlanabileceğine dair bazı çalışmalar vardır (30, 32). İkinci seans ayrıca hastaya ek maliyet, zaman kaybı ve rahatsızlık gibi dezavantajlara neden olabilir.

2.6.Dentin Çürüğünü Uzaklaştırmada Minimal İnvaziv Yaklaşımlar

Son zamanlarda, adeziv rezinler ve cam iyonomer simanlar kullanılarak dentin çürüğü için yeni tedavi kavramları öne sürülmüştür. Adeziv diş hekimliğinin rollerindeki dramatik değişiklikler 20. yüzyılın sonundan itibaren ortaya çıkmaya başlamıştır. Günümüz diş hekimliği 20. yüzyılın başlıca onarıcı diş hekimliğinden, minimal invaziv (MI) yaklaşıma doğru kaymaktadır ve çağdaş operatif tedaviler kavite tasarımında MI felsefesini benimsemektedir (33).

Çürük sürecini durdurmak için ne kadar dokunun çıkarılması gerektiği tartışması yeni değildir. 1859'da John Tomes, "dişi feda etme riskini almaktansa, pulpayı korumak için rengi bozulmuş bir dentin tabakasının kalmasına izin verilmesi daha iyidir" diye yazmıştır, ancak 1908'de G.V. Black, "... çoğu zaman, tüm çürümüş dentin tabakası çıkarıldığında pulpanın açığa çıkıp çıkmayacağıının bir sorusu olacaktır, bir dişin pulpasının açığa çıkması yumuşak dentinle kaplı bırakılmasından daha iyidir (34) şeklindeki görüşü savunmuştur.

Çağdaş minimal invaziv restoratif diş hekimliğinde, çürük dentinin uzaklaştırılmasındaki birincil amaç, yüksek düzeyde enfekte, denatüre olmuş enfekte dentinin dış tabakasını çıkarmaktır (35). Bu yaklaşımla, bozulmamış, bakteri içermeyen remineralize edilebilir çürükten etkilenen dentinin iç tabakası korunur ve hastalığın ilerlemesi önlenir (36). Araştırmalar sonucu, çürükten etkilenen dentinin remineralize edilebileceği, bu dentine güvenilir bir bağlanma sağlanabileceği bulunmuş ve bu nedenle çürük lezyonlarını içeren bonding prosedürlerinden önce sadece çürükle enfekte olmuş dentinin çıkarılması önerilmiştir (37). Değişen dentin özellikleri, rezin / dentin bağlanma arayüzünü etkileyebilir çünkü çürükten etkilenen dentin, arayüz boyunca daha fazla değişkenliğe ve oldukça düzensiz bir bileşime yol açar (38). Bu MI

seçici doku çıkarma protokolü daha fazla diş dokusunu korur ve dentin-pulpa kompleksinin uzun süreli sağkalımını iyileştirdiği gösterilmiştir (39).

Sağlam (çürüksüz) dentin örneklerine bağlanma konusunda çeşitli çalışmalar yapılmıştır, ancak klinik olarak kavite hazırlandıktan sonra çürükten etkilenen dentinin en sık substrat olduğu iyi bilinmektedir (36, 40). Kaviteli, aktif çürük lezyonlarının operatif tedavisi sırasında ne kadar çürük dentinin uzaklaştırılması gerektiğine dair karar subjektiftir (41, 42). Bununla birlikte, bu iki histolojik olarak farklı doku bölgesi arasındaki geçiş, klinik olarak zayıf bir şekilde tanımlanmıştır, bu da araştırmacılar ve klinik operatörler arasında subjektifliğe ve diş dokusunun gereksiz yere aşırı çıkarılmasına yol açar. Bu nedenle, çürük dentin uzaklaştırılmasının son noktasını daha iyi tasvir etmek hem klinik hem de laboratuvar araştırmalarının doğruluğu için gereklidir (43).

Sağlam dentin veya çürük ile değiştirilmiş dentin üzerine yerleştirilen restorasyonlarda uzun vadeli başarı sağlamak için, iyileştirilmiş marjinal sızdırmazlık özelliğine ve zaman içinde dişe stabil yapılaşma özelliğine sahip adezyon sistemleri kritik önem taşır(44).

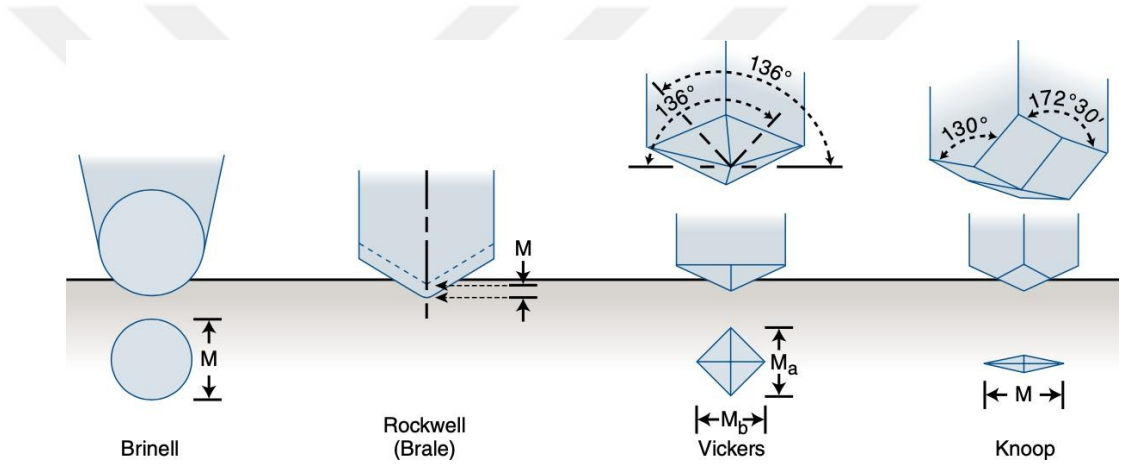
Aktif çürüklerin teşhisi ve çıkarılması çok önemlidir, çünkü ekskavasyon sınırının saptanmasındaki doğal öznellik, farklı operatörler tarafından çıkarılan dentin kalitesinde ve miktarında klinik olarak anlamlı farklılıklara neden olabilir (45). Bu nedenle, klinisyenlerin sağlam, çürükten etkilenen ve çürükle enfekte olmuş dentinden oluşan aynı boşluğun farklı bölümlerinde bir tabakaya bağlanması mümkündür.

Klinik olarak bir diş hekiminin çürük dentin dokusunu nasıl tanımlayabileceğini ; ya da başka bir deyişle, diş hekiminin kazmayı hangi seviyede durduracağını tartışmak gereklidir. Kazı sınırını vurgulamaya yardımcı olacak çeşitli parametreler vardır. Ancak bu klinik kriterlerle ilgili doğal bir sorun, farklı lezyonlar ve farklı operatörler arasında standartlaştırılmamasıdır.

2.7. Diş Hekimliğinde Yüzey Sertliği Ölçümü

Mineralojide, bir maddenin bağıl sertliği, yüzey çizilmesine direnme yeteneğine dayanır. Metalurjide ve diğer birçok disiplinde, genel olarak kabul edilen sertlik kavramı, belirli bir malzemeden yapılmış iyi tanımlanmış bir girinti konfigürasyonu ile “delinmeye karşı direnç”tir (46). Dental materyallerin sertliğini belirlemede en sık kullanılan testler Brinell, Rockwell, Vickers, Knoop, Shore, Mohs, Barcol, Nano-

İndentasyon isimleriyle bilinmektedir ⁽⁴⁶⁾. Tüm test yöntemlerinde genel olarak materyalin yüzeyine küçük, simetrik şekilli bir uç penetre edilerek sertlik değeri ölçülür. Her test yönteminde penetre edilen ucun yapısı, geometrisi ve yüzeye uyguladığı kuvvet farklıdır. Kullanılan uç materyal olarak çelik, tungsten karbit veya elmas, şekil olarak ise küre, konik, piramit ya da çubuk şeklinde olabilir. Sertlik testi seçimi, materyalin kullanıldığı alana ve materyalden beklenen sertlik değerine bağlıdır. Uygulanan kuvvet 1 ile 3000 kg arası değişebilir. Sertlik testi prosedüründe, penetrasyon noktasında uca standart kuvvet veya ağırlık uygulanır. Uygulanan kuvvete bağlı olarak, materyalde oluşturulan alanın derinliği, genişliği veya boyutu bir mikroskop altında ölçülür. Materyal yüzeyinde meydana gelen girintinin ölçümü sertlik değerini verir ⁽⁴⁷⁾.



Şekil 2.7.1. Sertlik girintisi şekilleri (üst sıra) ve malzeme yüzeylerinde kalan girinti çöküntüleri (alt sıra). (Shen C. ve ark. 2021 ⁽⁴⁶⁾)

Brinell Sertlik Testi: Belirli bir yük altında sertleştirilmiş bir çelik bilye, bir malzemenin cilalı yüzeyine bastırılır. Tungsten karbür bilye kullanıldığında yük, girintinin yansıtılan yüzeyinin alanına bölünür ve bölüm, genellikle BHN veya HBW olarak kısaltılan Brinell sertlik değeri olarak adlandırılır. Bu nedenle, belirli bir yük için girinti ne kadar küçükse, sayı o kadar büyük ve malzeme o kadar sert olur ⁽⁴⁶⁾. Dış hekimliğinde metal ve alaşımların sertliğini ölçmede kullanılan en eski metodlardan biridir. ⁽⁴⁸⁾.

Knoop sertlik testi: Bu test metodunda kuvvetin, iki karşı yüzü arasında 172° olan ve diğer iki yüz ile 130° açı yapan, 4 yüzlü uzatılmış piramit şeklindeki geometrik bir konfigürasyonda kesilmiş özel bir elmas uca uygulanmasıyla materyal yüzeyinde

oluşan köşegen şekilli girintinin boyutlarının mikroskop altında ölçülmesi esastır. Knoop sertlik değeri (genellikle HK veya KHN olarak kısaltılır) Newton olarak ifade edilen deney yükünün mm² olarak ifade edilen iz alanına bölümü olup $KHN = 1.451 \times \text{kuvvet} / (\text{uzun köşegen})^2$ formülü ile hesaplanır⁽⁴⁹⁾. Girinti yapıldığında ve girinti daha sonra çıkarıldığında, Knoop girintisinin şekli, öngörülen girintinin elastik olarak geri kazanılmasının öncelikle daha kısa diyagonal boyunca gerçekleşmesine neden olur. Oluşan stres öyle bir şekilde dağıtılır ki, sadece küçük eksenin boyutları gevşeme ile değişime maruz kalır. Böylece sertlik, test edilen malzemenin yumuşaklığından neredeyse bağımsızdır⁽⁴⁶⁾. Ayrıca uygulanan yük 0,1 kg'dan 1 kg veya üzerine kadar olan geniş bir aralıkta değiştirilebildiğinden hem son derece sert, hem de yumuşak materyaller bu test yoluyla değerlendirilebilir. Bu test metodunun dezavantajı oldukça parlak, düz yüzey örneklerine ihtiyaç duymasındır ve test süresi diğer testlerden daha fazla zaman almaktadır⁽⁴⁸⁾. Bu test yöntemi kullanılarak çekilmiş bir dişin mine, dentin sertliği, metal ve alaşımların sertliği ölçülebilir.

Vickers sertlik testi: Brinell ve Knoop metodlarına benzerlik gösterir fakat diğer metotlardan farklı olarak bu test metodunda 136 derece tepe açısına sahip elmas kare piramit uç kullanılır. Vickers sertlik değerinin hesaplanması (genellikle HV veya VHN olarak kısaltılır), yükün öngörülen girinti alanına bölünmesi bakımından BHN ile aynıdır⁽⁴⁶⁾. Materyale uygulanan yük kaldırıldıktan sonra meydana gelen girintinin köşegen uzunlukları cihaza ilave edilmiş bir mikroskop yardımıyla, ölçüm ekranındaki hareketli iki cetvelle ölçülüp ortalamasının alınmasıyla hesaplanır⁽⁴⁹⁾. Test, kırılğan malzemelerin sertliğini belirlemek için uygundur; bu nedenle bu test, diğer dental döküm alaşımlarının ve diş yapısının sertliğini ölçmek için de kullanılmıştır. Uygulanan yük 1 ile 120 kg arasında test edilen materyalin sertliğine bağlı olarak değişir. Vickers sertlik değeri kg olarak ifade edilen deney yükünün mm² olarak ifade edilen iz alanına bölümü olup $HV = 1.854 \times \text{kuvvet} / (\text{taban köşegeni})^2$ formülü ile hesaplanır. İz alanı ne kadar küçükse elde edilen Vickers sertlik değeri o kadar büyük olur ve materyalin daha sert olduğunu gösterir⁽⁵⁰⁾.

Vickers sertlik testinin avantajı son derece doğru değerler üretebilmesi, kullanılan elmas ucun zaman ve kullanım ile bozulmaması ve tüm materyaller ve yüzeyler için kullanılabilir olmasıdır. Ek olarak Vickers sertlik ölçümleri aynı örnek içindeki üst yüzey, merkez ve alt yüzey gibi spesifik bölgelerin ölçümüne izin verir⁽⁵¹⁾.

Rockwell sertlik testi: Çelik bilye veya konik elmas noktanın kullanıldığı Brinell testine benzer dir. Girinti alanını ölçmek yerine, penetrasyon derinliği doğrudan cihazdaki bir komparatörle ölçülür. Çeşitli malzemeleri test etmek için farklı boyutlarda girintiler mevcuttur. Rockwell sertlik değeri (RHN olarak kısaltılır), kullanılan girinti ve yüke göre belirlenir. Girinti derinliğinin doğrudan okunmasıyla Rockwell testinin kullanım rahatlığı, bu testin endüstride yaygın olarak kullanılmasına yol açmıştır. Ancak ne Brinell testi ne de Rockwell testi kırılğan malzemeler için uygun değildir ⁽⁴⁶⁾. Rockwell sertlik testi diş hekimliğinde daha çok viskoelastik materyallerin sertlik değerini ölçmede kullanılır ⁽⁴⁷⁾.

Shore sertlik ölçüm testi: Ölçüm için kalıcı iz bırakmayan elastomerler içindir. Bunun yerine, bu test, 0 (yumuşak) ile 100 (sert) arasında bir ölçek kullanarak belirli bir kuvvet tarafından oluşturulan malzemede bir girintinin derinliğini ölçer. Testin prensibi de girintiye karşı direnç üzerine kuruludur. Sertlik değeri, girinti noktasının malzemeye nüfuz etme derinliğine bağlıdır. Bu sertlik testi esas olarak ekstraoral maksillofasiyal materyallerin sertliği için kullanılır (46).

Mohs sertlik ölçüm testi: Bir materyalin, başka bir materyal tarafından kazınmaya nasıl bir direnç göstereceğini Mohs sertliği tanımlar. Bu test, sertliği tanımlanmış veya sertliği bilinen bir madde ile yüzeyin kazınıp kazınmadığının gözlenerek yapılır. Pürüzsüz bir yüzeyin kazıma ve abrazyon direncinin kaba bir ölçümüdür ve 1-10 arası değerlerden oluşan skalalar ile belirtilir ⁽⁵²⁾.

Barcol sertlik ölçüm testi: Barcol sertlik ölçüm testinde yay şeklinde, yüklenebilir, sivri bir çelik uç yüzeye penetre edilir ve yüzeyin penetrasyon direnci ölçülür. Materyal yüzeyinden içeriye penetre olan ucun penetrasyon derinliği, mutlak Barcol sayılarına dönüştürülür. Örnekler, 10 kg'lık sabit bir yük uygulayacak şekilde dizayn edilen Barcol Impressor olarak isimlendirilen, elle tutulan sertlik ölçerin batıcı ucunun alt kısmına yerleştirilir. Cihazın üzerindeki gösterge maksimum değere ulaşana kadar materyale uniform bir basınç uygulanır. Gösterge 0 ve 100 arasında hazırlanmış bir skala üzerinde direkt bir değer verir. Plastik endüstrisinde oldukça yaygın kullanılan Barcol sertlik değerleri, rezinlerin polimerizasyon derecesini belirlemek için de kullanılmaktadır ⁽⁵³⁾.

Nano-indentasyon: Diş hekimliğinde kullanılan birçok materyal mikro yapıdadır ve bu mikro yapıların özelliklerini doğru bir şekilde ölçüm yapabilmek için daha küçük boyutlarda iz bırakabilecek test metotlarına ihtiyaç duyularak son yıllarda nano-indentasyon teknikleri geliştirilmiştir. Atomik Kuvvet Mikroskobu (AKM), taramalı prob mikroskobu altında yer alan en bilinen yüzey inceleme teknikleri arasında yer alır. Sistem temel olarak silikon veya silisyum nitritle (Si₃N₄) kaplanmış keskin bir iğne ucun, piezo elektrik kontrol elemanlarıyla incelenecek yüzeyde üç boyutta (x,y,z eksenleri) hareket ettirilmesiyle yapılır. Örnek yüzeyinin üç boyutlu görüntüsü bilgisayar ekranına aktarılarak yüzeyin topografisi nanometre seviyesinde belirlenir (47, 54).

2.8 Dentin Mikrosertliğinin Belirlenmesinde Vickers ve Knoop Mikrosertlik Testlerinin Yeri

Sertlik, diş hekimleri tarafından çürük dokunun uzaklaştırılması sırasında çıkartılmak istenen dentinin ayırt edilmesi için sıklıkla kullanılan bir kriterdir. Sertlik, lezyonun lezyonun derinliği boyunca değişen bir unsurdur. Lezyonun DEJ sınırından başlayıp ilerleyen cephesine, yani pulpaya doğru ilerledikçe, sertlik kademeli olarak artar ve sağlam dentinde bir zirveye ulaşır.

Dentinin göreceli sertliği, uzun zamandır enfeksiyon derecesi ile ilişkilendirilmiştir ve diş hekiminin uzaklaştırması gereken 'enfekte dentinin' yumuşak, nekrotik dış biyokütlesini ve belirli klinik durumlarda korunabilen iç, daha az enfekte ve onarılabilir 'etkilenmiş dentin'i ayırt etmesine olanak tanır (19, 55). Halihazırda, dental sond kullanarak son derece subjektif sertlik değerlendirmesinin ötesinde, çürük dentinin iki bölgesi arasındaki geçiş fazının bulunduğu bölgeyi klinik olarak tespit etmenin etkili bir yolu yoktur. Karşılaştırılabilir, nesnel nispi dentin sertlik ölçümleri genellikle in vitro olarak mikrosertlik girintileri (Vickers, Knoop) kullanılarak yapılır, bu da numunede minimum hasarla tekrarlanabilir veri setleri ile sonuçlanır (55, 56).

İn vitro çalışmalar, çürük lezyonunun bu farklı bölgelerinin özelliklerini ve sınırlarını belirlemek için standart bir ölçüm olarak doku sertliğindeki nispi değişiklikleri kullanarak çürük dentinin mekanik özelliklerine odaklanmıştır (56, 57). Dental endüstri ortakları, biyomateryal inovasyonu veya alternatif klinik çürük uzaklaştırma tekniklerinin geliştirilmesi için bu fiziksel sertlik ölçümlerine güvenmiştir (56, 58).

Ogawa ve ark. ⁽⁵⁵⁾ çürük dentini karakterize etmek için mikrosertliği kullanmıştır. Sertlik lezyonun dış kısmından (yüzeysel) iç pulpa yönüne doğru kademeli olarak artmıştır. Banerjee ve ark. ⁽⁵⁶⁾ çürük dentin lezyonunu Knoop sertlik değerlerine göre, çürükle enfekte dentin (CID) <25 KHN ve çürükten etkilenmiş dentini (CAD) 25–40 KHN arasında sınıflandırmıştır. Daha derin CAD ile karşılaştırıldığında hidroksiapatitin (HA) daha fazla çözünmesi nedeniyle CID daha yumuşaktır ⁽⁴¹⁾.

Bununla birlikte, Vickers veya Knoop mikrosertlik aletleri kullanılarak biyolojik doku sertliğinin fiziksel olarak ölçülmesinin birçok dezavantajı vardır. Bunlar, numunelerde doğrudan, geri dönüşü olmayan yapısal hasara neden olmak, böylece aynı noktalarda ve düşük çözünürlüklü veri setlerinde boyuna ölçümlerin alınmasını önlemektir. Çürükle enfekte dentin gibi yumuşak substratların doğru sertlik okumalarını elde etmede teknik zorluklar vardır. Ayrıca sertlik, lezyonun biyokimyası ile herhangi bir nedensel korelasyon olmaksızın dolaylı olarak dokunun sadece temel mekanik bütünlüğünü temsil eder ⁽⁴³⁾. Mineral seviyelerini daha ayrıntılı analiz etmek için alternatif deneysel metodolojiler mevcut olsa da, Knoop ve Vickers sertlik ölçümleri, ekskavasyon sınırlarını tanımlamak için göreceli dentin sertliğini kullanan dişhekimlerine doğrudan bir veri sağlar ⁽⁵⁶⁾.

2.9. Dental Adezivler

2.9.1. Adezyon

Adezyon terimi iki farklı yüzeyde bulunan moleküllerin temas etmesi sonucu moleküllerin birbirini çekmesi ile oluşan kuvveti tanımlamak için kullanılır. Bu iki farklı yüzeyi birbirine bağlayan ve adezyonu sağlayan substrata “adeziv”, adezivin uygulandığı yüzeye ise “aderent” adı verilir. Mine ve dentin adherent olarak kabul edilirken mine ve dentin ile adezivin birleştiği bölgeye ise ara yüz denilmektedir ⁽⁵⁹⁾.

Adezyon fiziksel, kimyasal ve mekanik bağlanma şeklinde sınıflandırılır. Fiziksel bağlanma iki yüzey arasında hidrojen bağları, Van der Waal's kuvvetleri ve elektrostatik etkileşimler ile oluşan zayıf bir bağlanmadır. Kimyasal bağlanma iki farklı yüzeyin atomları arasındaki etkileşim sonucu iyonik, kovalent veya hidrojen bağları ile oluşan bağlanmadır. Mekanik bağlanma geometrik ve reolojik etkiler ile oluşur. Yüzey pürüzlülüğü ya da mikroskobik düzeydeki porozitenin neden olduğu

mekanik retansiyon geometrik, materyalin akışkan özelliğinden dolayı bir pürüz etrafına yayılması ile büzülerek kilitlenmesi ise reolojik etkendir. Diş dokularında en çok mekanik bağlanma gözlenirken, fiziksel bağlanma zayıf, kimyasal ve mekanik bağlanma daha güçlü ve stabil bir bağlanmadır ⁽⁵⁹⁾.

2.9.2. Adezyon Mekanizması

Kimyasal çekim ve/veya mikromekanik kitleme ile gerçek bir adezyon bağlanmanın yolu onlarca yıldır aranmış ve yakın zamanda bulunmuştur. Restoratif materyallerin diş yapısına başarılı şekilde bağlanması için üç koşulun karşılanması gerekir:

1. Sağlam diş yapısı korunmalıdır,
2. Optimal retansiyon sağlanmalıdır,
3. Mikrosızıntı önlenmelidir ⁽⁴⁶⁾.

Diş sert dokuları ve çevre yapılar karmaşıktır. Bununla birlikte, diş yapısına bağlanmanın temel mekanizması, dişin mineral bileşeninin (hidroksiapatit) sentetik rezinlerle yer değiştirmesi olarak kabul edilebilir. Bu işlem iki adımı içerir:

- mikro gözenekler oluşturmak için hidroksiapatitin çıkarılması,
- rezin monomerlerinin mikro gözeneklere sızması ve ardından polimerizasyon ⁽⁴⁶⁾.

Bunun sonucunda, rezin tag denilen sert doku ile mikromekanik olarak kenetlenen, iç içe geçen bir yapı oluşur. Genel olarak, aşağıdaki faktörler adeziv bağların elde edilmesinde büyük veya küçük rol oynayabilir:

1. Yüzey enerjisi ve ıslanabilirlik,
2. Penetrasyon (bir hibrit bölgenin oluşumu),
3. Mikromekanik kitleme,
4. Kimyasal bağlanma ⁽⁶⁰⁾.

Islatma, tüm adeziv mekanizmalarının başarısı için gerekli ilk adımdır. Bir adeziv, yüzeyle yakın temas kurmadığı, substrat üzerine yayılmadığı, hava boşluklarını yerinden oynatmadığı ve kılcal çekim yoluyla mikroskobik, mikroskobik altı düzensizliklere nüfuz edemediği sürece, bu yüzeyle mikromekanik kilitler, kimyasal bağlar veya penetrasyon ağları oluşturamaz. Bu koşullar, ancak adezivin bağlanacak yüzeyi iyi ıslatabilmesi sonucu elde edilir. Islatma, ağız içi adezyon için esastır ancak

kalıcı bir bağlanma sağlamak için yeterli değildir. Mikromekanik kenetlenme mekanizması yoluyla güçlü bir bağlanma elde etmek için, ıslatıcı monomerler mineye tam olarak uyum sağlamalı ve mine yüzeyindeki düzensizlikleri doldurmalı ve/veya dentindeki demineralize kollajen ağına sızmalıdır ^(46, 60).

Adeziv içerisinde asidik veya şelat oluşturan fonksiyonel gruplara sahip monomerler mevcutsa, diş substratı ile kimyasal etkileşimler de olabilir. Fosfat (örneğin fenil-P) veya karboksil grubu (örneğin 4-META) içeren bazı asit monomerleri, kalan diş dokusunda kalsiyum ile kimyasal bağlar oluşturma potansiyeline sahiptir ⁽⁶¹⁾.

Genel olarak, ıslanabilirlik, substratların (örneğin, dentin, mine ve seramik gibi sentetik malzemeler) yüzey enerjisini artırarak geliştirilebilir. Temiz, mikro pürüzlü bir diş yüzeyi, pürüzlendirilmemiş diş yüzeylerinden daha yüksek yüzey enerjisine sahip olduğundan, organik adezivler bu tür bir yüzeyi ıslatabilir ve yüzeye yayılabilirler. Diş yüzeyindeki kirleticileri uzaklaştıran ve mikro gözenekler oluşturan asitle aşındırma tekniği, yüksek enerjili diş yüzeyleri oluşturmak ve adeziv monomerler tarafından ıslanmayı teşvik etmek için yaygın olarak kullanılmaktadır ⁽⁶²⁾.

2.9.3. Acid-Etch Tekniği ve Dentinin Asitlenmesi

Hem mine hem de dentin dokuları özellikle döner bir aletle mekanik olarak kesildiğinde, gevşek bir şekilde yüzeye tutunan *smear tabakası* olarak bilinen kalan dentin ve mine artıkları, bozulmuş kollajen ve ölü bakterilerin oluşturduğu amorf bir organik tabaka kalır ⁽⁶³⁾. Hem restoratif hem de endodontik tedavilerde önemli bir rol oynayan çeşitli kesme ve enstrümantasyon teknikleri ile smear tabakasının farklı miktarları ve nitelikleri üretilir. Dentinde, smear tabakası alttaki dentin tübüllerini ortaya çıkarır ve koruyucu bir etki olan dentin geçirgenliğini azaltır. Bu tabaka çok zayıf kohezyonu nedeniyle kolayca yüzeyden ayrılarak güçlü bağlanmayı engeller ⁽⁶⁴⁾. Bu nedenle, bağlanma için smear tabakasını uzaklaştırmak ve bozulmamış alt tabakayı ortaya çıkarmak amacıyla yüzeyi temizleyici, düzenleyici materyal ve prosedürler kullanılmalıdır. Hem mineden hem de dentinden smear tabakasını uzaklaştırmak için asitle aşındırma tekniği kullanılır. Alternatif olarak, dentinde, smear tabakası kısmen yerinde bırakılabilir veya adeziv rezinler bu tabaka içinden geçip alttaki sağlam dentin yapılarına bağlanacak şekilde smear tabakası modifiye edilebilir ⁽⁴⁶⁾.

Dentinin asitlenmesi, Fusayama'nın 1979'da total-etch tekniğini tanıtmaya kadarki süreçte çok fazla kabul görmemiştir. Tanıtılan bu yöntem için, hem dentin hem de

mine, aynı anda asitlenir. Fusayama bu çalışmayla, asit uygulamanın retansiyonu önemli ölçüde arttığını gösterdi ⁽⁶⁵⁾. Fakat o yıllarda dentin üzerinde asidik ajanların kullanılmasının ciddi pulpa hasarları oluşturabileceği düşüncesi yaygındı. Bu nedenle dentinin asit ile aşındırılmasına şüphe ile yaklaşıldı. Bu durum 1986 yılında Chan ve Jensen'in yaptıkları bir çalışma ile dentin yüzeyine %37 fosforik asit uygulandıktan sonra 0,4 mm kalınlığındaki dentin örneklerinde hidrojen iyon penetrasyonunun çok az olduğunu göstermesiyle tamamen reddedildi ⁽⁶⁶⁾.

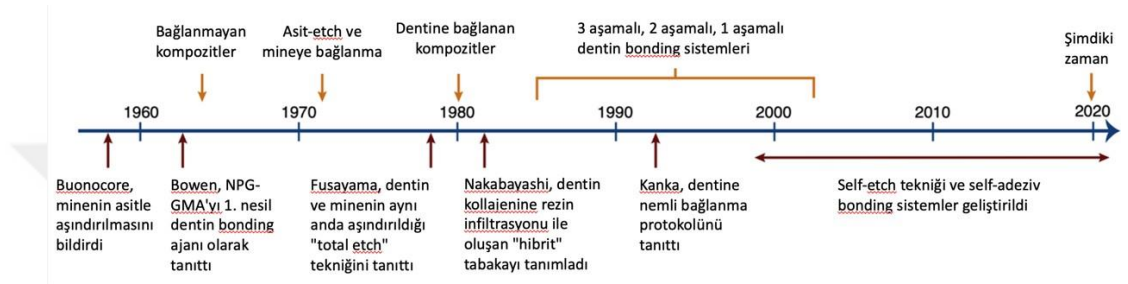
Nakabayashi ve ark. asitle aşındırılmış dentin yüzeyinde hidrofilik rezinlerin demineralize kolajen liflerinin arasına sızabildiğini ve yüksek kohezyon kuvvetine sahip bir rezin infiltre dentin tabakası oluşturduğunu ortaya koydu. *Hibrit tabaka* olarak bilinen bu yapı, rezin-hibrit tabaka ara yüzeyinde çok sayıda mikromekanik kilitlemeyle birlikte, polimer ve dentin kolajeninin iç içe geçmiş bir ağ oluşturmasıyla çok güçlü rezin bağları oluşturur ⁽⁶⁷⁾.

Dentin yapısının karmaşıklığı nedeniyle dentini aşındırma, mineyi aşındırma işleminden daha fazla tekniğe duyarlıdır. Dentin hacimce %50 kalsiyum fosfat mineralinden (hidroksiapatit), hacimce %30 organik maddeden (esas olarak tip I kolajen) ve hacimce %20 sudan oluşur. Asitle aşındırma, hidroksiapatiti birkaç mikron sağlam dentinden neredeyse tamamen uzaklaştırarak, suda asılı kalan mikro gözenekli bir kolajen ağını açığa çıkarır. Hidrofobik adeziv rezinlerle güçlü bir bağ oluşturmak için asitli minenin tamamen kuru olması gerekirken, hibrit bir tabaka oluşturmak için asitli dentin nemli olmalıdır. Asitlenmiş dentinde kalan su miktarı kritiktir. Yetersiz su varsa, kolajen ağı çökerek rezin sızmasını ve ardından hibridizasyonu önleyen nispeten geçirimsiz bir tabaka üretecektir. Eğer çok fazla su kalırsa, rezin infiltrasyonu, kolajen ağındaki suyu tam olarak yer değiştiremez ve sonuç olarak, bu yerlere sızıntı için ortam hazırlar. Bu nedenle, fazla suyu uzaklaştırırken hidratlı bir kolajen ağını korumak için bir hazırlama adımı gereklidir ⁽⁶⁸⁾.

2.9.4. Adezyonun Tarihsel Gelişimi ve Dentin Bonding Ajanları

- 1950 yılında Oskar Hagger, “Sevriton Cavity Seal” adını verdiği ilk dental adeziv ürününü geliştirdi. Bu bağlayıcı ajan gliserolfosforik asit dimetakrilat içeriyordu ve etkisi diş yapılarına kimyasal bağlanma yaklaşımına dayanıyordu ⁽⁶⁹⁾.

- 1955 yılına gelindiğine Buonocore mine yüzeyinin %85 fosforik asit ile aşındırılmasının mine akrilik rezin arasında kurulan bağlanma gücünü artırdığını bildirdi (63)a. Buonocore'un asitle aşındırma keşfi, mevcut akımı başlatan rezin bazlı simanlar ve restoratif malzemelerle dayanıklı bir mikromekanik tutucu arayüz oluşturabilen temiz, yüksek enerjili, pürüzlü mine yüzeyleri üretme kabiliyetine yol açtı ve bu da mevcut adeziv diş hekimliği çağını başlattı. Adeziv malzemelerin ve bağlama tekniklerinin geliştirilmesinde filizlenen bir büyümeye yol açtı (46).



Şekil 2.9.4.1. Dental bonding teknolojilerindeki önemli tarihsel dönüm noktaları ve olaylar (Shen C. ve ark. 2021 (46))

- 1965 yılında Bowen, N-fenilglisin (NPG) ve glisidil metakrilat (GMA) arasında gerçekleşen reaksiyon sonucu bir komonomer sentezledi. NPG-GMA adı verilen bu bileşiğin bir dentin bağlayıcı ajanı olabileceği belirtildi ve bu yeni komonomerin diş sert dokuları ile reaksiyona girdiği düşünüldü (70). NPG-GMA'nın bir ucunda şelasyon yoluyla hidroksiapatit (HAp) ile diğer uçta ise restoratif materyal ile bağlantı kurabileceği düşünülse de o dönemki teknoloji yetersizliği nedeniyle bu teori kanıtlanamadı (71).

-1979 yılında Fusayama, 60 saniye boyunca %40'lık fosforik asit ile mine ve dentinin pürüzlendirilmesiyle total-etch tekniğini tanıttı. Tanıtılan bu yöntem için, hem dentin hem de mine, tipik olarak aynı anda asitlenir. Fusayama bu çalışmayla, asit uygulamanın retansiyonu önemli ölçüde arttığını gösterdi (65). Fakat o yıllarda dentin üzerinde asidik ajanların kullanılmasının ciddi pulpa hasarları oluşturabileceği düşüncesi yaygındı. Bu nedenle dentinin asit ile aşındırılmasına şüphe ile yaklaşıldı.

-1982 yılında Nakabayashi ve ark. sitrik asit ve demir klorür içeren bir çözelti ile muamele edilmiş olan dentin yüzeyine 4-META bazlı bir adeziv uyguladıktan sonra adeziv arayüzünü taramalı elektron mikroskobu ile görüntüledi. Elde edilen

görüntülerde adeziv rezin monomerlerinin inter ve intratübüler dentin içine yayıldığı ve bu bağlanma arayüzünün altında aside dirençli bir tabaka oluştuğu görüldü ⁽⁶⁷⁾. “Hibrit Tabaka” adını verdikleri bu tabaka tarafından oluşturulan mekanik kilitlenmenin hem restorasyonun diş sert dokularına bağlanmasını hem de bağlanma sonrasında aşırı duyarlılığı önleyen sızdırmazlığı sağladığı gösterilmiştir ⁽⁷²⁾.

-1986 yılında Chan ve Jensen’in yaptıkları bir çalışma ile dentin yüzeyine %37 fosforik asit uygulandıktan sonra 0,4 mm kalınlığındaki dentin örneklerinde hidrojen iyon penetrasyonunun çok az olduğunu göstermesi sonucunda dentinin asitlenmesiyle pulpa hasarı oluşabileceği görüşü tamamen reddedildi ⁽⁶⁶⁾.

-1992 yılında Kanca ve Gwinnett dental adeziv işlemlerinin uygulanma aşamasında dentin yüzeyinin nemli tutulmasının bağlanma dayanımı üzerinde olumlu bir etki yapabileceğini bildirdiler ve wet bobding tekniğini tanıttılar ⁽⁷³⁾. Asit uygulanan dentin yüzeyinin hava ile kurutulması dentin içindeki kolajenlerin arasındaki boşlukların kaybına neden olmakta ve kolajenler arasında boşlukların olmayışı adeziv rezinin difüzyonunu engellemektedir. Bu durum ise hibrit tabakanın oluşumunu olumsuz etkiler. Aksine asit uygulanan dentin yüzeyi adeziv uygulama aşamasında hafif nemli bırakılırsa kolajenler arasındaki boşluklar korunacaktır. Bu sayede primer ve adeziv rezin monomerleri dentin içine diffüze olarak hibridizasyonu iyileştirecektir ⁽⁶⁸⁾.

-1994’te Watanabe ve Nakabayashi self-etch primerlerin ve self-etch adeziv sistemlerinin temelini attılar. İlk ticari sistem, ana asidik monomer olarak 2-(metakriloiloksietil)fenil hidrojenfosfat (Fenil-P) içeriyordu. Bu fonksiyonel monomerin monohidrojenfosfat grubu, hidroksiapatite kimyasal bağlanma için mine ve dentinin hazırlanmasından sorumluydu ⁽⁷⁴⁾.

- 2000’li yıllarda tanıtılan “tek aşamalı self-etch adezivler” veya “all-in-one” adeziv sistemlerin ardından bonding prosedürlerini basitleştirme yönündeki süregelen trend sonucu, birkaç yıl önce çok modlu universal adeziv ajanlar tanıtıldı. Günümüzde çeşitli özel amaçlar için dentin bağlayıcı maddelerle birlikte kullanılan bir hassasiyet giderici olarak glutaraldehit, 12-metakriloiloksidodesilpiridinyum bromür monomerleri (MDPB), paraben gibi antimikrobiyaller ile sekonder çürükleri önlemek için florür, kolajen bozulmasını önlemek için Benzalkonyum klorür ve klorheksidin gibi MMP inhibitörlerinin ek bileşen olarak adezivlere ilave edilmemesiyle adeziv ajanlar geliştirilmeye devam etmektedir ⁽⁴⁶⁾.

Dental bonding ajanları, mekanik kuvvetlere ve büzülme stresine dayanacak Şekilde restoratif kompozitler ve diş yapısı arasında yeterince güçlü bir arayüz sağlamak üzere tasarlanmıŐtır. Hem dentinin hem de minenin aynı anda pürüzlendirildiği total-etch konseptinin baŐlangıcından bu yana, mine bonding ajanların yerini dentin üzerinde kullanılan aynı sistemler almıŐtır. Avantajı, rezini aynı anda hem mineye hem de dentine bağlayabilmesidir, bu da bağlanma gücünde önemli gelişmelere yol açar. Dentine güçlü, kalıcı bağlar üretebilen adeziv sistemler arayıŐında çok sayıda kimyasal formül araŐtırılmıŐ, geliştirilmiş ve pazarlanmıŐtır. Bu nedenle tartıŐmanın odak noktası dentin bonding ajanlarıdır. Başarılı bir dentin bağlama sistemi birkaç gereksinimi karŐılamalıdır: ⁽⁴⁶⁾

1. Mine ve dentinden smear tabakasının yeterli düzeyde uzaklaştırılması veya çözülmesi
2. Dentin kolajen matrisinin onarımı veya yeniden oluşturulması
3. İyi ıslatma ve kolajen matrisine etkin monomer penetrasyonu
4. Hibrit bir tabaka oluşturmak için kolajen ağ içinde polimerizasyon
5. Resin kompozit matrisi ile kopolimerizasyon

2.9.5. Adeziv Sistemlerin Klinik Uygulama Sınıflaması

Total Etch (Etch & Rinse) Sistemler:

Asitlenen ve yıkanan adeziv sistemleri, çok nesilli resin bağlama sistemlerinin en eskisidir. Bu sistemlerde adezivlerin mekanik olarak bağlanmalarını sağlamak amacıyla ilk adımı asit uygulama ve yıkama işlemi oluşturur ⁽⁷⁵⁾. Asit uygulanması ile yoğun bir Şekilde mineralize olan peritübüler dentinin demineralizasyonu ile tübül ağızları huni Şeklinde açılır ⁽⁷⁶⁾. Asit uygulamana adımından sonra primerin ve bonding ajanının ayrı ayrı veya bir ŐiŐe içerisinde uygulanmasıyla teknik tamamlanır.

Etch & Rinse tekniği teknik hassasiyet gerektiren bir yöntemdir, çünkü aşırı kurutulmuŐ dentin, demineralize kolajen liflerinin çökmesine ve lifler arasında düşük monomer difüzyonuna neden olarak, iŐlevsel olarak uygun bir hibrit tabakanın (HL) oluşumunu engeller. Problem çoğunlukla asitleme aŐamasının kendisiyle ve bağlama protokolündeki suyun görünüŐte antagonistik rolüyle ilgilidir. 'AŞırı nemli' koşullar adezivin hidrofobik ve hidrofilik bileşenleri arasında faz ayırımına neden olarak, resin

dentin ara yüzeyinde kabarcık ve globül benzeri boşlukların oluşmasına neden olabilir (77).

- Üç aşamalı etch and rinse sistemler: diş dokusunun %30-40 konsantrasyonda fosforik asitle pürüzlendirilmesini, bunun ardından hidrofilik rezin ve solvent içeren primer uygulamasını içerir. Primerin solventi buharlaşır ve adeziv rezin uygulanıp polimerize edilir (78).
- İki aşamalı etch and rinse sistemler: üç aşamalı sistemdeki gibi fosforik asit ve yıkama uygulamasını içerir. İki aşamalı sistemde primer ve adeziv rezin birlikte uygulanır ve rezin kompozit uygulanmadan önce ışıkla polimerize edilir (78).

Self Etch Sistemler:

Self-etching adeziv sistemler, smear tabakasını kaldırmadan sadece modifiye ederken smear tabakasının altındaki dentini de kısmen demineralize ederler (74). Ayrı bir basamakta asitleme ve yıkama işlemi gerektirmeyen bu sistemler mine ve dentini eş zamanlı demineralize eden ve primerin infiltrasyonunu sağlayan asidik monomerler içerdiklerinden dolayı klinik uygulama zamanları da daha kısadır (75). Asitleme ve yıkama işlemi yapılmadığından smear tabakası ve demineralizasyon ürünleri ortamdan uzaklaşmaz, adeziv rezin içerisine dahil olur. Asitleme ve rezin infiltrasyonu eş zamanlı olduğundan eksik infiltrasyon olasılığı düşüktür ya da yoktur, bu nedenle de hastada post operatif hassasiyet oluşumu daha azdır veya yoktur (75). Self-etch adeziv sistemleri ayrı bir asit uygulama adımı ve durulama sonrası nemli kontrol gerektirmediğinden, basitleştirilmiş adeziv materyaller olarak kabul edilirler. Geleneksel asitlenen ve yıkanan sistemlerine göre daha az teknik hassasiyet gerektirirler (79).

- İki aşamalı self-etch sistemler: Birinci aşamayı asidik monomer ilave edilmiş hidrofilik primer solüsyonu, ikinci aşamayı ise hidrofobik bonding ajan uygulaması oluşturmaktadır. Asidik primer uygulanmış yüzeye bonding ajan uygulandıktan sonra her iki tabaka birlikte ışıkla polimerize edilir (80).
- Tek aşamalı (All in one) self-etch sistemler: Bu sistem asit, primer ve adeziv rezinin tek seferde uygulanmasıdır (78).

Universal (Multimode) Sistemler:

Temelde tek basamaklı self-etch adezivler olan universal adezivler, mine ve dentinin asitlenmesinin ardından da kullanılabilirler için universal veya multimode sistemler olarak da adlandırılırlar. Klinisyenler bu adezivleri tercihine göre total etch, self etch veya sadece minenin fosforik asitle pürüzlendirildiği “selective etch” tekniği ile kullanabilirler. Adezivler arasındaki benzerliklere rağmen, universal adeziv bileşimi, dental substratlara kimyasal ve mikromekanik bağ adezyonu üretebilen monomerlerin dahil edilmesiyle mevcut SE sistemlerinden farklıdır ⁽⁸¹⁾.

Dental adeziv sistemlere fonksiyonel monomerlerin dahil edilmesi, dental substratlarla kimyasal etkileşimi teşvik eder ve sadece mikromekanik adezyon ile karşılaştırıldığında daha yüksek adezyon kuvvetleri ile sonuçlanır. Kimyasal yapısı, yapışmaya elverişli bir polar davranışa izin veren 10-MDP monomeri, aynı zamanda, MDP-kalsiyum tuzlarının oluşumu yoluyla kolajen liflerinin korunmasını da destekler ⁽⁸²⁾. MDP ve hidroksiapatit arasında kurulan yoğun kimyasal etkileşim, MDP'nin adsorpsiyonu tarafından indüklenen hidroksiapatitin yüzeysel çözünmesine ve ardından diğer fonksiyonel monomerler tarafından üretilen tuzlardan daha düşük çözünürlüğe sahip MDP-Ca tuzlarının birikmesine bağlanır ⁽⁸³⁾. Monomer seçim kriterleri, kalsiyum tuzu stabilitesi, substratın ıslanması ve kopolimerizasyon davranışı gibi özellikleri içermelidir ⁽⁸⁴⁾.

Çeşitli çalışmalarda total etch ve self etch sistemlerle karşılaştırıldığında, universal sistemlerin bağlanma dayanımını başarılı yönde değiştiren 10-MDP monomeri bazı adezivlerde bulunur. Bu durumun universal adezivlerde 10-MDP'nin hidroksiapatitlere kimyasal olarak bağlanmasıyla sağlandığı iddia edilmektedir. 10-MDP monomeri kolajen fibrillerin etrafında, sağlam hidroksiapatitin kalsiyum iyonlarıyla iyonik bağ kurması sonucu hidrolitik bozulmaya karşı dirençli 10-MDP-Ca tuzları oluşturur ^(85, 86).

MMP'lerin hibrit tabakada bozunmaya sebep olduğu kabul edildikten sonra MMP inhibitörlerinin kullanımı ortaya çıkmıştır. Bu inhibitörlerin kullanımıyla bağlanma dayanımının arttığı ve hibrit tabakada bozulmanın azaldığı çeşitli çalışmalarda gösterilmektedir ⁽⁸⁷⁾. Klorheksidin (CHX), tetrasiklin, galardin, benzalkonyum klorür ve kuaterner amonyum gibi antibakteriyel ajanların metakrilatların bağlanma dayanımı üzerinde olumlu etkiler gösterip göstermediği test edilmiştir. Bu MMP

inhibitörlerinin hepsinin bağlanma dayanımına olumlu etkisi olduğu ancak içlerinde en çok MMP-2, MMP-8 ve MMP-9'u etkili bir şekilde inhibe eden CHX'in tercih edildiği bildirilmektedir ⁽⁸⁸⁾. CHX'in MMP'leri inhibe etme kabiliyetinin bağlanma özelliklerinden kaynaklandığı varsayılmaktadır ⁽⁸⁸⁾. CHX, ya sulu çözeltisi ayrı bir primer gibi kullanılarak ya da etch and rinse (ER) ve self etch (SE) adeziv sistemlerinin bileşenlerinden primer ⁽⁸⁹⁾ veya ^(90, 91) adezive eklenerek çok sayıda in vitro ve in vivo çalışmada araştırılmıştır.

Üreticiler tipik olarak üniversal adezivlerin mine ve dentin yüzeyinde kullanımı dışında metallere, zirkonyum, porselen ve kompozitlere bağlanmada uyumlu olduğunu belirtmektedir. Bununla birlikte, bazı üniversal adeziv üreticileri, porselen ve aktivatör veya özel primerlerin kullanılmasını hala tavsiye etmektedir ⁽⁹²⁾.

Üniversal adezivlerin en büyük avantajı diş hekiminin klinik duruma göre uygulama yöntemini seçmesine olanak sağlamasıdır. Restorasyonun mineye güçlü bir şekilde bağlanması gerektiğinde veya sklerotik dentin durumunda, fosforik asit jeli ardından üniversal adezivi kullanabilirler. Çok genç hastalarda, ulaşması zor dişlerde veya koopere olmayan hastalarda zaman kısıtlılığı nedeniyle sadece self-etch tekniği ile üniversal adezivi kullanmayı tercih edilebilir ⁽⁹²⁾.

2.10. Hibrit Tabakanın Yaşlanması ve İn-Vitro Çalışmalarda Yaşlandırma Yöntemleri

Dental materyallerdeki hızlı gelişmelere rağmen zamanla hibrit tabakadaki bozulma sorunları hala çözülememiştir. MMPler ve sistein katepsinleri gibi dentin endojen enzimleri, belirli dental prosedürlerin uygulanmasından sonra kalan kolajen fibrillerini parçalayarak hibrid tabakanın yaşlanma sürecini hızlandırabilir ⁽⁹³⁻⁹⁵⁾. MMPler, dentin ekstraselüler matrisinin hemen hemen tüm bileşenlerini parçalayabilen Zn^{+2} -ve Ca^{+2} bağımlı enzimlerdir ⁽⁸⁸⁾. Şimdiye kadar, dentinde birkaç MMP tespit edilmiştir. Bu enzimler dentin gelişimi sırasında aktiftir, daha sonra mineralize dentin içinde sıkışıp kalırlar ve inaktif olurlar. Bununla birlikte, adeziv prosedürler veya çürük ile yeniden aktive olabilirler. Ayrıca, dentin MMP'lerinin ve sistein katepsinlerinin sinerjik etkisinin bu hibrit tabakanın yaşlanma sürecine katkıda bulunduğu düşünülmektedir ⁽⁹⁶⁾.

Bağ kuvvetinin zamanla değişimi, klinik yaşam süresinin önemli bir göstergesidir ve in vitro hızlandırılmış yaşlanma testleri ile değerlendirilebilir ⁽⁹⁷⁾. İn-vitro çalışmalar, ağız boşluğundaki koşulları tam olarak simüle edemese de, dişlerin ve/veya restorasyonların yaşlanma prosedürleri yoluyla ağız boşluğu ortamını bir dereceye kadar simüle edebilirler. Ancak hedeflenen amaç için en iyi in vitro yaşlandırma yönteminin hangisi olduğu konusu tartışmalı bir konudur ⁽⁹⁷⁾.

Transmisyon elektron mikroskobu (TEM) gözlemleri, hibrit tabakadaki kolajen fibrillerinin, azalan bağ kuvveti ile aynı anda bozulduğunu göstermiştir, bu da hibrit tabaka bozulmasının dentin-bağ bütünlüğünün yaşlanmasına katkıda bulunduğunu düşündürmektedir. Bu muhtemelen hibrit tabaka kolajenini denatüre eden MMP'lerin aktivasyonundan kaynaklanmaktadır ⁽⁴⁶⁾.

Uzun süreli klinik başarı elde etmek için başka bir gereklilik, hidrolitik stablitedir (su ile kimyasal bozunmaya karşı direnç). Bir adeziv monomerin diş sert dokusunu ıslatması ve aynı zamanda ağzın nemli ortamında dayanıklı bir bağ oluşturması için, hem hidrofilik hem de uzun ömür sağlamak için hidrolitik olarak stabil olması gerekir ⁽⁴⁶⁾.

2.10.1. Suda Bekletme ile Yaşlandırma

Literatürde en sık kullanılan yaşlandırma yöntemi, distile suda oda sıcaklığında (25°C) veya 37°C'de örneklerin bekletilmesidir. Bu yöntem genellikle bir adeziv rezin ile dentin ara yüzünün stabil kalacağı süreyi ve zamanla bağlantıda gözlemlenen değişiklikleri tahmin etmenin bir yolu olarak kabul edilmektedir ⁽⁹⁸⁾.

Rezin kompozitlerin suda bekletilmesi, rezin matrisinin polimer zincirindeki ester bağlantılarının hidrolitik bozunmasının bir sonucu olarak su emilimine ve çözünürlüğe yol açar ⁽⁹⁹⁾. Dental rezinlerin su emme/çözünürlük özellikleri, suda kısa ve orta süreli bir depolamanın ardından mekanik davranışlarıyla ilişkilendirilmiştir ⁽¹⁰⁰⁾. Rezin bazlı materyallerin su etkilerine duyarlılığı, rezin matrisini oluşturan farklı monomerlerin hidrofilik doğası dışında, polimer çapraz bağlanma derecesine bağlıdır ⁽¹⁰¹⁾.

Suda bekletme yöntem ile su iyon difüzyonuna bağlı olarak adezivin mekanik özelliklerinde azalma, nanosızıntı, monomer ve kolajen yapılarında hidroliz sonucu adezivlerin bağlanma dayanımlarında düşüş gerçekleşmektedir ⁽¹⁰²⁾.

2.10.2. Ultraviyole (UV) Işık ile Yaşlandırma

Yaşlandırma cihazında hızlandırılmış bir yapay yaşlandırma yöntemi olarak örneklere belirli bir mesafeden UV ışığının uygulanması ile yapılan ve yaygın olarak kullanan bir yöntemdir. Bu yöntem genellikle renk değişikliği çalışmalarında kullanılır. Yaşlanma sürecin ilk 300 saatinde meydana gelir ve bu 1 yıllık klinik çalışma süresine eşittir ^(103, 104).

2.10.3. Oklüzal Yükleme ile Yaşlandırma

Restoratif materyallerin ağızda maruz kaldığı çiğneme kuvvetlerinin “yaşlanma” etkilerini simüle etmek amacıyla, örneklere statik veya dinamik kuvvetlerin belli bir frekansla döngüsel olarak uygulanması ile yapılan in vitro bir yaşlandırma yöntemidir ⁽¹⁰⁵⁾.

2.10.4. pH Döngüsü ile Yaşlandırma

Ağız ortamındaki pH; dentin sıvısındaki asidik bileşenlere, bakteri metabolizmasına, tükürüğe ve yeme-içme alışkanlıklarına bağlı olarak değişmektedir. Asit-baz uygulamaları, ağız içinde oluşan bu pH değişikliklerini taklit etmek ve bu değişikliklerin adeziv-dentin arayüzüne olan etkisini değerlendirmek için uygulanan bir yaşlandırma yöntemidir ⁽¹⁰⁶⁾.

2.10.5. Sodyum Hipoklorit (NaOCl) Solüsyonu ile Yaşlandırma

Bağ dayanıklılığını değerlendirmek için yakın zamanda tanıtılan bir yöntem, adeziv arayüzünü sulu bir sodyum hipoklorit çözeltisine (%10'luk NaOCl) maruz bırakmaktır. Kusurlu rezin infiltrasyonu durumunda rezin tarafından korunmayan kollajen fibrillerin, in vivo bozunmuş rezin-dentin bağlarının deproteinize olmalarını, in vitro koşullarda simüle etmek için hızlı bir yöntemdir ⁽¹⁰⁷⁾.

2.10.6. Termal Döngü ile Yaşlandırma

Termal döngü, restoratif materyallerin, dişlerin farklı sıcaklıkta yiyecek ve içecek tüketilmesiyle ağız içindeki ısısal değişimler sonucu maruz kalacağı termal stresi in-vitro olarak simüle ederek örneklerin kısa sürede yaşlanmasını sağlamayı amaçlayan bir yöntemdir ⁽¹⁰⁸⁾. Ancak dental restoratif materyallerin yapay yaşlanması için

standart bir protokol mevcut değildir. Birkaç araştırmacı, sıcak ve soğuk yiyecekler yerken ağızdaki sıcaklık dalgalanmalarını ölçmüştür ⁽¹⁰⁹⁾. Literatür gözden geçirildiğinde, 5°C ile 55°C arasındaki termal döngü numunelerinin ağızdaki oral sıcaklık dalgalanmalarını kapsamak için uygun bir aralık olduğu görüşü yaygındır ⁽¹¹⁰⁾.

2.11. Dentin Adezivlerinin Bağ Dayanımı Ölçümü ve Bağ Dayanımı Testleri

Dentin adezivlerinin etkinliğinin değerlendirilmesi, genellikle, bağlanan test numunelerinin kırılma meydana gelene kadar makaslama veya gerilim altında yüklenmesiyle belirlenen bağ kuvveti ile yapılır. Bu tür testler, adezivlerin in vivo olarak nasıl performans göstereceğine dair yalnızca dolaylı kanıtlar sunar. Belirli bir malzeme için bağlanma kuvveti hakkında yayınlanan veriler, genellikle yüksek standart sapmalarla birlikte büyük ölçüde değişir. Bu geniş varyans, varyasyon katsayısı (standart sapma/ortalama) ile daha iyi tanımlanır ve su içeriği, smear tabakasının varlığı veya yokluğu, dentin geçirgenliği, tübüllerin oryantasyonu gibi dentin yüzeyindeki doğal varyasyonlara ve in vitro test tasarımındaki farklılıklar ile arayüze bitişik stres dağılımına atfedilir. Başarılı bir bağlanma sağlamak için gereken minimum güç konusunda bir söz birliği olmamasına rağmen, makul bir hedef olarak 20 MPa veya daha yüksek bir değer önerilmiştir ⁽⁴⁶⁾.

Mevcut dentin bağlayıcı ajanlar, klinik başarısızlık bölgesini arayüzden restorasyona bitişik dentin içine veya bazı durumlarda arayüze bitişik restorasyonun içine kaydırmaya yetecek kadar yüksek bağlanma kuvvetlerine sahip olabilir. Bu nedenle, doğal bağ kuvvetinin artık bağlı restorasyonların etkinliğindeki sınırlama olmadığı açıktır. Şimdi sınırlayıcı faktör, en azından büyük restorasyonlar için, rezin bazlı kompozitin kendisinde polimerizasyon büzülmesi sırasında üretilen indüklenen gerilimler gibi görünmektedir. Arayüzde azaltılmış polimerizasyon stresine sahip birkaç ürün yakın zamanda piyasaya sürülmüştür ve daha fazla stres azaltma yolları araştırılmaktadır. Bunun sonucunda bu durum önemli bir klinik problem olmaktan çıkabilir ⁽⁴⁶⁾.

Bağlanma dayanım testleri makro veya mikro düzeneklerle gerçekleştirilebilir. Adeziv materyallerin bağlanma performansını değerlendirmek için genellikle gerilim (tensile) ve makaslama (shear) testleri uygulanır. Günümüzde materyallerin bağlanma performansının geliştirilmesinde mikro gerilim bağ testleri ve mikro makaslama bağ testleri yaygın olarak kullanılmaktadır. Bağlanma testlerinin en önemli avantajı,

materyallerin bağlanma dayanımlarının karşılaştırmalı olarak yapılabilmesine olanak sağlamasıdır ⁽¹¹¹⁾.

2.11.1. Makro Makaslama Bağlanma Dayanımı (SBS) Testi

İlk olarak 1965 yılında Bowen tarafından kullanılan bu test yönteminde yeni üretilen bir dental adeziv sistemin etkinliği test edilmesi gerektiğinde sıklıkla başvuru olan bir test yöntemidir ^(112, 113). Bu testte iki farklı malzeme bir adeziv ile birbirine bağlanır ve makaslama yük modu ile yüke maruz bırakılır ve test edilen malzemenin başarısızlık öncesi dayanabildiği maksimum yük, makro makaslama bağlanma dayanımı değeridir. SBS testi kullanılarak yeni geliştirilen dental adeziv sistemlerin test edildiği çalışmalarda ise başarısızlık genellikle adezivin altında yer alan tabakada koheziv başarısızlık şeklinde görülmektedir. Bunun nedeni uygulanan makaslama yükü sonucunda gerilmenin daha çok diş substratında yoğunlaşması ile önce bu bölgede kırılmaların görülmesidir ^(114, 115).

2.11.2. Makro Gerilim Bağlanma Dayanımı (TBS) Testi

Bu test yöntemi genellikle simanların seramik, metal vb. sert malzemelere bağlanma gücünü tespit etmek için kullanılmaktadır. Sıklıkla kullanılan bir test olmamakla birlikte makro makaslama bağ dayanımı testlerine göre daha homojen bir gerilme oluşumunu sağladığı için kırılmaya neden olan kuvvetin daha doğru tespit edildiği düşünülmektedir ⁽¹¹⁶⁾. TBS testlerinde yük örneklerin her iki tarafından uygulanır ve uygulanan bu kuvvetler arayüzün bağlanma eksenine dik olarak ayarlanmalıdır, çünkü ayarlanmazsa yüklenecek kuvvet sonucunda eğilme kuvvetleri ortaya çıkabilir ve hatalı sonuçlar elde edilir.

2.11.3. Mikro Makaslama Bağlanma Dayanımı (μ SBS) Testi

İlk kez 2002 yılında tanıtılmış olan mikro makaslama bağ dayanımı testleri 3 mm² veya daha az enine kesite sahip alanların test edilmesine olanak sağlamaktadır ^(117, 118). Genellikle bir malzemenin mineye ve dentine bağlanması sonucu elde edilecek bağlanma dayanımını test etmek için kullanılmaktadır. Bunun yanı sıra cam iyonomerin substrat olarak kullanıldığı çalışmalarda da kullanılan bir test yöntemidir ⁽¹¹⁹⁾. Kolay uygulanabilmesi ve bir diştten çok sayıda örnek elde edilebilmesi bu test yönteminde avantajlarıdır 0,7 milimetre (mm) çapında oldukça ince bir silindirik

kompozit yapı daha kalın bir adeziv tabaka ile birleşmiş olarak blok şeklinde uygulanır (120).

2.11.4. Mikro Gerilim Bağlanma Dayanımı (μ TBS) Testi

Sano ve ark. (121) tarafından, 1994 yılında ilk kez tanıtılan mikrogerilim bağlanma dayanım testi çok küçük (1 mm^2 alana sahip) yüzeylerde gerilim bağlanma dayanımına izin veren, yapılan çalışmalarla geleneksel yöntemlere kıyasla stres dağılımını daha iyi sağladığı ortaya koyulan bir test yöntemidir. Mikrogerilim bağlanma dayanımı testi diş sert dokusu ile adeziv tabaka arasındaki bağlanma dayanımını ölçebilen güvenilir bir test yöntemidir (122). Ayrıca bu test yöntemi normal dentin, çürükten etkilenmiş dentin, sklerotik dentin, farklı kavite tiplerinin farklı derinlikleri gibi çeşitli farklı koşul ve bölgelerde elde edilen bağlanma değerlerinin test edilmesine imkan sağlamaktadır (123).

Mikrogerilim testinde, diş dokusuna adeziv ve kompozit uygulanmasıyla bağlantı sağlanmasının ardından hassas kesme cihazı ile elmas diskler kullanılarak yüksek hızda ve su soğutması altında hazırlanan dişler kesilerek ortalama 1 mm kalınlığa sahip levha şeklindeki örnekler elde edilir. . Levhalar farklı test yöntemlerinde kullanılmak üzere, 1 mm^2 alana sahip ya kum saati örnekleri oluşturmak için trimlenir ya da stikler oluşturmak için daha fazla kesitlendirilir. Hazırlanan örneklerin uzunluğu 10-24 mm arasında olmalıdır. Numune hazırlama, makro testlerden daha zorlu ve hassastır çünkü elmas diskler kullanılarak birleştirilmiş arayüzden ince levhalar üretilmesini ve ardından stikler elde edilmesini gerektirir. Yapılan bu ekstra hazırlık uygulanan yük sonucu oluşan gerilmenin adezyonun sağlandığı alanda yoğunlaşmasını sağlamaktadır (124, 125).

μ TBS testinin avantajları şu şekilde sıralanabilir: (113, 126)

- Seçilmiş özel bir bölgenin bağlanma dayanımının ölçümüne olanak sağlar.
- Çok küçük ve düzensiz alanların bağlanma dayanımlarını test etmeyi sağlar.
- Ara yüz bağlantı alanı en aza indirildiği için kuvvet uygulaması sırasında daha iyi stres dağılımı oluşur.
- Diğer geleneksel test metotlarından farklı olarak daha çok adeziv, daha az koheziv başarısızlık tipi görülür.

- Arayüz bağlanma dayanımı çok yüksek değerlerde ölçülebilir.
- Tek bir dişten çok sayıda örnek hazırlanabilir ve aynı örnek üzerinde farklı araştırma konularının incelenmesi yapılabilir.
- Sağlam dentin, çürükten etkilenmiş dentin, sklerotik dentin, gibi farklı subsrat yüzeylerine bağlanmaların karşılaştırılmasına olanak sağlar.

µTBS testinin dezavantajları şu şekilde sıralanabilir :^(113, 126)

- Yoğun bir emek sarf etmek gerekmektedir.
- Teknik hassasiyet gerektiren zorlu bir test yöntemidir ve özel ekipmana gereksinim vardır.
- Örneklerin zarar görme ihtimali vardır, örnekler çok küçük olduğu için kolaylıkla dehidratasyona ve test öncesi başarısızlığa uğrayabilir.
- 5 MPa'dan daha düşük olan bağlanma dayanımını ölçmek zordur.

2.12.Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

Taramalı elektron mikroskobu, geniş bir alan derinliği ve büyütme aralığı sağladığı için biyolojik materyallerin incelenmesi için ideal bir araçtır. SEM, numunenin en üst 1 µm'sinin yüzey topografyası, kristal yapısı, kimyasal bileşimi ve elektriksel davranışı hakkında bilgi sağlayabilir ⁽¹²⁷⁾.

Dental restoratif materyallerin yüzey özelliklerinin incelenmesinde SEM sıkça kullanılan bir yöntemdir ⁽¹²⁸⁾. Yüksek vakumlu SEM analizi için, dehidrasyon büzülmesine bağlı artefakt oluşumunu önlemek için uygun doku hazırlığı gereklidir. Hazırlama teknikleri, ardışık fiksasyon, dehidrasyon, kurutma ve yüksek konsantrasyonlu asitler kullanılarak demineralizasyon yoluyla alttaki dentinin tamamen veya kısmen çözülmesinin sağlanmasının ardından elektron iletken bir malzeme ile kaplamayı (püskürtme) içerir. Bahsedilen hazırlama ve sabitleme teknikleri zaman alıcıdır ve büzülme artefaktları riskini taşır ^(129, 130). Büzülme artefaktlarının meydana gelmesi hibrit tabaka kalınlığının ve morfolojisinin yetersiz görüntülenmesine yol açar.

2.13. Konfokal Lazer Taramalı Mikroskop (CSLM)

Konfokal lazer taramalı mikroskobu (CSLM), hidratlanmış, canlı veya cansız, fikse numunelerin invaziv olmayan yüksek çözünürlüklü, üç boyutlu görüntülerini

üretebilen bir yöntemdir ⁽¹³¹⁾. Bu amaç için, farklı çalışma mesafelerine ve çözünürlüklerine sahip çok çeşitli objektif lensler mevcuttur. Örnekler genellikle floresan belirteçlerle (marker) işaretlenir. Geniş alan mikroskopu tekniklerinin aksine, mikroskop 'odak dışı' floresan bilgilerini filtreler. Sadece odak düzlemine çok yakın olan floresan bilgileri kaydedilir ve bu şekilde çözünürlük geniş alanlı tekniklerden çok daha iyi olabilir ⁽¹³¹⁾.

Rezin/dentin arayüzünün mikromorfolojik değerlendirmeleri çeşitli gözlem teknikleri kullanılarak gerçekleştirilebilir. Transmisyon elektron mikroskobu (TEM) yanında en sık kullanılan mikroskopi yöntemleri taramalı elektron mikroskobu (SEM) ve konfokal lazer taramalı mikroskobu (CLSM) dur.

Konfokal lazer taramalı mikroskobu (CSLM), adeziv diş hekimliğinde dentin-adeziv arayüzünün mikromorfolojik özelliklerini görselleştirmek için kullanılmıştır ⁽¹³²⁾. Bu yöntem, numunelerin nemli bir ortamda vakumsuz çalışılmasına olanak sağlar. Primer ile adezivlerin hibrit tabaka ve dentin tübülleri içindeki dağılımının araştırılması ^(132, 133) ve nanosızıntı analizleri ^(134, 135) için çoklu floresan boyaları uygulanması ve ikili floresan modunun kullanılması önerilmiştir. CSLM, adeziv penetrasyonu ve dağılımı ile ilgili olarak SEM'e kıyasla daha değerli veriler sağlamaktadır ⁽¹³⁶⁾.

Tüm bu bilgiler ışığında bu tez çalışmasının amacı, sağlam dentin ve çürükten etkilenmiş dentinin farklı seviyelerine mikro sertlik testi uygulayarak dentin yüzeysel sertliği belirlenerek, güncel universal adeziv sistemlerinin kullanıldığı 4 farklı grupta etkilenmiş dentin miktarının bağlanma başarısına etkisini mikro gerilim bağlanma dayanımı testi, bağlanma ara yüzeylerinden alınan elektron mikroskobu ve konfokal lazer taramalı mikroskobu görüntüleri ile, immedat (24 saat) ve uzun dönemde (1 yıl) değerlendirmektir. Bu şekilde kavite preparasyonu sırasında ne kadar etkilenmiş dentinin kaldırılması gerektiği ve hangi adezivin dentin üzerinde hangi stratejiye uygun olarak kullanılması gerektiğinin belirlenebilmesi amaçlanmaktadır.

Çalışmamızın test edilen sıfır hipotezleri şunlardır:

H01: Universal adezivlerin bağlanma dayanımları, farklı dentin koşullarından (farklı mikro sertliğe sahip sağlam ve etkilenmiş dentin) etkilenmeyecektir.

H02: Universal adezivlerin farklı dentin koşullarına bağlanma dayanımı, farklı adeziv yaklaşımlarından (self-etch ve total-etch) etkilenmeyecektir.

H03: Universal adezivlerin farklı dentin koşullarına bağlanma dayanımı, depolama sürelerinden (24 saat ve 1 yıl) etkilenmeyecektir.



3. GEREÇ VE YÖNTEM

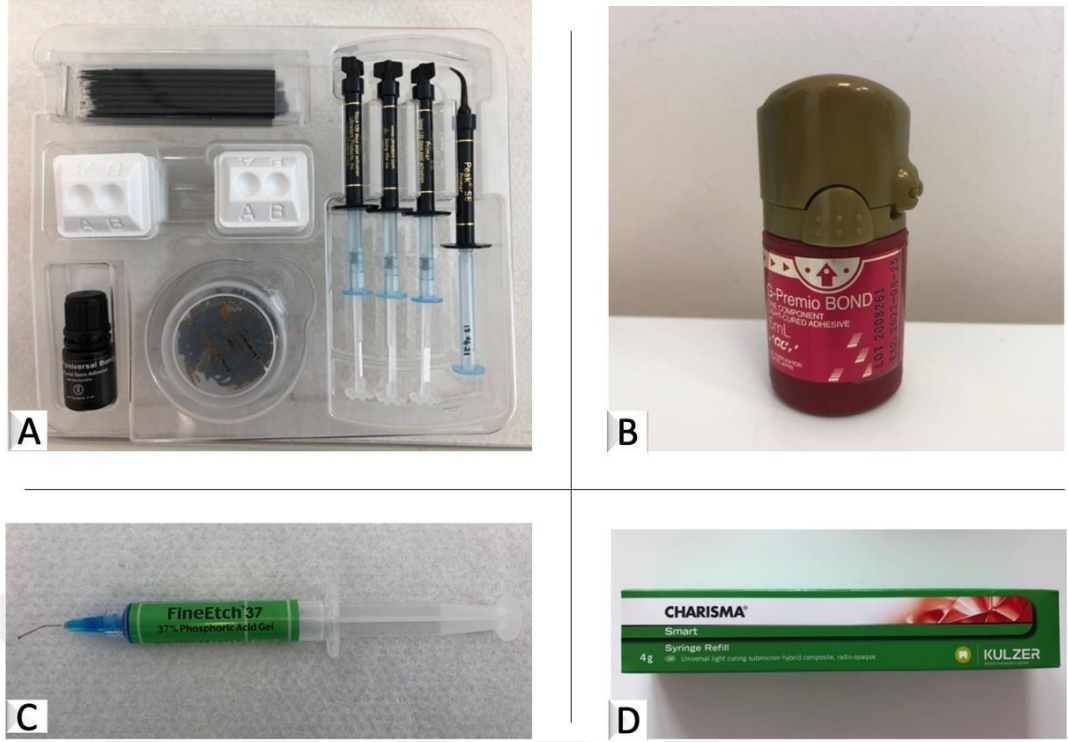
Bu çalışma Akdeniz Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Yönetim Birimi tarafından TDH-2020-5474 proje numarasıyla desteklenmektedir.

3.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller

Çalışmada kullanılan materyaller, içerikleri ve üretici talimatları Tablo 3.1.1’de özetlendi ve materyallerin görselleri Şekil 3.1.1’de gösterildi.

Tablo 3.1.1. Çalışmada kullanılan materyaller ve içerikleri

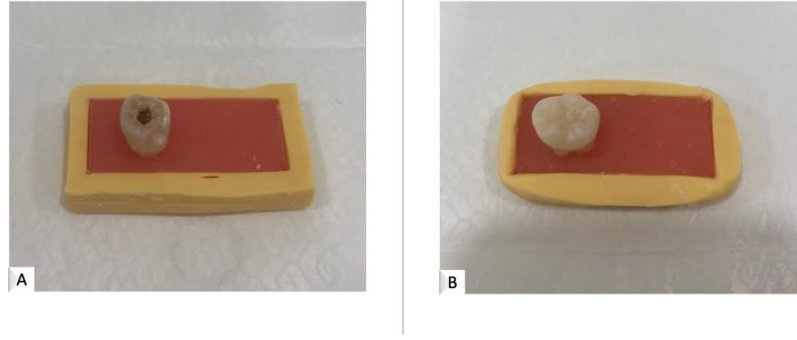
Materyal	Üretici	İçeriği
Peak Universal Bond	Ultradent Products Inc., South Jordan, UT, ABD	1. Peak SE Primer: etil alkol, metakrilik asit, 2-hidroksietil metakrilat 2. Peak Universal Bond rezin: etil alkol, 2-hidroksietil metakrilat, metakrilik asit, Klorheksidin di(asetat) %0.2
Üretici talimatları		
SE: 1. Peak SE Primer ilk kullanımda, şırıngada ayrılmış iki bileşenin aktivasyonunu sağlayın 2. Mikrofirça ile Peak SE Primer ‘ı 20 sn. uygulayın 3. Hava ile primeri 3 sn. kurutun 4. Aplikatör ile bir kat adezivi (Peak Universal Bond) 10 sn. nazıkçe uygulayın 5. 1/2 hava basıncı ile adezivi 10 sn. kurutun 6. 1200 mW/cm ² ışık cihazı ile 10 sn. polimerize edin		ER: 1. 20 sn. asit uygulayın (%35 fosforik asit) 2. 5 sn. yıkayın 3. 3 sn. kurutun 4. Aplikatör ile bir kat adezivi (Peak Universal Bond) 10 sn. nazıkçe uygulayın 5. 1/2 hava basıncı ile adezivi 10 sn. kurutun 6. 1200 mW/cm ² ışık cihazı ile 10 sn. polimerize edin
G-Premio Bond	GC Europe N.V., Leuven, Belçika	Aseton, Hidroksi dimetakriloksipropan, MDP, Etilen dioksietil dimetakrilat, Difenil fosfin oksit, 2,6-di-tert-butil-p-kresol
Üretici talimatları		
SE: 1. Aplikatör ile adezivi (G-Premio Bond) uygulayın ve 10 sn. bekleyin 2. Max. hava basıncı ile adezivi 5 sn. kurutun 3. 1200 mW/cm ² ışık cihazı ile 10 sn. polimerize edin		ER: 1. 10-15 sn. asit uygulayın (%35 fosforik asit) 2. 5 sn. yıkayın ve kurutun 3. Aplikatör ile adezivi (G-Premio Bond) uygulayın ve 10 sn. bekleyin 4. Max. hava basıncı ile adezivi 5 sn. kurutun 5. 1200 mW/cm ² ışık cihazı ile 10 sn. polimerize edin
FineEtch 37	Spident, Incheon, Kore Cum.	%37’lik fosforik asit jel
Charisma Smart	Kulzer GmbH, Hanau, Almanya	BisGMA, TEGDMA, Ba-Al-F cam, silikon dioksit



Şekil 3.1.1. Çalışmada kullanılan materyallerin görselleri. **A:** Peak Universal Bond **B:** G-Premio Bond **C:** FineEtch 37 **D:** Charisma Smart

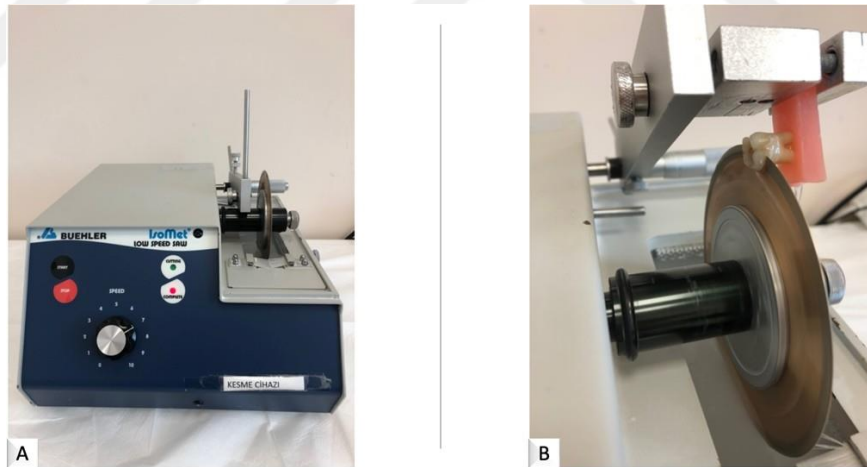
3.2. Örneklerin Hazırlanması

Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu KAEK-444 sayılı onayı ile, ekstrakte edilen toplamda 120 adet (40 adet çürüksüz, 80 adet koronal kaviteye sahip çürük içeren) insan büyük azı dişleri toplandı ve ekstraksiyondan sonra en geç 1 ay içerisinde kullanılmak üzere, her diş yumuşak doku artıklarından temizlendikten sonra 4°C’de %0.5’lik kloramin T solüsyonu içerisinde saklandı. Tüm dişler silikon bir kalıp kullanılarak akrilik rezin içine koronal kısım açıkta kalacak şekilde gömüldü (Şekil 3.2.1).



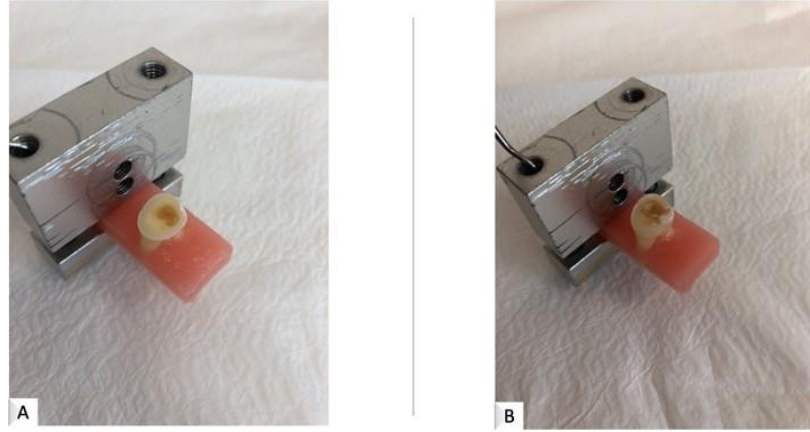
Şekil 3.2.1. Akrilik rezine gömülen örnekler **A:** Çürüksüz Molar Diş **B:** Koronal Çürüklü Molar Diş

Daha sonra tüm oklüzal mine yüzeyleri ve enfekte çürük dentinin kaviteye kadar olan kısmı su soğutması altında düşük hızlı elmas testere (Isomet Elmas Disk 15 HC, 4IN, 102MM) ve hassas kesme cihazı (Isomet testere, Buehler, Düsseldorf, Almanya) kullanılarak dentin seviyesinde yatay olarak kesildi (Şekil 3.2.2).



Şekil 3.2.2. Örneklerin kesme cihazıyla kesilmesi **A:** Elmas disk ve düşük hızlı hassas kesme cihazı **B:** Numuneden yatay kesit alınması

80 adet koronal çürük içeren kesilmiş dişteki yumuşak çürük lezyonları sert bir dentin tabakasına ulaşana kadar öncelikle manuel bir ekskavatör ile çıkarıldı ve ardından tekrar kesme cihazı ile dentin seviyesi indirgenip düz bir yüzey oluşturuldu (Şekil 3.2.3).



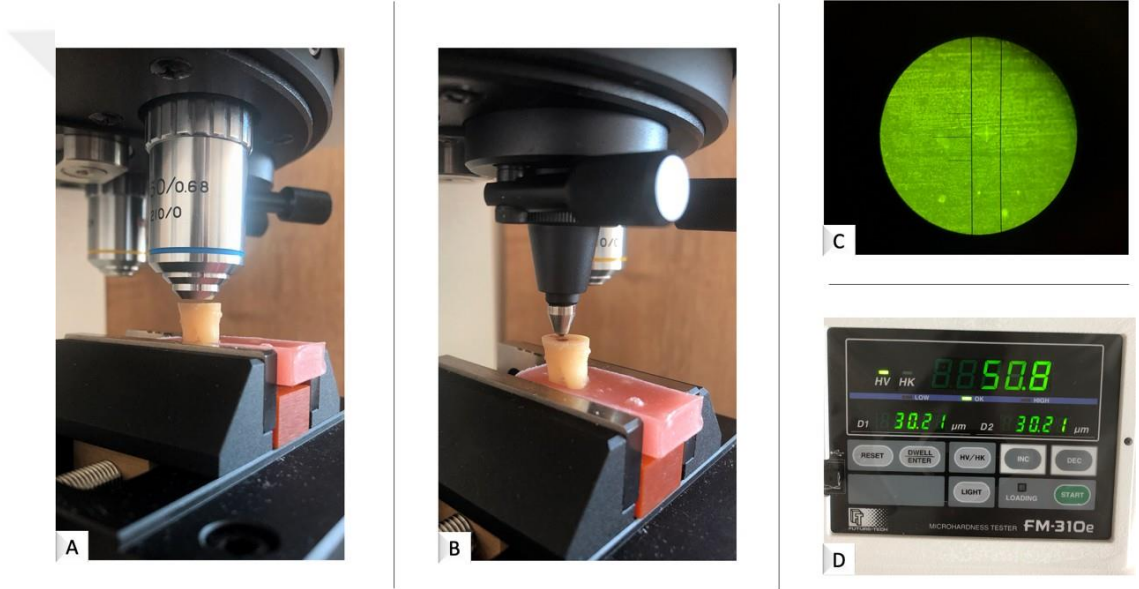
Şekil 3.2.3. Çürüğün uzaklaştırılması **A:** Alınan ilk kesit sonrası ekskavatörle temizlenen numune **B:** İkinci kesit sonrası etkilenmiş dentini içeren düz yüzeyli numune

Kesilmiş tüm dişlerin yüzey standardizasyonunun sağlanabilmesi için sırası ile 180, 600, 1200, 2400 ve 4000 gritlik SiC zımparalar ile su soğutması altında cila işlemi yapıldı. Sonrasında 5 dakika boyunca ultrasonik yıkama makinasında yıkanmasının ardından kurutulan örnekler, mekanik olarak yüzey sertliklerinin belirlenebilmesi için mikrosertlik testine tabi tutuldu. Bu amaçla, Vickers elmas ucu ile birlikte Vickers mikrosertlik testi cihazı (Future-Tech, FM-310e, Japonya) kullanıldı. (Şekil 3.2.4).



Şekil 3.2.4. Vickers mikrosertlik testi cihazı

Örnekler Vickers cihazına horizontal planda tam paralel olacak şekilde yerleştirildi. Öncelikle 50x büyütmeli lens kullanılarak girinti oluşturulacak alan belirlendi. Tüm örneklerle 15 sn. boyunca 25 gr'lık yük uygulanarak, çürüksüz dentin örnekleri için rastgele seçilen bir bölgeye ve etkilenmiş dentin örnekleri için lezyon bölgelerine 1 tane merkezde ve 4 tane lezyon çevresinde olacak şekilde toplamda 5 girinti oluşturuldu. Her uygulamadan sonra ucun bıraktığı izin diagonal uzunlukları sertlik cihazının x-y-z düzleminde hareket eden kolları yardımıyla manuel olarak belirlenmesi sonrası, cihaz tarafından otomatik olarak Vickers sertlik (HV) değeri hesaplandı. Elde edilen 5 Vickers değeri ve ortalamaları her örnek için kaydedildi (Şekil 3.2.5).

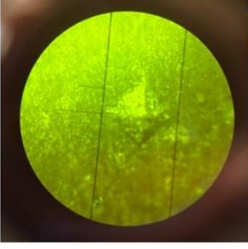
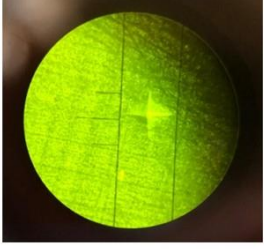
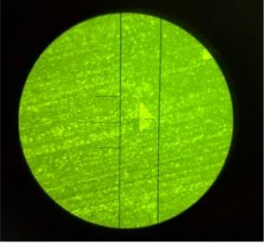



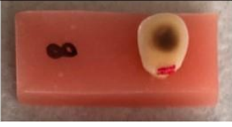




Şekil 3.2.5. Vickers yüzey sertliği ölçümleri **A:** Vickers cihazında 50x büyütmede incelenecek bölgenin belirlenmesi **B:** 15 sn. boyunca 25 gr'lık yük uygulanması **C:** Oluşan Vickers girintisinin görüntülenmesi (50x) ve diagonal uzunlukların ölçülmesi **D:** Elde edilen Vickers değeri (HV)

Vickers mikrosertlik testi kullanılarak yüzey mikro sertliğinin değerlendirilmesi ve elde edilen değerlere göre, çürüksüz (sağlam dentin, SD) ve çürükten etkilenen dentinin (CAD) iki farklı seviyesini (yüzeyel-D1, derin-D2) içeren örnekler 3 alt gruba ayrıldı. Bu 3 alt grup, çürükten etkilenen yüzeyel dentinin (D1) ortalama mikro sertliği 10-20 HV, çürükten etkilenen derin dentinin (D2) ortalama mikro sertliği 20-40 HV, sağlam dentinin (SD) ortalama mikro sertliği 50-100 HV olacak şekilde belirlendi. Her bir grubu birbirinden ayırt etmek ve daha sonra yapılacak olan mikrogerilim bağlanma

dayanımı testi için 1 mm (\pm 0.2 mm) kalınlığında elde edilecek levha bölgelerini lokalize etmek amacıyla örnekler farklı renkte tırnak cilasıyla (D1-Kırmızı, D2- Siyah ve SD- Beyaz) işaretlendi. Ayrıca lezyon bölgesinin boyutu dijital bir kumpasla (Mitutoyo, Kanagawa, Japonya) ölçülerek o bölgeden elde edilecek tahmini levha sayıları not edildi. Her grup için n=120 levha olacak şekilde örnekler belirlendi, ardından immediat (T0) ve uzun dönem (T12) olarak rastgele 2 gruba ayrıldı. İşlem basamakları Tablo 3.2.1’de özetlendi.

Tablo 3.2.1. İşlem basamaklarını özetleyen tablo

D1	D2	SD	
			
10-20 HV	20-40 HV	50-100 HV	
Kırmızı 	Siyah 	Beyaz 	
			
n=60 levha	n=60 levha	n=60 levha	24 saat
n=60 levha	n=60 levha	n=60 levha	1 yıl

Hazırlanan örnekler her grup için levha sayısı n= 15 olacak şekilde 4 alt gruba ayrılıp Tablo 3.1.1.’de verilen universal adeziv sistemler ve diğer materyaller üretici talimatlarına göre yüzeylere uygulandı. Bu 4 alt grup ve uygulamalar Tablo 3.2.2’de detaylı olarak verilmiştir.

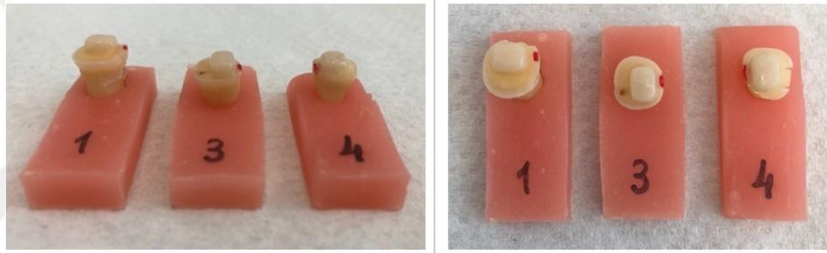
Tablo 3.2.2. Farklı universal adezivlerin farklı modlarda kullanımı; 4 alt grup

<i>Grup 1</i>	PUB <i>SE Mod</i>	<ol style="list-style-type: none">1. Peak SE Primer ilk kullanımda, şırıngada ayrılmış iki bileşenin aktivasyonunu sağlandı.2. Mikrofirça ile Peak SE Primer 'ı 20 sn. uygulandı.3. Hava ile primer 3 sn. kurutuldu.4. Aplikatör ile bir kat adeziv (Peak Universal Bond) 10 sn. nazıkçe uygulandı.5. 1/2 hava basıncı ile adeziv 10 sn. kurutuldu.6. 1200 mW/cm² LED ışık cihazı (Valo Ultradent Products, UT, ABD) ile 10 sn. polimerize edildi (Şekil 3.2.6)7. Rezin kompozit ⁽²⁾ 2 mm'lik tabakalar halinde iki aşamada uygulandı ve 20'şer sn. polimerize edildi.
<i>Grup 2</i>	PUB <i>ER Mod</i>	<ol style="list-style-type: none">1. 20 sn. asit uygulandı ⁽¹⁾ (%35 fosforik asit).2. 5 sn. yıkandı.3. 3 sn. kurutuldu.4. Aplikatör ile bir kat adeziv (Peak Universal Bond) 10 sn. nazıkçe uygulandı.5. 1/2 hava basıncı ile adeziv 10 sn. kurutuldu.6. 1200 mW/cm² LED ışık cihazı (Valo Ultradent Products, UT, ABD) ile 10 sn. polimerize edildi.7. Rezin kompozit ⁽²⁾ 2 mm'lik tabakalar halinde iki aşamada uygulandı ve 20'şer sn. polimerize edildi.
<i>Grup 3</i>	G-PB <i>SE Mod</i>	<ol style="list-style-type: none">1. Aplikatör ile adeziv (G-Premio Bond) uygulandı ve 10 sn. beklendi.2. Max. hava basıncı ile adeziv 5 sn. kurutuldu.3. 1200 mW/cm² LED ışık cihazı (Valo Ultradent Products, UT, ABD) ile 10 sn. polimerize edildi.4. Rezin kompozit ⁽²⁾ 2 mm'lik tabakalar halinde iki aşamada uygulandı ve 20'şer sn. polimerize edildi.
<i>Grup 4</i>	G-PB <i>ER Mod</i>	<ol style="list-style-type: none">1. 10-15 sn. asit uygulandı ⁽¹⁾ (%35 fosforik asit).2. 5 sn. yıkandı ve kurutuldu.3. Aplikatör ile adeziv (G-Premio Bond) uygulandı ve 10 sn. beklendi.4. Max. Hava basıncı ile adeziv 5 sn. kurutuldu.5. 1200 mW/cm² LED ışık cihazı (Valo Ultradent Products, UT, ABD) ile 10 sn. polimerize edildi.6. Rezin kompozit ⁽²⁾ 2 mm'lik tabakalar halinde iki aşamada uygulandı ve 20'şer sn. polimerize edildi.
PUB: Peak Universal Bond, G-PB: G-Premio Bond, SE: Self Etch, ER: Etch.& Rinse ⁽¹⁾ : FineEtch 37, ⁽²⁾ : Charisma Smart.		



Şekil 3.2.6. Çalışmada kullanılan LED ışık cihazı

Örnek yüzeylerine 2 mm'lik tabakalar halinde iki aşamada uygulanan rezin kompozitin daha önceden işaretlenmiş olan lezyon bölgelerine uygulanmasına dikkat edildi (Şekil 3.2.7).



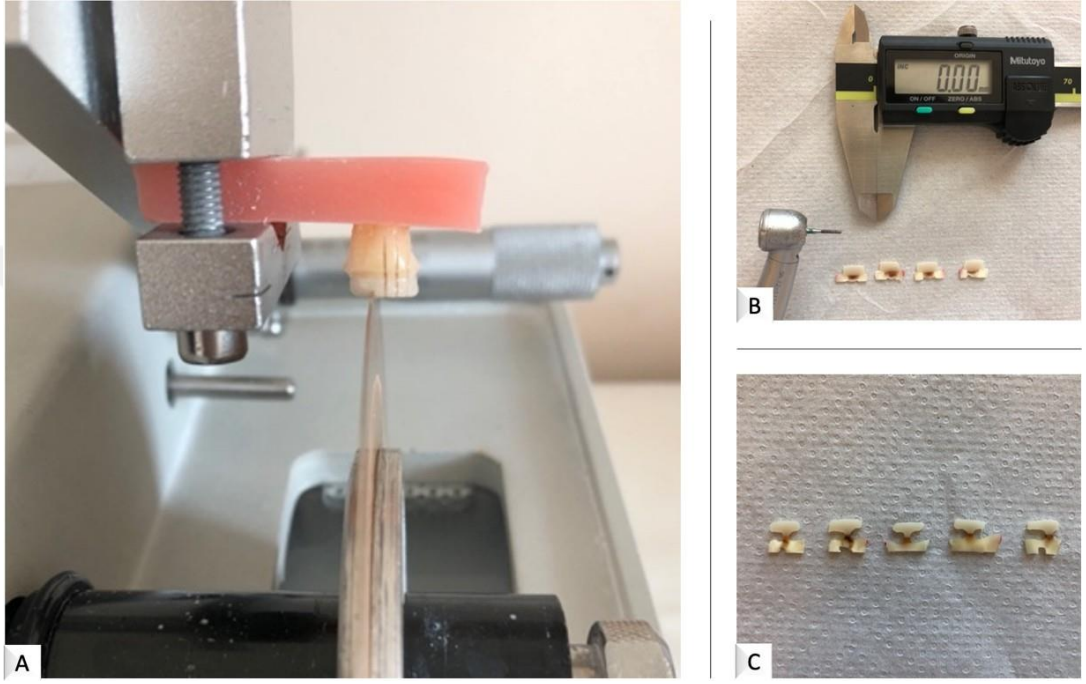
Şekil 3.2.7. Resin kompozit uygulanmış örnekler

Hazırlanan immediat (T0) grup örnekleri 37 °C'de distile suda 24 saat bekletildi ve ardından mikrogerilim bağlanma dayanımı testine tabi tutuldu. Uzun dönem (T12) grup örnekleri 37 °C'de distile suda, her ay suyun yenilenmesi koşuluyla 12 ay bekletildi.

3.3. Mikro Gerilim Bağlanma Dayanımı (μ SBS) Testi

İmmediat gruplardaki örneklerden su soğutması altında düşük hızlı elmas testere ve hassas kesme cihazı (Isomet testere, Buehler, Düsseldorf, Almanya) kullanılarak mikrogerilim bağlanma dayanımı testi için 1 mm (\pm 0.2 mm) kalınlığında levhalar elde edildi (Şekil 3.3.1).

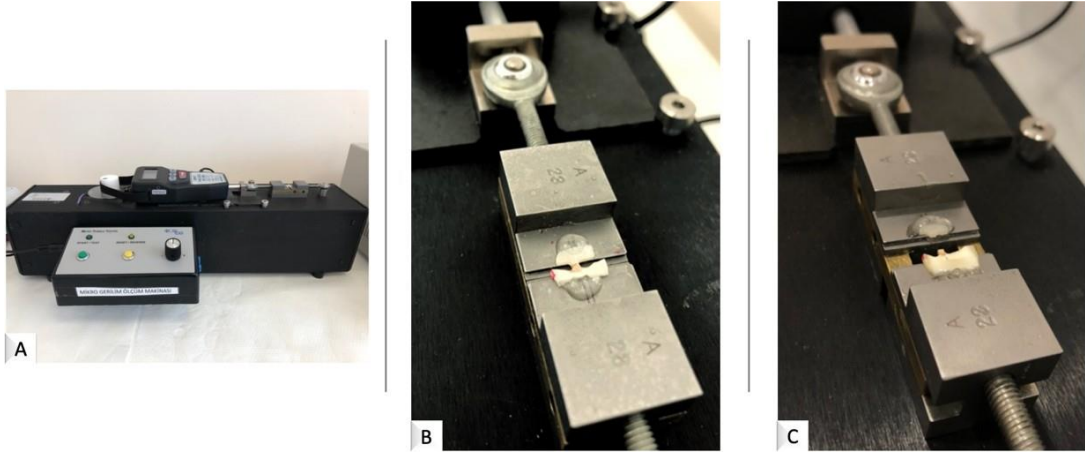
Daha sonra levhalar daha önceden belirlenen spesifik bağlantı bölgesini ortaya çıkarmak için, Sano ve arkadaşları⁽¹³⁷⁾ tarafından bildirilen mikrogerilim bağlanma dayanımı testi tekniğine göre dambıl (kum saati) şeklindeki numunelere elmas uçlu bir frez yardımıyla manuel olarak kesildi. Kesme sırasında numunelerin bağlantı noktalarının boyutları dijital bir kumpasla (Mitutoyo, Kanagawa, Japonya) (Şekil 3.3.1.B) ölçülerek $1\text{ mm} \times 1\text{ mm} (\pm 0.2\text{ mm})$ olacak şekilde ayarlandı (Şekil 3.3.1).



Şekil 3.3.1. Mikrotensil testi için levha örneklerinin hazırlanması **A:** Hassas kesme cihazı ile vertikal kesit alınması ile levha elde edilmesi, **B:** Elmas frezle kum saati şekli oluşturulması ve dijital kumpasla ölçülmesi, **C:** Kum saati şekilli örnekler

Hazırlanan kum saati şeklindeki levhalar mikro gerilim bağlanma dayanımı (μTBS) testi için universal test cihazında (Micro Tensile Tester, Bisco. ABD) özel olarak hazırlanan uçlara siyanoakrilat yapıştırıcı (Pattex 2K Aktivatörlü Hızlı Yapıştırıcı, Henkel, Türkiye) ile yapıştırıldıktan sonra 1 mm/dakika kafa hızında gerilime maruz bırakıldı. Bağlantının koptuğu noktada uygulanan gerilim kuvveti Newton (N) cinsinden kaydedildikten sonra birim alan başına düşen kuvvet Mega Paskal (MPa) olarak hesaplanıp kaydedildi (Şekil 3.3.2). Her bir grup için $n=15$ örnek koparıldı.

Aynı işlemler uzun dönem örnek grupları için de 12 ay sonra gerçekleştirildi.



Şekil 3.3.2. Mikrogerilim bağlanma dayanım A: Mikrogerilim bağlanma dayanımı testi cihazı B: Örneğin cihazın uçlarına yapıştırılması C: Kopan örnek

3.4. Kırılma Tiplerinin Analizi

Mikro gerilim bağlanma dayanımı (μ TBS) testi uygulanan örneklerin kopma yüzeyleri; kırılma tipini belirlemek için Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde stereomikroskop (Zeiss, Jena, Almanya) altında, x25 büyütmede incelendi (Şekil 3.4.1). Kırılma tipleri aşağıdaki gibi sınıflandırıldı:

- Adeziv: Adeziv tabakada görülen başarısızlık,
- Koheziv/Kompozit: Kompozit rezinde başarısızlık,
- Koheziv/Dentin: Dentinde başarısızlık,
- Karma (mix): Adeziv tabakada ve substratlarda görülen karma (mix) başarısızlık.



Şekil 3.4.1. Çalışmada kullanılan stereomikroskop cihazı

3.5. Taramalı Elektron Mikroskopu (SEM) İncelemeleri

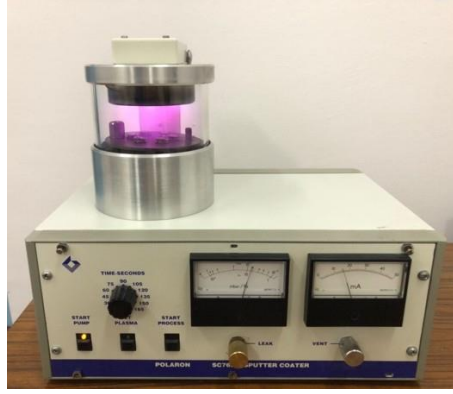
Yukarıda belirtilen şekilde hazırlanan ve Vickers mikrosertlik testine göre gruplandırılan her grup için birer tane kesilmiş diş Taramalı Elektron Mikroskopu (SEM) analizi için ayrıldı (n=3 levha). Dört alt gruptaki adezivler ve rezin kompozit uygulandıktan sonra örneklerden vertikal olarak bağlantı ara yüzünü açığa çıkaracak şekilde 1mm kalınlığında kesitler alınarak levhalar elde edildi. Yüzey düzgünlüklerinin sağlanabilmesi için örnekler Sof-Lex (3M ESPE Dental Products, St Paul, MN, ABD) (Şekil 3.5.1) cila diskleri kullanılarak kalından inceye doğru sırası ile cila işlemi yapıldı.



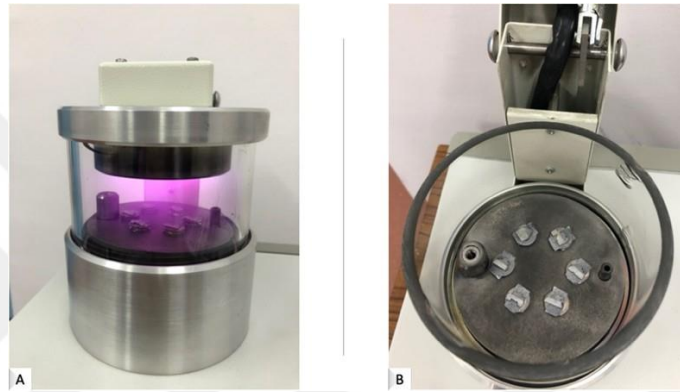
Şekil 3.5.1. Çalışmada kullanılan Sof-Lex cila sistemi

Yüzey demineralizasyonu için örnekler %10'luk fosforik asit ile 10 sn muamele edildi. Ardından akan suda yıkanan örnekler %5'lik NaOCl içerisinde 5 dakika bekletildi. Bu işlemlerin ardından örnekler 5 dakika boyunca ultrasonik yıkama makinasında yıkandı ve immediat (T0) grup örnekleri kuru olarak 24 saat bekletildi. Uzun dönem (T12) grup örnekleri 37 °C'de distile suda bekletildi ve 12 ay sonunda kurutularak görüntüleme yapıldı.

Numunelerin iletkenliğini sağlamak için görüntülemeden önce numunelerin yüzeyi Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Elektronmikroskop Görüntü Analiz Ünitesi'nde bulunan Polaron Range püskürtme kaplayıcı (sputter coater)(Polaron Ltd., ABD) ile altın paladyum (Au-Pd) tabakası ile kaplandı (Şekil 3.5.2, Şekil 3.5.3).



Şekil 3.5.2. Örneklerin yüzeyini kaplamak için kullanılan Polarion Range püskürtme kaplayıcı (sputter coater)



Şekil 3.5.3. A: Altın-palladyum kaplama işlemi B: Kaplanan örnekler

Yüzey kaplaması yapılan örnekler Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Elektronmikroskop Görüntü Analiz Ünitesi'nde bulunan SEM (ZEISS LEO-1430 VP SEM ,Almanya) cihazına yerleştirildi. SEM ile yüzey analizi ölçümleri, x2000 ve x5000 büyütmelerde yapıldı (Şekil 3.5.4).



Şekil 3.5.4. Çalışmada kullanılan ZEISS LEO-1430 VP SEM cihazı

3.6. Konfokal Lazer Taramalı Mikroskobu (CSLM) İncelemeleri

Yukarıda belirtilen şekilde hazırlanan ve Vickers mikrosertlik testine göre gruplandırılan her grup için birer tane kesilmiş diş konfokal lazer taramalı mikroskobu incelemeleri için ayrıldı (n=3 levha). Adeziv-dentin bağlantı ara yüzeyi ve adezivlerin penetrasyon derinliğini görüntülemek için örnekler RhodamineB Isothiocyanate boyası kullanılarak boyandı. Adezivler dentin yüzeyine uygulanmadan önce adezivlerin içerisine ağırlıkça %0.008 oranında fluorochrome RhodamineB Isothiocyanate eklendi. Dört alt gruptaki adezivler ve rezin kompozit uygulandıktan sonra örneklerden vertikal olarak bağlantı ara yüzünü açığa çıkaracak şekilde 1 mm kalınlığında kesitler alınarak levhalar elde edildi.

Hazırlanan immediat (T0) grup örnekleri kuru olarak 24 saat amber şişede bekletildi. Uzun dönem (T12) grup örnekleri 37 °C'de amber şişede distile su içerisinde her ay suyun yenilenmesi koşuluyla 12 ay bekletildi bekletildi ve 12 ay sonunda kurutularak görüntüleme yapıldı. Örnekler Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Merkezi Araştırma Laboratuvarı Uygulama ve Araştırma Merkezi (ARUM) bünyesinde bulunan LSM 800 (Carl Zeiss, Jena, Almanya) konfokal lazer tarama mikroskobu altında 40X (Oil)/1.3 büyütme görüntülendi (Şekil 3.6.1) .



Şekil 3.6.1. Görüntülemeye kullanılan konfokal lazer taramalı mikroskobu LSM 800 (Carl Zeiss, Jena, Almanya)

3.7. İstatistiksel Analiz

Çalışmamızda tüm istatistiksel analizler IBM SPSS Statistics 22.0 (IBM Corp. Released 2013. IBM SPSS Statistics for Windows, Version 22.0. Armonk, ABD) paket programı kullanılarak yapıldı. Tek yönlü varyans analizi (One-way ANOVA) kullanılan adeziv sistemler arasındaki istatistiksel farklılıkların, Scheffe çoklu karşılaştırma testi, farklı dentin grupları arasındaki, istatistiksel farklılıkların değerlendirilmesi için kullanıldı. Bağımsız t-testi ise 24 saat ve 1 yıllık gruplar arasındaki istatistiksel farklılıkların değerlendirilmesinde kullanıldı. İstatistiksel analizler için anlamlılık düzeyi $p \leq 0,05$ olarak belirlendi.



4. BULGULAR

4.1. Vickers Mikro Sertlik Testi Bulguları

Vickers mikrosertlik testi kullanılarak yüzey mikro sertliğinin değerlendirilmesi ile elde edilen verilere göre, SD, D1 ve D2 olmak üzere 3 alt gruba ayrılan örnekler rasgele 4 alt adeziv grubuna ayrılmış ve her grupta bulunan örneklerin maksimum, minimum ve ortalama vickers değerleri not edilmiştir. Tablo 4.1.1 ve Tablo 4.1.2’de bu bulgular yer almaktadır.

Tablo 4.1.1. 24 saat (immediat) gruplara ait Vickers sertlik değerleri (Maksimum, minimum ve ortama değerleri)

	PUB SE			PUB ER			G-PB SE			G-PB ER		
	Mak.	Min.	Ort.	Mak.	Min.	Ort.	Mak.	Min.	Ort.	Mak.	Min.	Ort.
D1	34,1	10,0	16,3	17,9	10,2	13,8	16,3	10,2	12,5	55,2	10,0	20,0
D2	40,2	20,4	30,9	38,0	21,2	30,1	40,0	20,5	32,1	39,2	20,3	30,8
SD	90,0	50,2	65,0	75,0	51,7	60,4	90,8	50,9	67,7	72,5	50,5	58,3

Tablo 4.1.2. 1 yıl (uzun dönem) gruplara ait Vickers sertlik değerleri (Maksimum, minimum ve ortama değerleri)

	PUB SE			PUB ER			G-PB SE			G-PB ER		
	Mak.	Min.	Ort.	Mak.	Min.	Ort.	Mak.	Min.	Ort.	Mak.	Min.	Ort.
D1	20,0	10,3	13,5	20,0	10,1	13,4	20,0	10,1	13,1	20,0	10,2	13,6
D2	40,0	20,4	31,3	40,0	20,1	32,1	40,0	20,5	32,6	40,0	20,5	30,7
SD	93,9	53,8	71,3	83,6	50,1	65,7	86,6	50,6	64,3	97,1	50,7	66,8

4.2. Mikro Gerilim Bağlanma Dayanımı (μ TBS) Testi Bulguları

Bu çalışmada, yapılan istatistiksel değerlendirmelerin sonucunda, farklı dentin gruplarına, farklı yaklaşımlarda uygulanan universal adezivlerin mikro gerilim bağlanma dayanımları arasında anlamlı farklılıklar saptanmıştır ($p \leq 0,05$). Hazırlık prosedürlerine bağlı erken başarısızlıklar istatistiksel analize dahil edilmemiştir ($p > 0,05$).

24 saat sonunda test edilen gruplara ait ortalama bağlanma dayanımı (MPa) değerleri Tablo 4.2.1 ' de yer almaktadır. Bu gruplar içerisinde en yüksek bağlanma dayanımı değeri SD grubuna uygulanan PUB-SE (36,80 MPa) adeziv grubunda, en düşük bağlanma dayanımı değeri ise D1 grubuna uygulanan G-PB SE (17,60 MPa) adeziv grubunda saptanmıştır.

Tablo 4.2.1. 24 saat sonunda gruplara ait mikrogerilim bağlanma dayanımı test sonuçları (ortalama ve standart sapma değerleri). **D1:** Çürükten etkilenmiş yüzeyel dentin, **D2:** Çürükten etkilenmiş derin dentin, **SD:** Sağlam dentin, **PUB:** Peak Universal Bond, **G-PB:** G-Premio Bond, **SE:** Self Etch, **ER:** Etch.& Rinse

	PUB SE	PUB ER	G-PB SE	G-PB ER
D1	22,17 (4,23) ^{b, A}	18,49 (3,37) ^{ab, A}	17,60 (4,46) ^{a, A}	22,02 (2,66) ^{b, A}
D2	33,23 (9,3) ^{b, B}	20,89 (6,3) ^{a, A}	33,11 (6,83) ^{b, B}	26,37 (7,46) ^{ab, A}
SD	36,80 (4,76) ^{a, B}	31,90 (9,42) ^{a, B}	35,03 (7,99) ^{a, B}	31,40 (4,83) ^{a, B}

Tek yönlü varyans analizi ve Scheffe çoklu karşılaştırma testi sonuçlarına göre, satırlardaki küçük harfler kullanılan adeziv sistemler arasındaki istatistiksel farklılıkları, sütunlardaki büyük harfler ise dentin grupları arasında istatistiksel farklılıkları göstermektedir ($p < 0,05$).

Adeziv sistemler arasındaki istatistiksel farklılıklar kendi aralarında karşılaştırıldığında; D1 dentin grubunda, en yüksek bağlanma dayanımı değerlerini PUB SE (22,7 MPa) ve G-PB ER (22,02 MPa) grupları gösterirken PUB ER (18,49 MPa) grubunun da benzer değerler gösterdiği ve bu üç adeziv arasında anlamlı bir fark bulunmadığı tespit edilmiştir ($p > 0,05$). En düşük bağlanma dayanımı değerini ise G-

PB SE (17,6 MPa) grubu gösterirken PUB ER (18,49 MPa) grubunun da benzer değerler gösterdiği ve bu iki adeziv arasında anlamlı bir fark bulunmadığı, ancak G-PB SE (17,6 MPa) grubunun PUB SE (22,7 MPa) ve G-PB ER (22,02 MPa) gruplarına göre anlamlı derecede daha düşük olduğu tespit edilmiştir ($p \leq 0.05$). D2 dentin grubunda, en yüksek bağlanma dayanımı değerlerini PUB SE (33,23 MPa) ve G-PB SE (33,11 MPa) grupları gösterirken G-PB ER (26,37 MPa) grubunun da benzer değerler gösterdiği ve bu üç adeziv arasında anlamlı bir fark bulunmadığı tespit edilmiştir ($p > 0.05$). En düşük bağlanma dayanımı değerini ise PUB ER (20,89 MPa) grubu gösterirken G-PB ER (26,37 MPa) grubunun da benzer değerler gösterdiği ve bu iki adeziv arasında anlamlı bir fark bulunmadığı, ancak PUB ER (20,89 MPa) grubunun PUB SE (33,23 MPa) ve G-PB SE (33,11 MPa) gruplarına göre anlamlı derecede daha düşük olduğu tespit edilmiştir ($p \leq 0.05$). SD dentin grubunda, dört farklı adezivin bağlanma dayanımı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmediği tespit edilmiştir ($p > 0.05$).

Dentin grupları arasındaki istatistiksel farklılıklar kendi aralarında karşılaştırıldığında; PUB SE adezivin SD dentin (36,80 MPa) ve D2 dentin (33,23 MPa) gruplarına bağlanma dayanımı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı ($p > 0.05$), ancak D1 dentin (22,17 MPa) grubunun onlardan anlamlı derecede düşük olduğu tespit edilmiştir ($p \leq 0.05$). PUB ER adezivin D1 dentin (18,49 MPa) ve D2 dentin (20,89 MPa) gruplarına bağlanma dayanımı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı ($p > 0.05$), ancak SD dentin (31,90 MPa) grubunun onlardan anlamlı derecede yüksek olduğu tespit edilmiştir ($p \leq 0.05$). G-PB SE adezivin SD dentin (35,03 MPa) ve D2 dentin (33,11 MPa) gruplarına bağlanma dayanımı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı ($p > 0.05$), ancak D1 dentin (17,60 MPa) grubunun onlardan anlamlı derecede düşük olduğu tespit edilmiştir ($p \leq 0.05$). G-PB ER adezivin D1 dentin (22,02 MPa) ve D2 dentin (26,37 MPa) gruplarına bağlanma dayanımı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı ($p > 0.05$), ancak SD dentin (31,40 MPa) grubunun onlardan anlamlı derecede yüksek olduğu tespit edilmiştir ($p \leq 0.05$).

1 yıl sonunda test edilen gruplara ait ortalama bağlanma dayanımı (MPa) değerleri Tablo 4.2.2 'de yer almaktadır. Bu gruplar içerisinde en yüksek bağlanma dayanımı değeri SD grubuna uygulanan G-PB SE (30,38 MPa) adeziv grubunda, en düşük

bağlanma dayanımı değeri ise D1 grubuna uygulanan PUB SE (16,67 MPa) adeziv grubunda saptanmıştır.

Tablo 4.2.2. 1 yıl sonunda gruplara ait mikrogerilim bağlanma dayanımı test sonuçları (ortalama ve standart sapma değerleri). **D1:** Çürükten etkilenmiş yüzeyel dentin, **D2:** Çürükten etkilenmiş derin dentin,**SD:** Sağlam dentin, **PUB:** Peak Universal Bond, **G-PB:** G-Premio Bond, **SE:** Self Etch, **ER:** Etch.& Rinse

	PUB SE	PUB ER	G-PB SE	G-PB ER
D1	16,67 (4,52) ^{a, A}	17,06 (2,97) ^{a, A}	18,27 (7,86) ^{a, A}	21,16 (5,38) ^{a, A}
D2	24,79 (3,13) ^{b, B}	19,63 (3,20) ^{a, A}	24,31 (4,92) ^{ab, AB}	24,62 (6,35) ^{ab, A}
SD	28,90 (4,69) ^{b, C}	18,14 (6,70) ^{a, A}	30,38 (7,15) ^{b, B}	25,79 (4,94) ^{b, A}

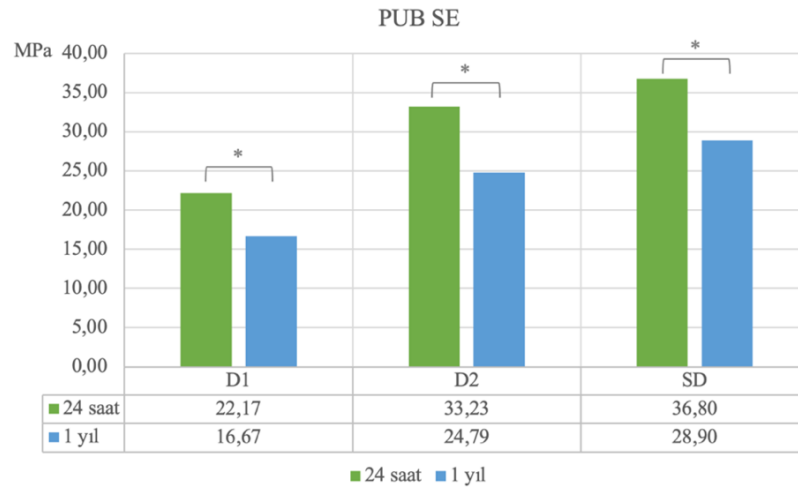
Tek yönlü varyans analizi ve Scheffe çoklu karşılaştırma testi sonuçlarına göre, satırlardaki küçük harfler kullanılan adeziv sistemler arasındaki istatistiksel farklılıkları, sütunlardaki büyük harfler ise dentin grupları arasında istatistiksel farklılıkları göstermektedir (p<0,05).

Adeziv sistemler arasındaki istatistiksel farklılıklar kendi aralarında karşılaştırıldığında; D1 dentin grubunda, dört farklı adezivin bağlanma dayanımı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmediği tespit edilmiştir (p > 0.05). D2 dentin grubunda, en yüksek bağlanma dayanımı değerini PUB SE (24,79 MPa) grubu gösterirken, G-PB SE (24,31 MPa) ve G-PB ER (24,62 MPa) gruplarının da benzer değerler gösterdiği ve bu üç adeziv arasında anlamlı bir fark bulunmadığı tespit edilmiştir (p>0.05). En düşük bağlanma dayanımı değerini ise PUB ER(19,63 MPa) grubu gösterirken G-PB SE (24,31 MPa) ve G-PB ER (24,62 MPa) gruplarının da benzer değerler gösterdiği ve bu üç adeziv arasında anlamlı bir fark bulunmadığı tespit edilmiştir (p>0.05). SD dentin grubunda, PUB SE(28,90 MPa) , G-PB SE(30,38 MPa) ve G-PB ER(25,79 MPa) gruplarının benzer değerler gösterdiği ve bu üç adeziv arasında anlamlı bir fark bulunmadığı (p>0.05), ancak PUB ER(18,14 MPa) grubunun diğer üç adezivden anlamlı derecede daha düşük değer gösterdiği tespit edilmiştir (p≤0.05).

Adeziv sistemler arasındaki istatistiksel farklılıklar kendi aralarında karşılaştırıldığında; PUB SE adezivinin her üç dentin grubuna bağlanma değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar gösterdiği tespit edilmiştir ($p \leq 0.05$). PUB ER adezivinin her üç dentin grubuna bağlanma değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmediği tespit edilmiştir ($p > 0.05$). G-PB SE adezivinin en yüksek bağlanma dayanımı değerinin SD dentin (30,38) grubunda ve en düşük bağlanma dayanımı değerinin D1 dentin (18,27 MPa) grubunda olduğu, ancak D2 dentin (24,31 MPa) grubu ile aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmediği tespit edilmiştir ($p > 0.05$). G-PB ER adezivinin her üç dentin grubuna bağlanma değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmediği tespit edilmiştir ($p > 0.05$).

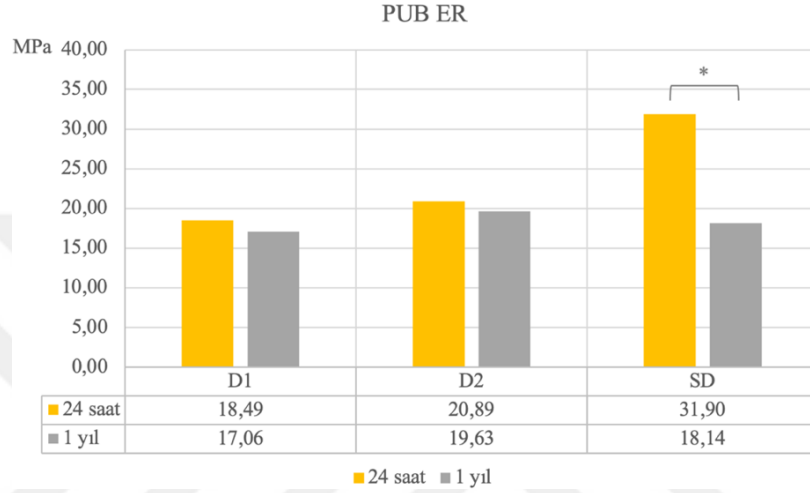
Test edilen grupların, 24 saat ve 1 yıllık suda yaşlandırma sonucunda ortalama bağlanma dayanımı (MPa) değerleri aralarındaki istatistiksel farklılıklar aşağıda grafiklerle gösterilmiştir;

PUB SE adezivinin her üç dentin grubunda 1 yıllık suda yaşlandırma sonrası elde edilen değerlerin 24 saat sonraki bağlanma dayanımı değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük olduğu tespit edilmiştir ($p \leq 0.05$), (Şekil 4.2.1).



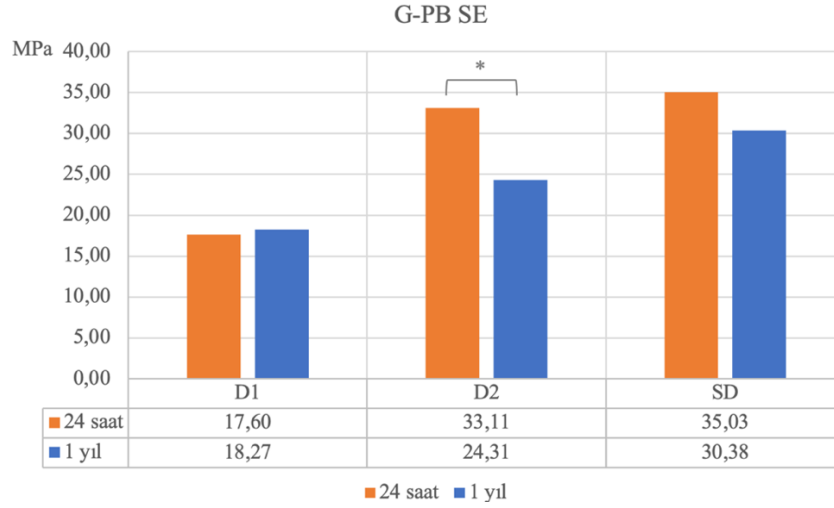
Şekil 4.2.1. Bağımsız t-testi sonuçlarına göre PUB SE adeziv grubunda, 24 saat ve 1 yıllık örnekler arasındaki istatistiksel farklılıklar “*” ile gösterilmiştir ($p < 0,05$). **D1:** Çürükten etkilenmiş yüzeysel dentin, **D2:** Çürükten etkilenmiş derin dentin, **SD:** Sağlam dentin, **PUB:** Peak Universal Bond, **SE:** Self Etch,

PUB ER adezivinin D1 dentin ve D2 dentin gruplarında 1 yıllık suda yaşlandırma sonrası elde edilen değerlerin 24 saat sonraki bağlanma dayanımı değerlerinden çok az düşük olduğu ancak istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmediği tespit edilmiştir ($p > 0.05$). Bununla birlikte SD dentin grubunda ise 1 yıllık suda yaşlandırma sonrası bağlanma dayanımı değerlerinde anlamlı bir düşüş gözlenmiştir ($p \leq 0.05$) (Şekil 4.2.2.)



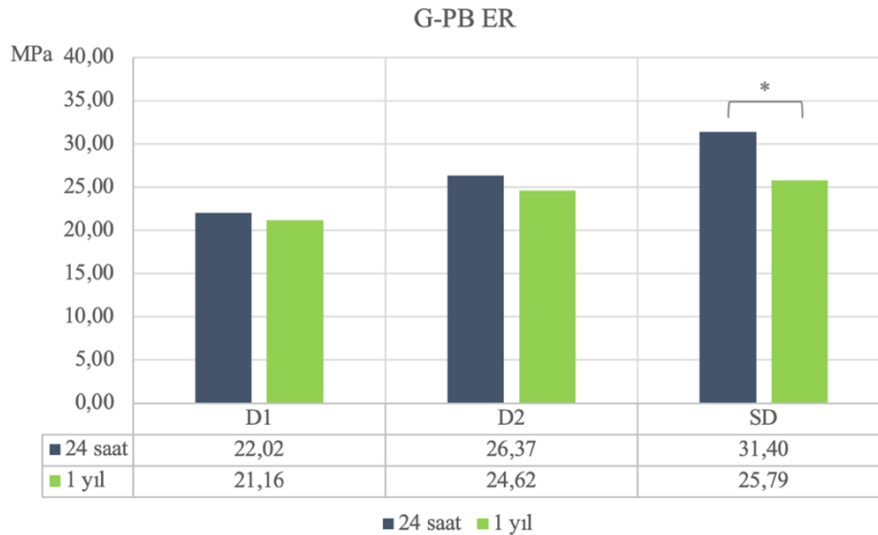
Şekil 4.2.2. Bağımsız t-testi sonuçlarına göre PUB ER adeziv grubunda, 24 saat ve 1 yıllık örnekler arasındaki istatistiksel farklılıklar “*” ile gösterilmiştir ($p < 0,05$). **D1:** Çürükten etkilenmiş yüzeysel dentin, **D2:** Çürükten etkilenmiş derin dentin, **SD:** Sağlam dentin, **PUB:** Peak Universal Bond, **ER:** Etch.& Rinse

G-PB SE adezivinin D1 dentin grubunda 1 yıllık suda yaşlandırma sonrası elde edilen değerlerin 24 saat sonraki bağlanma dayanımı değerlerinden çok az yüksek olduğu, SD dentin grubunda ise biraz düşük olduğu ancak istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmediği tespit edilmiştir ($p > 0.05$). Bununla birlikte D2 dentin grubunda ise 1 yıllık suda yaşlandırma sonrası bağlanma değerlerinde anlamlı bir düşüş gözlenmiştir ($p \leq 0.05$) (Şekil 4.2.3.)



Şekil 4.2.3. Bağımsız t-testi sonuçlarına göre G-PB SE adeziv grubunda, 24 saat ve 1 yıllık örnekler arasındaki istatistiksel farklılıklar “*” ile gösterilmiştir. ($p < 0,05$). **D1:** Çürükten etkilenmiş yüzeysel dentin, **D2:** Çürükten etkilenmiş derin dentin, **SD:** Sağlam dentin, **G-PB:** G-Premio Bond, **SE:** Self Etch,

G-PB ER adezivinin D1 dentin ve D2 dentin gruplarında 1 yıllık suda yaşlandırma sonrası elde edilen değerlerin 24 saat sonraki bağlanma dayanımı değerlerinden çok az düşük olduğu ancak istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmediği tespit edilmiştir ($p > 0,05$). Bununla birlikte SD dentin grubunda ise 1 yıllık suda yaşlandırma sonrası bağlanma dayanımı değerlerinde anlamlı bir düşüş gözlenmiştir ($p \leq 0,05$)(Şekil 4.2.4.).



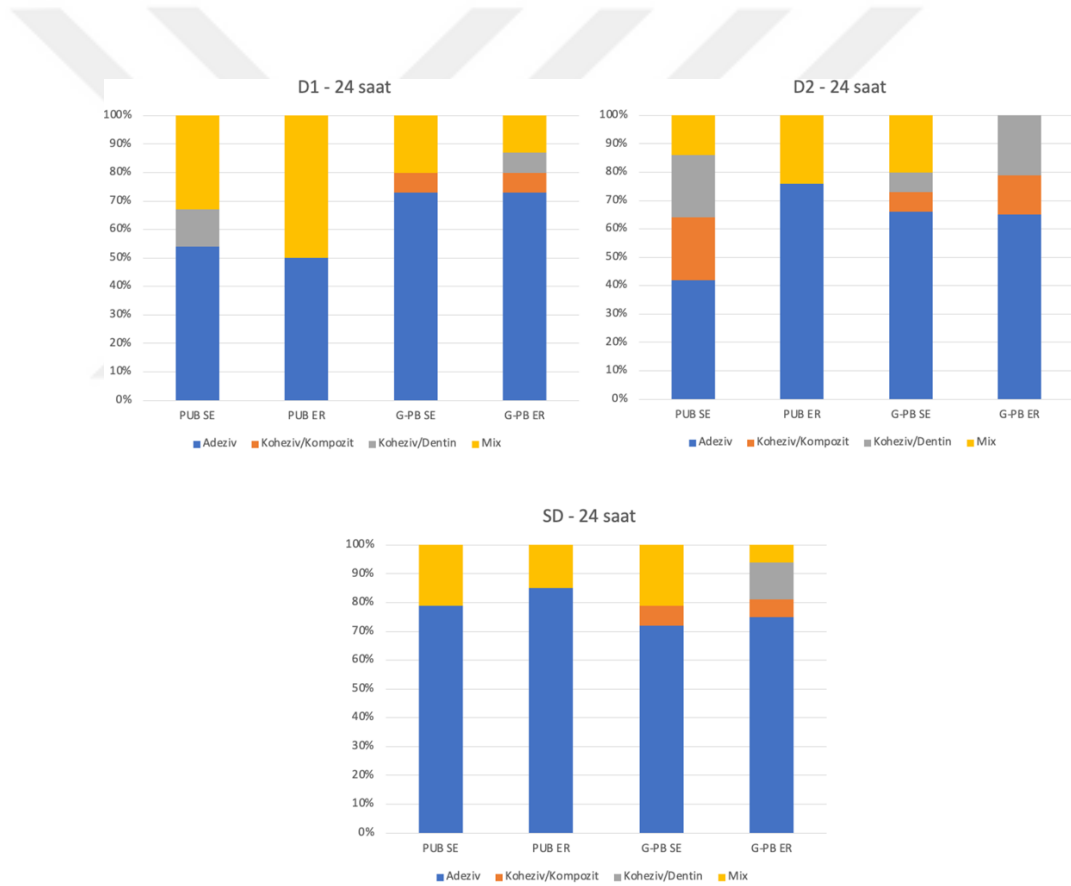
Şekil 4.2.4. Bağımsız t-testi sonuçlarına göre G-PB ER adeziv grubunda, 24 saat ve 1 yıllık örnekler arasındaki istatistiksel farklılıklar “*” ile gösterilmiştir ($p < 0,05$). **D1:** Çürükten etkilenmiş yüzeysel dentin, **D2:** Çürükten etkilenmiş derin dentin, **SD:** Sağlam dentin, **G-PB:** G-Premio Bond, **ER:** Etch.& Rinse

4.3. Kırılma Tipleri Analizi Bulguları

Mikrogerilim bağlanma dayanımı testi sonrası örneklerin kopan yüzeyleri stereomikroskopta incelenerek kırılma tipi analizleri yapıldı.

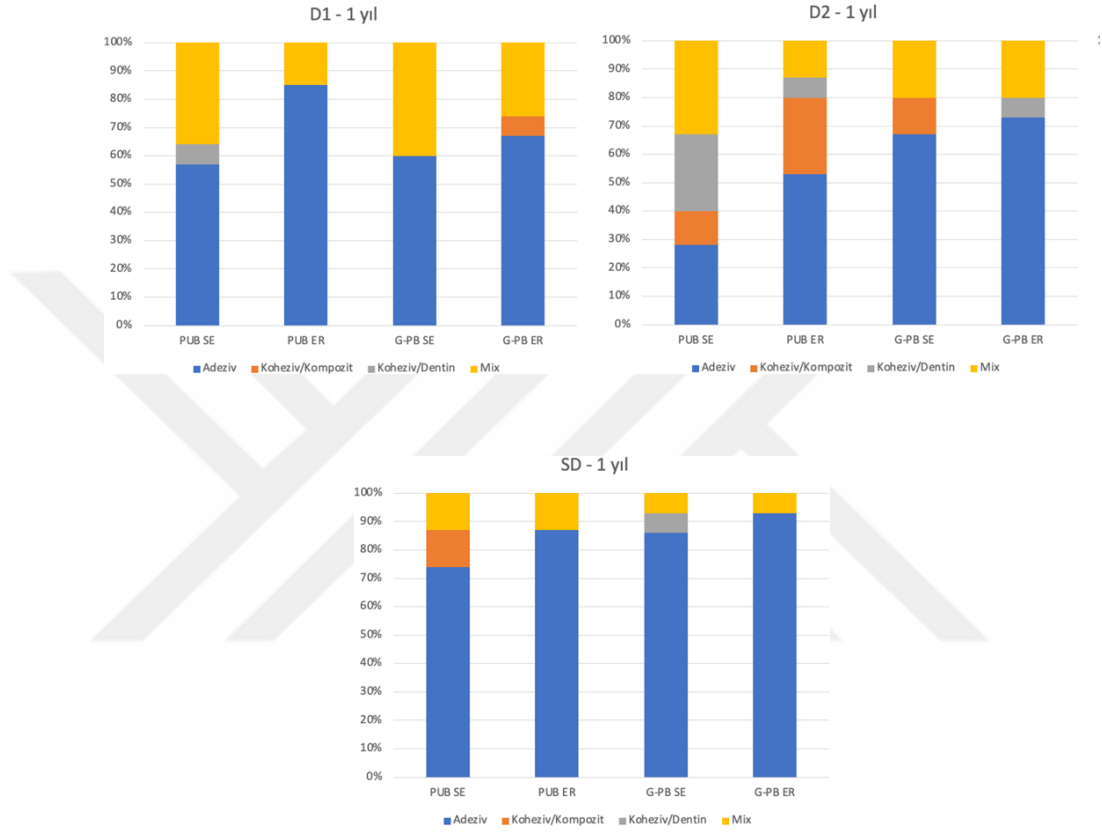
Kopma yüzeyleri: adeziv, koheziv/dentin, koheziv/kompozit ve karma/miks olmak üzere ayrı ayrı kaydedildi.

Farklı dentin gruplarının 24 saat sonundaki kırılma tipi yüzdeleri Şekil 4.3.1. de gösterilmiştir. En çok görülen kırılma tipi bütün grupların genelinde adeziv kırılmalar iken, bunu mix kırılmalar takip etmiştir. En az görülen kırılma tipi ise dentin ve kompozitte görülen koheziv kırılmalardır.



Şekil 4.3.1. 24 saat sonundaki kırılma tipi yüzdeleri. **D1:** Çürükten etkilenmiş yüzeyel dentin, **D2:** Çürükten etkilenmiş derin dentin, **SD:** Sağlam dentin, **PUB:** Peak Universal Bond, **G-PB:** G-Premio Bond, **SE:** Self Etch, **ER:** Etch.& Rinse

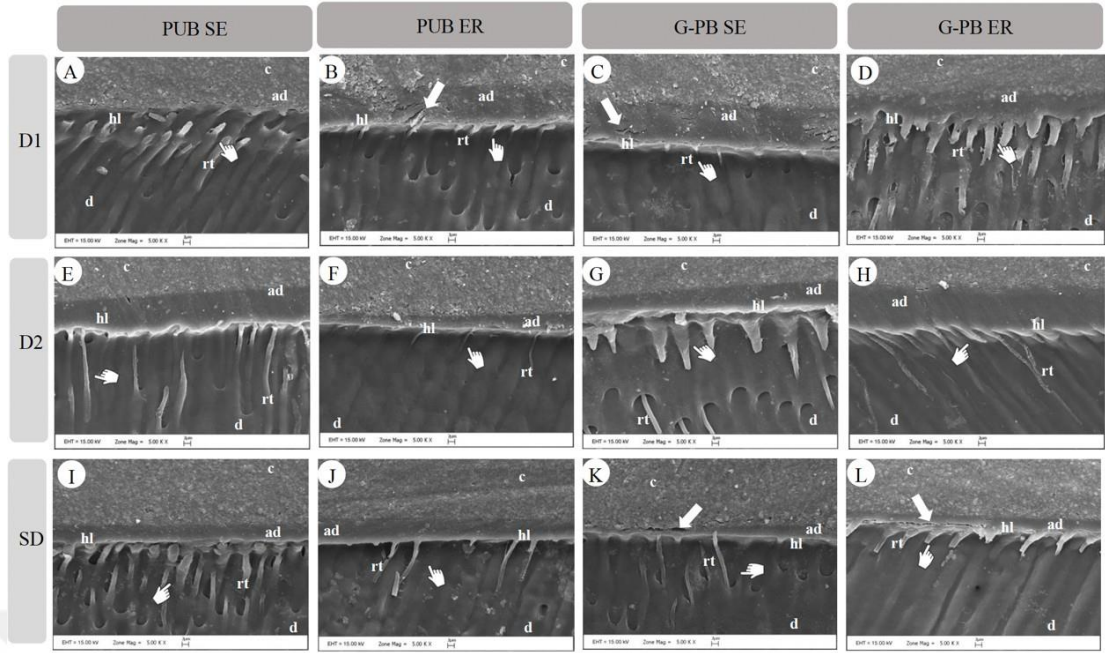
Farklı dentin gruplarının 1 yıl sonundaki kırılma tipi yüzdeleri Şekil 4.3.2. de gösterilmiştir. En çok görülen kırılma tipi yine bütün grupların genelinde adeziv kırılmalar iken, bunu mix kırılmalar takip etmiştir, 24 saat sonrası bulgulara göre adeziv ve miks başarısızlık oranlarında bir artış görülmüştür. En az kırılma tipi ise yine koheziv kırılmalardır.



Şekil 4.3.2. 1 yıl sonundaki kırılma tipi yüzdeleri. **D1:** Çürükten etkilenmiş yüzeysel dentin, **D2:** Çürükten etkilenmiş derin dentin, **SD:** Sağlam dentin, **PUB:** Peak Universal Bond, **G-PB:** G-Premio Bond, **SE:** Self Etch, **ER:** Etch.& Rinse

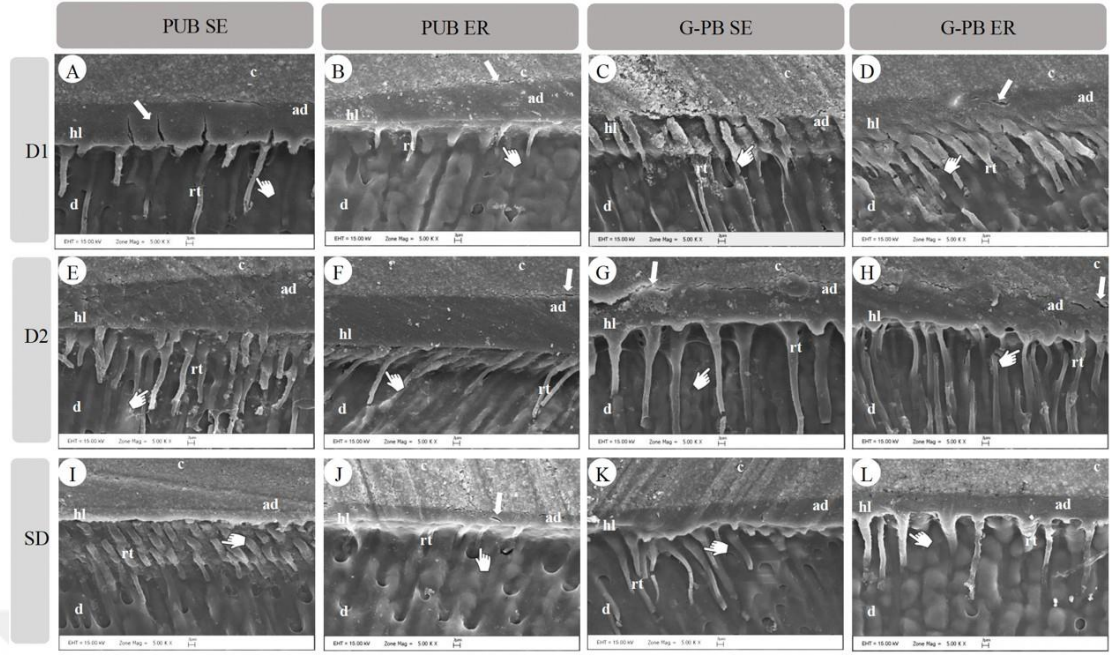
4.4. Taramalı Elektron Mikroskopu (SEM) Bulguları

Dentin substratları ve farklı adeziv sistem gruplarının 24 saat sonra incelenen bağlantı arayüzlerinin x5000 büyütmede SEM bulguları Şekil 4.4.1' de gösterilmektedir.



Şekil 4.4.1. *D1 dentin grubu 24 saat sonra SEM görüntüleri; A:* Sınırları net olmayan hibrit tabaka (hl), düzensiz rezin taglar (rt) (işaretçi) **B:** devamlılığı yer yer bozulma gösteren hibrit tabaka (ok), kısa rezin taglar **C:** devamlılığı yer yer bozulma gösteren hibrit tabaka, kısa ve seyrek rezin taglar **D:** daha kalın hibrit tabaka, sık ve uzun rezin taglar. *D2 dentin grubu 24 saat sonra SEM görüntüleri; E:* devamlılık gösteren hibrit tabaka, uzun rezin taglar **F:** ince hibrit tabaka, zayıf ve seyrek rezin taglar **G:** kalın hibrit tabaka, kalın ve sık rezin taglar **H:** kalın hibrit tabaka, sık rezin taglar. *SD dentin grubu 24 saat sonra SEM görüntüleri; I:* Sürekli ve homojen geleneksel hibrit tabaka, sık rezin taglar **J:** homojen hibrit tabaka, seyrek rezin taglar **K:** aralanmış hibrit tabaka, seyrek rezin taglar **L:** aralanmış hibrit tabaka, kısa rezin taglar. (**hl**; hibrit tabaka **rt**; rezin tag **ad**; adeziv **d**; dentin **c**; kompozit **işaretçi**; rezin tagları **ok**; hl aralanmaları). **D1:** Çürükten etkilenmiş yüzeyel dentin, **D2:** Çürükten etkilenmiş derin dentin, **SD:** Sağlam dentin, **PUB:** Peak Universal Bond, **G-PB:** G-Premio Bond, **SE:** Self Etch, **ER:** Etch.& Rinse

Dentin substratları ve farklı adeziv sistem gruplarının 1 yıl sonra incelenen bağlantı arayüzlerinin x5000 büyütmede SEM bulguları Şekil 4.4.2' de gösterilmektedir.

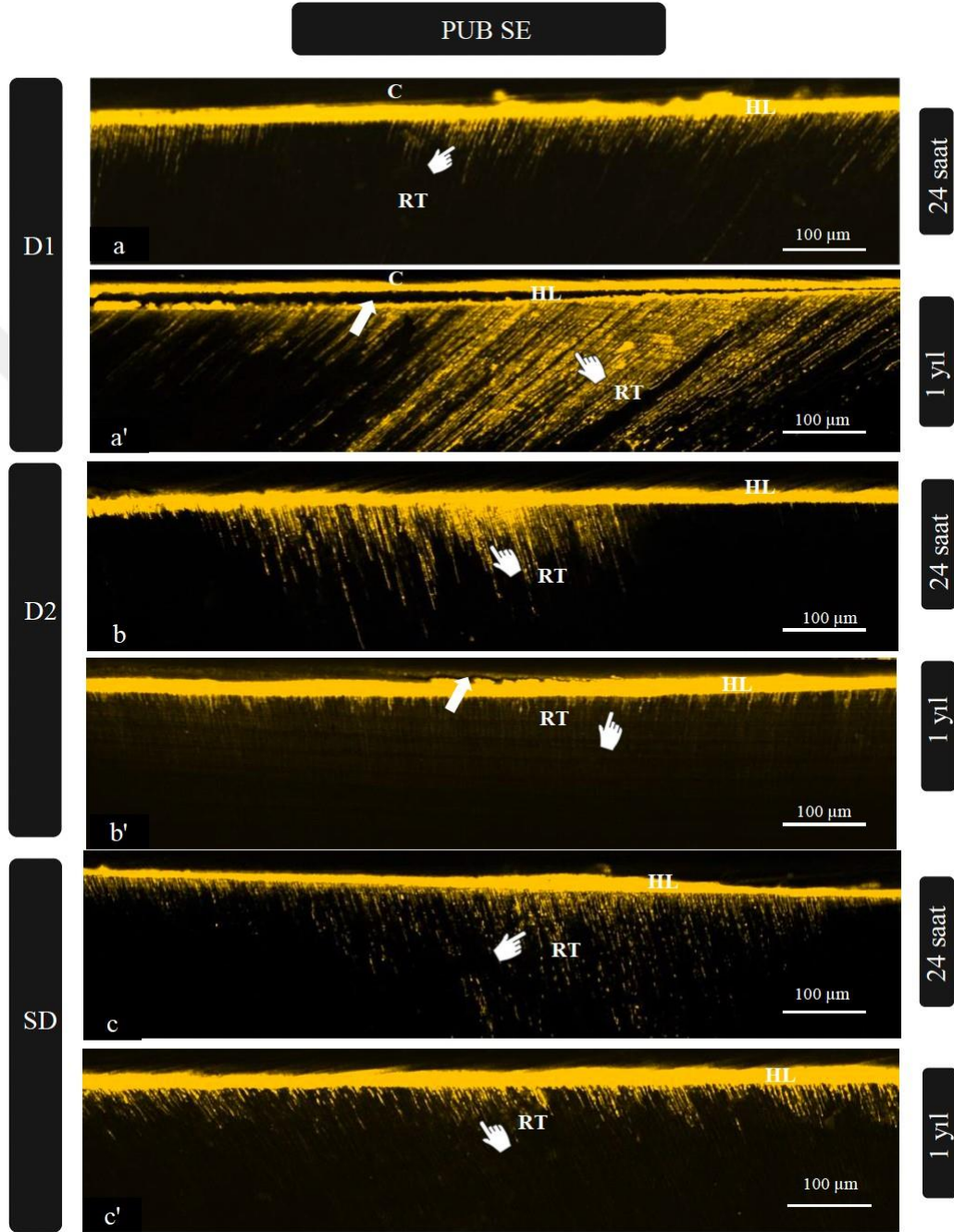


Şekil 4.4.2. D1 dentin grubu 1 yıl sonra SEM görüntüleri; **A:** Bozulmuş arayüz ve hibrit tabaka (hl), rezin taglar (rt) (işaretçi) **B:** kompozit-adeziv arayüzünde bozulma ve kalın hibrit tabaka (ok), kısa rezin taglar **C:** sınırları net olmayan hibrit tabaka, sık rezin taglar **D:** kalın ve bozulmuş hibrit tabaka, sık ve rezin taglar. D2 dentin grubu 1 yıl sonra SEM görüntüleri; **E:** devamlılık gösteren nispeten korunmuş hibrit tabaka, uzun ve sık rezin taglar **F:** kalın hibrit tabaka ve arayüzde aralanma, seyrek rezin taglar **G:** bozulmuş arayüz ve hibrit tabaka, kalın ve sık rezin taglar **H:** bozulmuş arayüz kalın hibrit tabaka, sık rezin taglar. SD dentin grubu 1 yıl sonra SEM görüntüleri; **I:** arayüzde hafif aralanma ve hibrit tabaka, sık rezin taglar **J:** bozulmuş hibrit tabaka, kısa ve seyrek rezin taglar **K:** korunmuş hibrit tabaka, sık ve uzun rezin taglar **L:** korunmuş hibrit tabaka, kalın ve uzun rezin taglar. (hl; hibrit tabaka rt; rezin tag ad; adeziv d; dentin c; kompozit işaretçi; rezin tagları ok; hl aralanmaları). **D1:** Çürükten etkilenmiş yüzeyel dentin, **D2:** Çürükten etkilenmiş derin dentin, **SD:** Sağlam dentin, **PUB:** Peak Universal Bond, **G-PB:** G-Premio Bond, **SE:** Self Etch, **ER:** Etch.& Rinse

Her iki depolama süresi sonunda SEM ile incelenen gruplarda çürükten etkilenen dentindeki (D1 ve D2) hibrit tabakalar, sağlam dentinde (SD) gözlenen hibrit tabakalardan çok daha kalındı. 1 yıllık depolamadan sonra, çürükten etkilenen dentindeki (D1 ve D2) hibrit tabakaların altında ve üstünde bazı aralanmalar bozulmalar gözlenirken, sağlam dentindeki geleneksel hibrit tabaka bütünlüğünün korunduğu gözlenmiştir.

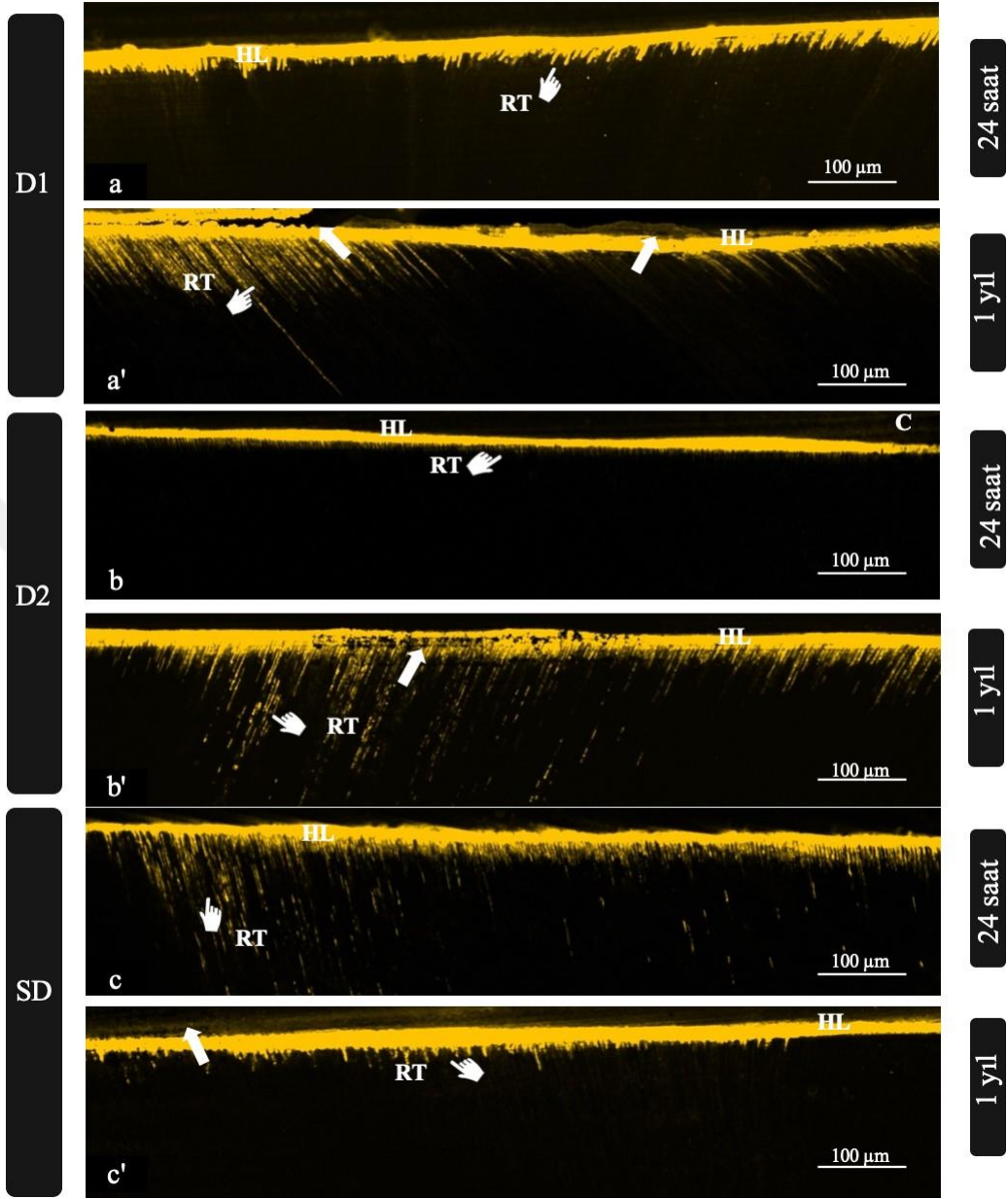
4.5. Konfokal Lazer Taramalı Mikroskobu (CSLM) Bulguları

Çalışmada rezin dentin arayüzünü CSLM ile görüntüleyebilmek için daha önceden adezivlerin içerisine rodamin karıştırılmasıyla boya arayüz boyunca hibrit tabaka ve dentin tübüllerine yayılmış ve görüntüler elde edilmiştir.

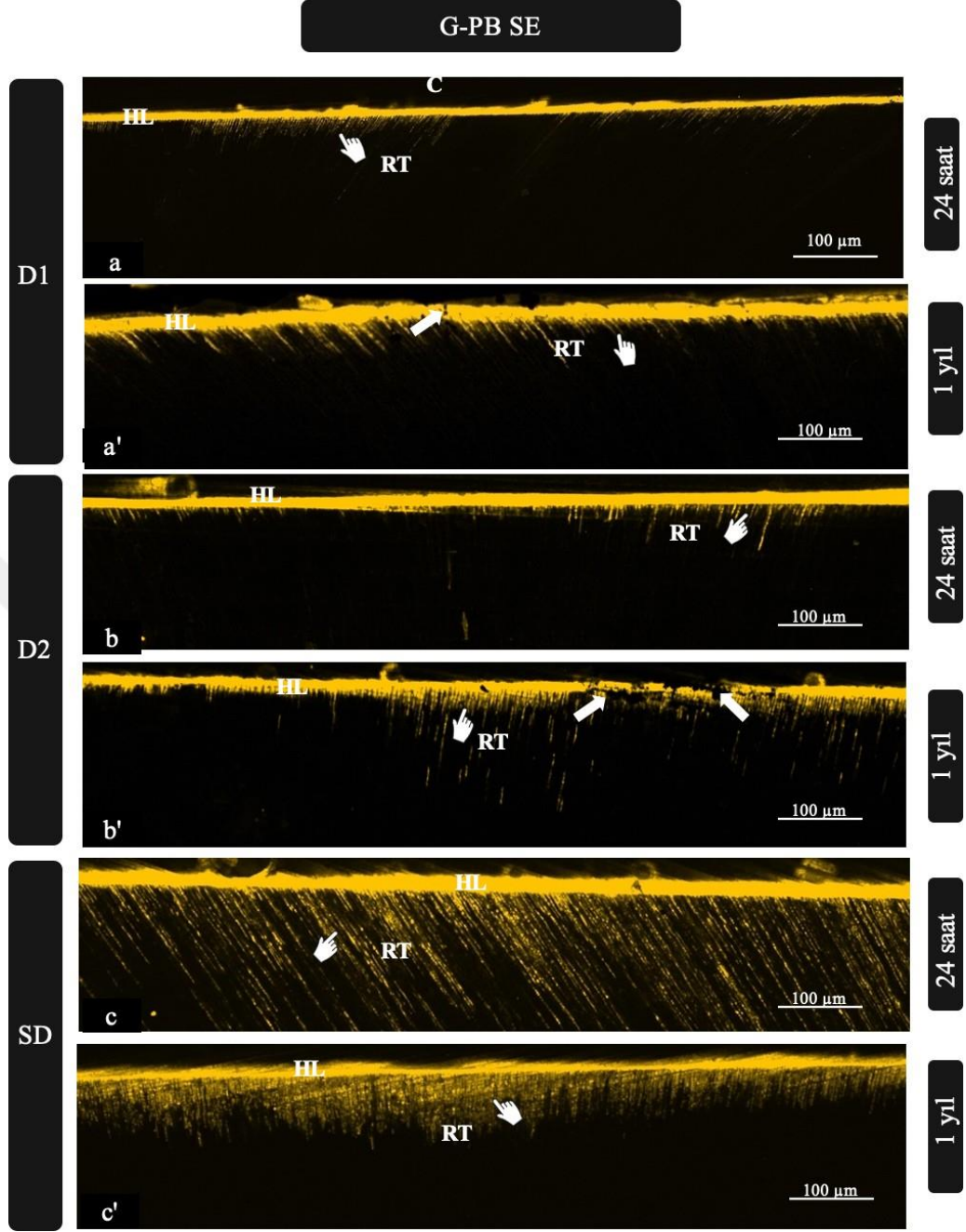


Şekil 4.5.1. PUB SE adezivinin farklı dentin grupları ile 24 saat ve 1 yıl sonraki rezin-dentin arayüzlerinin özelliklerini gösteren CSLM görüntüleri (HL; hibrit tabaka RT; rezin tag C; kompozit işaretçi; rezin taglar ok; HL aralanmaları). **D1**: Çürükten etkilenmiş yüzeyel dentin, **D2**: Çürükten etkilenmiş derin dentin, **SD**: Sağlam dentin, **PUB**: Peak Universal Bond, **SE**: Self Etch,

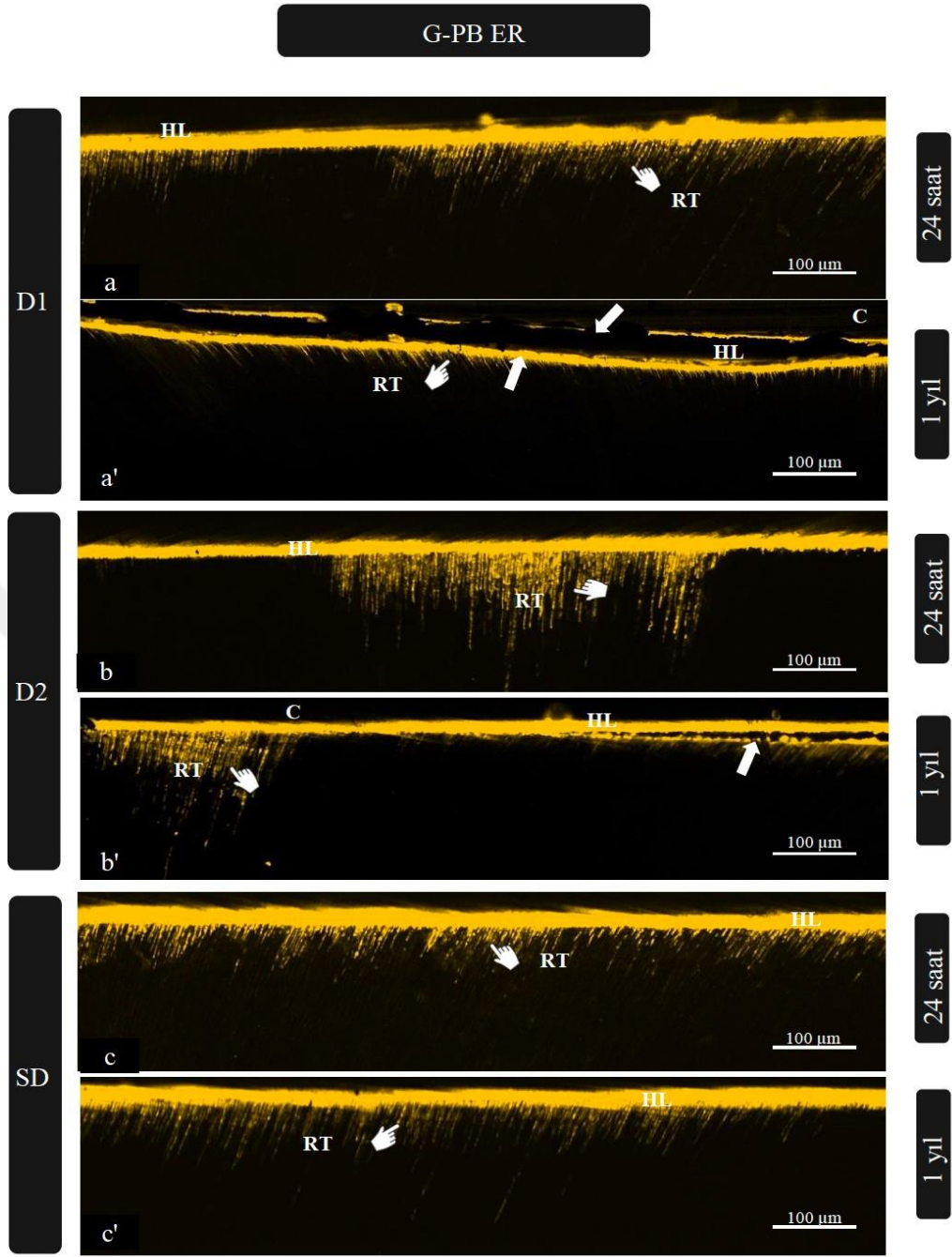
PUB ER



Şekil 4.5.2. PUB ER adezivinin farklı dentin grupları ile 24 saat ve 1 yıl sonraki rezin-dentin arayüzlerinin özelliklerini gösteren CSLM görüntüleri görüntüleri (**HL**; hibrit tabaka **RT**; rezin tag **C**; kompozit **işaretçi**; rezin taglar **ok**; HL aralanmaları). **D1**: Çürükten etkilenmiş yüzeyel dentin, **D2**: Çürükten etkilenmiş derin dentin, **SD**: Sağlam dentin, **PUB**: Peak Universal Bond, **ER**: Etch.& Rinse



Şekil 4.5.3. G-PB SE adezivinin farklı dentin grupları ile 24 saat ve 1 yıl sonraki rezin-dentin arayüzlerinin özelliklerini gösteren CSLM görüntüleri görüntüleri (**HL**; hibrit tabaka **RT**; rezin tag **C**; kompozit **işaretçi**; rezin taglar **ok**; HL aralanmaları). **D1**: Çürükten etkilenmiş yüzeyel dentin, **D2**: Çürükten etkilenmiş derin dentin, **SD**: Sağlam dentin, **G-PB**: G-Premio Bond, **SE**: Self Etch,



Şekil 4.5.4. G-PB ER adezivinin farklı dentin grupları ile 24 saat ve 1 yıl sonraki rezin-dentin arayüzlerinin özelliklerini gösteren CSLM görüntüleri (görüntüleri (HL; hibrit tabaka RT; rezin tag C; kompozit işaretçi; rezin taglar ok; HL aralanmaları). **D1:** Çürükten etkilenmiş yüzeyel dentin, **D2:** Çürükten etkilenmiş derin dentin, **SD:** Sağlam dentin, **G-PB:** G-Premio Bond, **ER:** Etch.& Rinse

1 yıllık depolamadan sonra, çürükten etkilenen dentindeki (D1 ve D2) hibrit tabakaların altında ve üstünde bazı aralanmalar, bozulmalar gözlenirken, sağlam dentindeki geleneksel hibrit tabaka bütünlüğünün korunduğu gözlenmiştir.

5. TARTIŞMA

Kompozit esaslı restoratif materyallerin diş dokularına adezyonunda dental substratların yapısal ve morfolojik özellikleri, restorasyonların klinik performansında önemli rol oynamaktadır. Adeziv sistemlerin dental dokulara bağlanma mekanizması iyi bilindiği ve gerekli prosedürler uygun şekilde yerine getirildiği takdirde restoratif tedaviler uzun vadede klinik olarak başarı sağlayabilirler. Güncel dental adeziv sistem ve yaklaşımlar, bonding tekniğini basitleştirmekle birlikte dental adezyonun en zayıf halkası olarak kabul edilen dentine bağlanma zorluklarını en aza indirmeyi amaçlamaktadır.

Diş hekimliğinde kavite preparasyonu sırasında farklı substratlarla karşı karşıya kalınmasının yanında çürükten etkilenen dentinin (CAD) klinik pratikte bağlanma için daha sık kullanılan bir substrat olduğu bilinmektedir. Genellikle adezivlerin in vitro bonding testlerinde, sıklıkla adeziv substratı olarak sağlam dentin (SD) kullanılır. Ancak klinik olarak daha sık karşılaşılan substrat olan CAD'e göre SD'nin daha az zorlayıcı olduğu dikkate alındığında, test edilen bu dental adezivlerin gerçek performansının genellikle olduğundan fazla tahmin edildiği varsayılabilir. Bu nedenle adezivlerin hem sağlam hem de çürükten etkilenen dentine bağlanma performansının değerlendirilmesi ve bu farklı dentin substratlarının karşılaştırılması daha önemlidir. Klinik pratiğinde adeziv seçimi kararı verilirken farklı dentin substratlarını karşılaştıran dental adezivlerin performansına ilişkin klinik çalışmalarla ilgili yararlanılabilecek bilgi literatürde çok azdır. Klinisyenler, bu sebeple CAD'e bağlanmada en iyi adezivi ve yaklaşımı seçmek için kendi klinik tecrübelerine veya in vitro verilere güvenmelidir.

Güncel minimal invaziv diş hekimliği yaklaşımına göre klinisyenlere bakterilerle oldukça kontamine olan, yumuşak, geri dönüşümsüz hasarlı, yüksek enfekte dentin dokusunun uzaklaştırılması ve etkilenmiş dentinin korunması tavsiye edilmektedir. Çürük dentinden lezyonun ilerleyen yönü olan normal dentine doğru göreceli olarak değişen derecede bir sertlik izlenir⁽⁵⁶⁾. Bu değişen sertlik, dentin lezyonunun histolojik yapısı ile nasıl ilgilidir ve diş hekiminin operatif tedavi sırasında enfekte dentin ile etkilenmiş dentin ayrımını nasıl yapacağı, çıkarması gereken dentin kalitesi ve miktarını nasıl belirleyebileceği soruları araştırılmalıdır.

Tüm bu sorulara ışık tutmak ve klinisyenlere güvenilir in vitro veriler sağlamak amacıyla bu çalışmada sağlam dentin ve çürükten etkilenmiş dentinin farklı seviyelerine mikro sertlik testi uygulanarak dentin yüzeysel sertliğinin belirlenmesinin ardından 3 farklı dentin substratı elde edilmiş ve 2 farklı güncel universal adeziv sistem, 2 farklı modda uygulanarak sağlam ve etkilenmiş dentine bağlanma başarısı mikro gerilim bağlanma dayanımı testi kullanılarak incelenmiştir. Ayrıca bağlantı ara yüzeyleri elektron mikroskobu (SEM) ve konfokal lazer taramalı mikroskobu (CSLM) ile immedat (24 saat) ve uzun dönemde (1 yıl) değerlendirilmiştir.

Dentin bağlanma dayanımı testi yapılması planlanan bir çalışmada çekilmiş dişler kullanılacaksa ISO standartları gereği (Technical Specification ISO/TS 11405: 2003(E), Second ed.; 2003-02-01) dişlerin çekimden hemen sonra teste tabi tutulması gerektiği, aksi halde dişlerin çekimden sonra bekletilmesiyle dentinin protein yapılarında dejeneratif yıkımların söz konusu olduğu ve bu durumun bağlanma dayanımı değerlerini etkileyebileceği bildirilmiştir⁽¹³⁸⁾. Pashley ve ark.⁽¹³⁹⁾ çekimden sonra geçen sürenin dentin bağlanma dayanımına etkisini inceledikleri bir çalışmada, çekimden sonra 1 ay kadar bekletilen dişlerde dentin bağlanma dayanımı değerlerinde anlamlı bir değişiklik olmadığını bildirmiştir. Bu sebeple bizim çalışmamızda da çekimden sonra en geç 1 ay içerisinde kullanılmak üzere 120 adet insan büyük azı dişleri toplandı.

Çekilmiş dişlerin ve hazırlanan test numunelerinin ideal saklanma koşulları daha önceki çalışmalarda araştırma konusu olmuştur. Rosa ve ark.⁽¹⁴⁰⁾ yaptıkları bir meta analiz çalışmasında çekilmiş dişlerin distile su, yapay tükürük veya Kloramin T solüsyonu içinde saklanabileceğini öne sürmüşlerdir. Lee ve ark.⁽¹⁴¹⁾ ise yaptıkları bir çalışmada çekilmiş dişlerin distile suda, %0,9'luk NaOCl'de veya %0,5'lik Kloramin T solüsyonunda saklanabileceğini bildirmişlerdir. Yapılan pek çok çalışmada bu solüsyonların daha çok tercih edildiği bilinmektedir. Bu bilgilere dayanarak çalışmamızda çekilmiş dişler en geç 1 ay içerisinde kullanılmak üzere, her diş yumuşak doku artıklarından temizlendikten sonra 4°C'de %0.5'lik Kloramin T solüsyonu içerisinde, mikro tensil, SEM ve konfokal için hazırlanan numuneler ise 37 °C'de distile su içinde saklanmıştır.

Çürüklerin uzaklaştırılması için kullanılan farklı yöntemler, farklı miktarda dokunun uzaklaştırılmasına ve daha derin dentin maruziyetine yol açabilir. Döner aletler ve

frezler, lezyon altındaki daha sert dentin dokusunu açığa çıkararak enfekte çürük dentinin çıkarılmasında daha az koruyucu olabilir. Buna karşılık lazer ablasyon veya biyokimyasal çürük giderme gibi yöntemler yüzey topografyasının değişmesine neden olabilir. Çürük uzaklaştırılması sonrası farklı yüzey hazırlıkları, yüzeyde kalan smear tabakasında farklılıklar oluşturabilir ve bu da adezivlerin performansını etkileyebilir. (142-144). Bu çalışmada da çürüğün uzaklaştırılması için dişlerin kavitasyon tabanına kadar olan kısmı su soğutması altında düşük hızlı elmas testere ve hassas kesme cihazı kullanılarak dentin seviyesinde yatay olarak kesilmiştir. Tabandaki yumuşak çürük sert bir dentin tabakasına ulaşana kadar manuel bir ekskavatör ile çıkarılmış ve ardından tekrar kesme cihazı ile dentin seviyesi indirgenip düz yüzeyler oluşturulmuştur. Standart bir smear tabakası oluşturulabilmesi için sırası ile 180, 600, 1200, 2400 ve 4000 gritlik SiC zımparalar ile su soğutması altında cila işlemi yapılmıştır.

İn vitro çalışmalar, çürük lezyonunun farklı bölgelerinin özelliklerini ve sınırlarını belirlemek için standart bir ölçüm olarak doku sertliğindeki nispi değişiklikleri kullanarak çürük dentinin mekanik özelliklerine odaklanmıştır (56, 57). Kinney ve ark.⁽¹⁴⁵⁾ yaptıkları bir çalışmada derinliğin bir fonksiyonu olarak sertlikteki azalmanın, kollajen içindeki mineral fazın heterojen dağılımı nedeniyle intertübüler dentin matrisinin sertliğindeki bir azalmadan kaynaklandığını göstermiştir. Biyokimyasal perspektiften, Knoop sertlik testinin (KHN) yapıda mevcut hidroksiapatit (HA) kristallerinin kristalitesi ve kohezyonunu doğrudan yansıttığı düşünülür, bu durum onu klinik mekanik ekskavasyon miktarı ile korelasyon gösteren evrensel bir doğrulama yöntemi yapar (146). Knoop sertlik testinin temel özelliği, yüzey etkilerine ve dokulara duyarlılığıdır. Vickers sertlik testinde (VHN) kullanılan Vickers girintisi, belirli bir yük için Knoop girintisine göre daha sığdır ve numuneye yaklaşık iki kat daha fazla nüfuz eder. Köşegen uzunluğu, Knoop girintisinin en uzun köşegen uzunluğunun yaklaşık üçte biri kadardır. Bu nedenle, Vickers sertlik testi (VHN) yüzey koşullarına daha az duyarlıdır ve daha kısa köşegenleri nedeniyle eşit yükler uygulandığında ölçüm hatalarına daha duyarlıdır (147, 148). Bu testin daha duyarlı olmasından dolayı çalışmamızda Vickers testi kullanarak dentin sertlikleri ölçülmüş ve 3 farklı sertlikteki dentin gruplarına ayrılmıştır.

Fuentes Ve ark.⁽¹⁴⁹⁾ iki farklı yük altında iki indentasyon yöntemi (Knoop ve Vickers) ile yüzey ve derin dentinin mikrosertliğini belirlemek için yaptıkları çalışmada,

yaklaşık 2 mm kalınlığında sağlam dentin diski örneklerine sırasıyla Vickers indentor ile 300g ve 500g yükler, Knoop indentor ile 50g ve 100g yükler uygulamışlardır. Ortalama Vickers sertlik değeri (VHN) ve Knoop sertlik değeri (KHN) bulgularına göre dentinin mikrosertliğinin, her iki indentasyon yöntemi için uygulanan farklı yüklerden etkilenmediğini ortaya koymuşlardır. Tez çalışmamızda da benzer şekilde ön çalışmalar yapılarak farklı yükler farklı ön yük sürelerinde denenmiş ve dentin sertliğinin yük bağımlı olmadığını belirlenmesinin ardından tüm örnekler 15 sn. boyunca 25g'lık yük uygulanarak Vickers ölçümleri yapılmıştır. Her örnek için 5 Vickers girintisi oluşturulup değerlerin ortalaması alınmıştır. Banerjee ve ark. ⁽⁵⁶⁾ çürük dentin lezyonunu Knoop sertlik değerlerine göre, çürükle enfekte dentin (CID) <25 KHN (19 VHN) ve çürükten etkilenmiş dentini (CAD) 25–40 KHN (19-30 VHN) arasında sınıflandırmıştır ⁽⁴¹⁾. Bu çalışmada çürükten etkilenen yüzeyel dentinin (D1) ortalama mikro sertliği 10-20 VHN, çürükten etkilenen derin dentinin (D2) ortalama mikro sertliği 20-40 VHN, sağlam dentinin (SD) ortalama mikro sertliği 50-100 VHN olacak şekilde belirlenmiştir.

Rezin kompozit materyaller ile dentin dokusu arasındaki adeziv bağlanmanın değerlendirilmesi amacıyla çalışmalarda genellikle mikro gerilim bağlanma dayanımı (μ TBS) testi kullanılmaktadır ⁽¹⁵⁰⁾. Mikro gerilim bağlanma dayanımı test yönteminin önemli avantajlarından biri 1 mm²'lik bir alanın test edilebilirliği ve diğer avantajı ise sağlam dentin, çürükten etkilenmiş dentin, sklerotik dentin, gibi farklı substrat yüzeylerine bağlanmaların karşılaştırılmasına olanak sağlamasıdır. Sahip olduğu avantajlar nedeniyle Pashley ve ark. ⁽¹²⁶⁾ mikro gerilim bağlanma dayanımı testlerini en güvenilir bağlanma testleri olduğunu, Van Meerbeek ve ark. ⁽¹⁵¹⁾ yaptıkları bir çalışmada, son yıllarda yapılan bağlanma dayanımı testlerinin çoğunda mikro gerilim testinin tercih edildiğini bildirmişlerdir. Çalışmamızda mikro gerilim bağ dayanımı testleri Sano ve ark. ⁽¹³⁷⁾ tarafından bildirilen mikrogirilim bağlanma dayanımı testi tekniğine göre dambıl (kum saati) şeklindeki numunelere elmas uçlu bir frez yardımıyla manuel olarak kesilmiş ve ardından mikrotensil testine tabi tutulmuştur.

Erhardt ve ark. ⁽¹⁵²⁾ etch and rinse ve self-etch adezivlerin sağlam (SD) ve çürükten etkilenen dentine (CAD) bağlanmasının uzun ömürlülüğünü, bağ gücü ve morfolojik değerlendirmelerini yaptıkları çalışmalarında, μ TBS testi için hazırladıkları levhaları ince bir elmas frez ile kum saati şeklindeki numuneler halinde, en küçük boyutu bağlanmış arayüzde (1 mm²) olacak şekilde elle kesilmişlerdir. Biz de çalışmamızda

bu hazırlık prosedürünü benimseyerek daha önceden ortalama Vickers değerlerini ölçtüğümüz spesifik dentin bölgelerini doğru bir şekilde belirledik ve doğru bir şekilde test etmiş olduk.

Elde edilen mikro tensil bağlanma dayanımı bulgularına göre universal adezivlerin bağlanma dayanımlarının, farklı dentin koşullarından (farklı mikro sertliğe sahip sağlam ve etkilenmiş dentin) etkilenmeyecektir (H01) şeklindeki birinci hipotezimiz reddedilmiştir. Çünkü en yüksek bağlanma değerlerini tüm gruplarda SD grubu gösterirken, D2 dentin grubu genel olarak sağlam dentine yakın değerler gösterse de bazı gruplarda anlamlı derecede daha düşüktür. D1 dentin grubu ise tüm gruplarda en düşük değerleri göstermiştir (Tablo 4.2.1. ve Tablo 4.2.2.). Ortak bir değişken olarak sertliğe atfedilebilen varyansı çıkardıktan sonra dentin tipinin bağlanma gücü üzerindeki etkisini analiz eden bir çalışma ⁽¹⁵³⁾, dentin durumunun bağlanma gücü üzerinde önemli bir etkisi olduğunu göstermiştir: SD ve CAD benzer intertübüler sertliğe sahip olsa bile, CAD'in bağlanma dayanımı değerlerinin, yine de SD'den önemli ölçüde daha düşük olacağını bildirmişlerdir. CAD'e bağlanma üzerine yakın zamanda yapılan bir sistematik inceleme, test edilen adezivlere bağlı olarak çalışmaların %40 ila %85'inin SD'ye daha yüksek bağlanma dayanımı gösterdiğini bildirmiştir ⁽¹⁵⁴⁾.

Ceballos ve ark. ⁽¹⁵⁵⁾ yaptıkları bir çalışmada total-etch veya self-etch adezivlerin çürükten etkilenen dentine ve sağlam dentine mikrogerilim bağlanma dayanımını, μ TBS testi sonrası kopan örneklerde kopma kısmına yakın dentinin DIAGNOdent lazer floresan ile görüntülemiş ve Knoop (KH) ile mikrosertliklerini ölçmüş ve bu verileri μ TBS ile ilişkilendirmişlerdir. Çürük uzaklaştırma için %0.5 fuksin boyası, görsel inceleme ve SiC zımpara kullanmışlardır. Total-etch adezivlerin, self-etch sistemlere göre daha yüksek bağlanma dayanımı sağladığını, tüm adezivlerin, çürükten etkilenen dentine göre sağlam dentine daha yüksek dayanımlar elde ettiğini ve çürükten etkilenen dentinde daha yüksek lazer floresan değerleri ve daha düşük KH değerleri kaydedildiğini bildirmişlerdir. Lazer floresan ölçümleri ve KH değerleri ile çürükten etkilenen dentini normal dentinden ayırmışlardır. Bizim çalışmamızda ise dentin gruplarının ayırımı en başta uygulanan Vickers mikrosertlik testi ile yapılmıştır. Metodolojik farklılıklar olsa da sağlam dentine bağlanma dayanımının yüksek bulunması açısından bulgularımız benzerdir.

Çürükten etkilenen dentinin kimyasal ve morfolojik özelliklerindeki değişiklikler düşük bağlanma kuvvetinin nedenleri olabilir. Test edilen iki adezivin çürükten etkilenmiş dentinde normal dentine kıyasla daha düşük bağlanma dayanımı muhtemelen birkaç faktörden kaynaklanmaktadır. Çürükten etkilenen dentinin sağlam dentine kıyasla çok daha düşük magnezyum (Mg) içeriği gösterdiği, ancak çürükten etkilenen dentindeki kalsiyum (Ca) ve fosfor (P) yoğunluklarının sağlam dentine benzer olduğu gösterilmiştir ⁽¹⁵⁶⁾. Dentindeki Mg içeriğindeki azalma, dentin çürüklerinde Ca ve P içeriğindeki azalmanın başlamasından önce başlar ⁽¹⁵⁷⁾. Mg içeriğindeki değişiklikler, çürük demineralizasyonun ilk işareti olabilir ve peritübüler dentin matrisinin kaybını gösterebilir ⁽¹⁵⁸⁾. Çürükten etkilenen dentin , kısmen demineralize olduğu için normal dentinden daha yumuşaktır. Ayrıca, sağlam dentine kıyasla çürükten etkilenen dentin daha büyük apatit kristalleri ile daha geniş kristaller arası boşluklara sahiptir ve bu kristaller rastgele dağılırlar ⁽¹⁵⁹⁾. Çürük sürecinde, tübül lümeni içinde sürekli bir mineral birikimi meydana gelir ve çürükten etkilenen dentin içindeki dentin tübüllerinin çoğu mineral kristalleri tarafından kapatılmıştır. Bu nedenle dentinin geçirgenliği, tübüllerin tıkanması nedeniyle azalır ⁽⁵⁵⁾. Böylece geçirgenliğin azalması ve aside dirençli intratübüler mineral birikintilerinin varlığı nedeniyle rezin monomerler dentin içerisine yeterince nüfuz edemez. Böylece yetersiz rezin tag oluşumu ile bu tür dentinin elastikiyet modülünde ve kohezyon gücünde azalma sonucu düşük bağlanma dayanımı görülüyor olabilir ^(160, 161). Ayrıca çürük sürecinde dentin matrisindeki mineral kaybı nedeniyle mineral hacminin yerini su alır. Normal dentinin su içeriği yaklaşık %10 iken, çürükten etkilenen dentinin su içeriği % 14 ile %53 arasında değişen daha yüksek bir değer gösterir ⁽¹⁶²⁾.

Smear tabakası, smear tıkaçları oluşturmak için dentin tübüllerinin ağızlarını doldurur ve dentin geçirgenliğinde bir azalmaya yol açar. Bununla birlikte, smear tabakasındaki mikron altı gözenekler hala dentin sıvısının difüzyonuna izin verir. Çürükten etkilenen dentin üzerinde oluşan smear tabakasının morfolojik ve kimyasal yapısı normal dentinden farklı olacaktır, çünkü çürükten etkilenen dentin kısmen demineralize olur ve normal dentine kıyasla farklı mineral/organik içeriklere yol açar. Gerçekten de, çürükten etkilenen dentinin smear tabakası, normal dentine kıyasla daha kalındır ve organik bileşenlerden daha zengindir ⁽¹⁶³⁾. Bu farklı smear tabakası varlığı da bağlanma dayanımları arasındaki farklılığın bir sebebi olabilir.

Çalışmamızın SEM bulguları da farklı dentin subsratları arasındaki bağlanma dayanımı farklılıklarını desteklemektedir. Şekil 4.4.1 ve Şekil 4.4.2’deki SEM görüntüleri incelendiğinde D1 ve D2 dentin gruplarında her iki adeziv için de yetersiz, kısa rezin tag oluşumları ile daha kalın hibrit tabakaların varlığı dikkat çekmektedir. SD gruplarında ise daha yoğun rezin taglarla beraber daha ince hibrit tabaka varlığı daha yüksek bağlanma değerlerinin elde edilmesine olanak sağlıyor gibi görünmektedir.

Doi ve ark. ⁽¹⁵⁶⁾ üç farklı self-etch adeziv sisteminin normal dentine (ND), çürükten etkilenen dentine (CAD) ve çürükle enfekte dentine (CID) mikro gerilim bağlanma dayanımlarını test ettikleri çalışmalarında, hassas kesme cihazıyla koronal çürüğü uzaklaştırıp kalan dentin subsratlarını gruplandırmak için çürük tespit boyasını kullanmışlardır. 24 saat sonra ölçtükleri μ TBS bulgularına göre üç adeziv sisteminin CAD ve CID'ye bağlanma güçleri, ND'ye göre önemli ölçüde daha düşük olduğunu, ancak CAD ve CID için aralarında önemli bir fark olmadığını bildirmişlerdir. Ayrıca inceledikleri SEM bulgularında, CAD ve CID'deki hibrit tabakanın, ND ile karşılaştırıldığında daha gözenekli olduğunu, rezin tagların daha zayıf olduğunu gözlemlemişlerdir. Çürük dentinde gözenekli hibrit tabaka ve yetersiz tag oluşumu nedeniyle CAD ve CID'ye bağlanma dayanımlarının çeşitli self-etch adeziv sistemlerinden etkilenmediğini göstermişlerdir. Çalışmamız dentin gruplarının belirlenmesinde çürük boyasına kıyasla dentin sertliğine, dolayısıyla dentinin histolojik yapısına daha uygun bir test yöntemi olan Vickers mikrosertlik testini kullandığı için bulgularımızın daha tutarlı olduğunu düşünmekteyiz. Bu sebeple bu çalışmanın bulgularıyla çalışmamızı kıyaslamak çok doğru olmasa da etkilenmiş dentinde hibrit tabaka ve rezin tag yapılarının SEM bulguları açısından bir benzerlik vardır.

Mikro tensil bağlanma dayanımı testi sonrası kopan örnek yüzeylerinin stereomikroskopta incelenerek kırılma tipi analizlerinin yapılması ile yaşanmadan bağımsız olarak araştırılan tüm gruplarda en yaygın adeziv tip, ardından mix tip başarısızlıkların görüldüğü tespit edilmiştir. Bu durum, başarısızlıkların genellikle kompozit içinde başladığı ve adeziv tabaka boyunca ilerleyip dentin içine yayıldığı anlamına gelir. 1 yıl sonundaki adeziv ve miks başarısızlık oranlarında da bir artış görülmüştür (Şekil 4.3.1 ve Şekil 4.3.2).

Universal adezivler, dental materyallerin diş substratlarına bağlanması için dental üreticiler tarafından pazarlanan en yeni ürünlerdir ⁽¹⁴⁰⁾. Bu multimod adezivler, klinisyenin tercihine bağlı olarak etch and rinse, self-etch veya selektif etch modlarında kullanılabilir. Ayrıca indirekt rezin kompozit restorasyonların yapıştırılmasında da kullanılabilirler. Bu adezivlerden bazıları ise zirkonya ve silika bazlı seramiklere bağlanmayı sağlayan monomer bileşenleri de içerir ⁽¹⁶⁴⁾. Bununla birlikte, bu adezivlerin çoğunun bileşiminde özellikle eksik olan şey, bağ bozulmasının önlenmesi için başarılı olduğu düşünülen elementlerdir. Yakın zamanda yapılan araştırmalar, etch and rinse veya self-etch modu kullanılarak uygulanan universal adezivlerin çeşitli substratlara ^(78, 97, 165) mükemmel immediat bağlanma gücü ürettiğini bildirmiş olsa da, bu bilgiler sınırlıdır ve uzun dönem başarıları hakkında daha çok bilgiye ihtiyaç vardır.

Bu adezivlerin dentin üzerinde oluşturduğu bağların dayanıklılığını artırmak için 10-metakriloiloksidil dihidrojen fosfat (10-MDP) monomeri gibi bazı monomerler adezivlere dahil edilmiştir ^(87, 166). 10-MDP monomeri adeziv ajanların yapısında bulunan kimyasal bağlanma potansiyeline sahip nanotabakalar oluşturabilen bir monomerdir ⁽⁸⁵⁾. 10-MDP monomeri dentindeki kollajen fibriller üzerindeki apatit kristallerine iyonik olarak bağlanarak 10-MDP- Ca tuzlarını oluşturur. Bu bağ güçlü, kimyasal, uzun ömürlü bir bağıdır ⁽¹⁶⁷⁾. Çalışmamızda kullandığımız hem Peak Universal Bond hem de G-Premio Bond 10-MDP monomeri içeren, total etch, self etch ve selektif etch modlarında kullanılabilen güncel universal dental adezivlerdir. Bulgularımıza göre her iki adeziv için de D2 dentin grubunun bağlanma dayanımı değerlerinin SD'e oldukça yakın değerler göstermesinin bir nedeni de bu adezivlerde bulunan 10-MDP monomerinin kimyasal bağ oluşumunu artırmasıyla daha güçlü bağlar kurulması olabilir.

Koyutürk ve ark. ⁽¹⁶⁸⁾ beş self-etch adeziv sisteminin çürükten etkilenmiş ve sağlam dentine bağlanma dayanımını inceledikleri çalışmalarında, hibrit tabaka oluşumu yoluyla mikromekanik kenetlenmenin yanı sıra, self-etch adezivlerin dentine bağlanma dayanımı, fonksiyonel monomer ve artık hidroksiapatit arasındaki ilave kimyasal etkileşimden arttırılabildiğini, hem çürükten etkilenen hem de sağlam dentine self-etch adezivler arasındaki bağlanma dayanımındaki farklılıkların asitlikten ziyade kimyasal bileşimden kaynaklandığını doğrulamışlardır. Benzer şekilde bizim çalışmamızda da kullanılan universal adezivlerin kimyasal bileşiminde bulunan 10-

MDP fonksiyonel monomerinin kimyasal bağ oluşumunu artırmasıyla daha güçlü bağlar kurulduğu düşünülmektedir.

Pashley ve ark. ⁽⁹³⁾ dentin matriksindeki konakçıdan üretilen matriks metalloproteinaz (MMP'ler) enzimlerinin, tam olarak rezin infiltre edilmemiş asitle aşındırılmış dentin içinde açığa çıkan, korumasız kollajeni bozabileceğini ve bu etkinin CHX kullanımı ile azaltılabileceğini gösteren ilk kişilerdi. Klorheksidin gibi MMP inhibitörlerinin kullanımı asitle aşındırma işleminden sonra, rezin infitre hibrit tabaka içinde açığa çıkan kolajenin bozulmasını önleyebilir veya bozulmayı en aza indirebilir. Bu da hibrit tabakanın uzun vadeli stabilitesine ve bağ kuvvetinin artmasına katkıda bulunabilir. CHX'nin dentine mükemmel bir substantivitesi vardır ve mineralize dentinin yanı sıra demineralize dentine de bağlanır. Düşük CHX konsantrasyonlarının MMPs ve sistein katepsinlerini inhibe edebileceği daha önceki araştırmalarla kanıtlanmıştır ⁽¹⁶⁹⁾. Adezivler yarı geçirgen membran gibi davrandığından, adeziv tabakanın, zamanla hibrit tabakaya salınan ve adeziv bağın dayanıklılığına katkıda bulunabilecek bir CHX rezervuarı olarak hizmet edebileceği düşünüldüğünden günümüzde CHX adeziv sistemlerin bileşenlerine dahil edilmeye başlanmıştır. Bu nedenle, bu çalışmada %0.2 CHX içeren ticari olarak temin edilebilen bir adeziv olan PUB test edilmiştir. %0.2 CHX içeren PUB adeziv sisteminin SE modda farklı dentin gruplarına bağlanma başarısı G-PB SE grubuna benzer değerler göstermesine rağmen ER modda kullanıldığında G-PB'a göre oldukça düşük değerler göstermiştir. Uzun dönemde (1 yıl) ise PUB'un bağlanma dayanımı değerlerinde anlamlı düşüş görülmüştür. Bu bulgular dahilinde Peak Universal Bond'un içerdiği %0.2 CHX'in özellikle immedat bağlanma dayanımları üzerinde olumlu bir etkisi olduğu ancak uzun dönemde bağ stabilitesini korumada ek bir fayda sağlamadığı sonucuna varılabilir.

Sabatini ve ark. ⁽⁹¹⁾ geleneksel bir adeziv Peak LC Bond ve bir CHX içeren adeziv Peak Universal Bond'u %35 fosforik asit ile etch-and-rinse ve self-etch yaklaşımla kullandıkları çalışmalarında; adezivin CHX içermesi, adeziv yaklaşımı ve saklama süresi gibi değişkenlerin ortalama SBS üzerinde önemli bir etkisi olmadığını göstermişlerdir ($p > 0.05$).

Maravic ve ark. ⁽¹⁶⁹⁾ Peak Universal Bond ve Adper Scotchbond Universal adezivlerini sağlam dentin örnekleri üzerinde self-etch ve etch-and-rinse modda uygulayarak immedat ve 12 ay sonra μ TBS bağ gücü ve enzimatik aktiviteyi test ettikleri

çalışmada, bizim çalışmamızla benzer şekilde immediat μ TBS bağ gücünün, CHX içeren PUB gruplarında, daha yüksek olduğunu ancak farklı olarak bağ gücünün 12 aylık yaşlanmadan sonra önemli ölçüde koruduğunu bulmuşlardır.

Adeziv sistemlerin, özellikle de SE modunda bileşenlerden birine dahil edilen CHX ile yapılan diğer çalışmaların sonuçları değişkenlik göstermektedir. Bazı çalışmalar, E&R modunda kullanılan adeziv bileşenlerine CHX'nin eklenmesinin, 12 aylık yaşlandırmadan sonra bağlanma dayanımının korunmasına katkıda bulunabileceğini göstermiştir ^(90, 170). Yiu ve ark. ⁽¹⁷¹⁾ E&R modunda kullanılan adeziv bileşimine eklenen CHX'in etkisi ile ilgili karışık sonuçlar bulmuştur. Zhou ve ark. ⁽⁸⁹⁾ %0.1 -%1 CHX'in bir SE primerine eklenmesinin, 12 aylık bir yaşlandırmadan sonra dentin bağlanma gücünü koruyabileceğini bulmuşlardır. Başka bir çalışmada, %2 CHX içeren bir SE adezivi kullanılmış ve CHX'in 6 ay sonraki bağlanma performansı üzerinde hiçbir etkisi olmadığı bulunmuştur ⁽¹⁷²⁾. Bizim çalışmamızda da CHX içeren PUB'un tüm dentin subsratlarında SE modunda kullanılmasının, ER modda kullanılmasına kıyasla hem immediat hem de 1 yıllık bağlanma dayanımının daha yüksek olduğu, uzun dönemde ise bağ dayanımlarında düşüş olduğu bulunmuştur.

Ekambaram ve ark. ⁽¹⁷³⁾ CHX ve etanol-wet bonding (EWB) uygulamasının hidrofobik adezivlerin sağlam (SD) ve çürükten etkilenen dentine (CAD) bağlanma dayanıklılığı ve nanosızıntısı üzerindeki etkisini 24 saat ve 12 ay sonra inceledikleri çalışmalarında; subsrat, ıslatıcı ajan ve zaman açısından anlamlı farklılıklar gözlemlemişlerdir. %2 CHX'in EWB'ye dahil edilmesi ile, SD ve CAD'nin bağlanma gücünü koruduğu ve 12 ay sonra arayüzey nanosızıntısını azalttığı, %2 CHX'in WWB'ye katılması ile yaşlanmadan sonra SD'ye bağlanma gücünü de koruduğu bildirilmiştir. CHX'in bağlanma üzerine etkisini biz de çalışmamızda %0.2 CHX içeren Peek Universal Bond kullanarak test ettik ve özellikle immediat bağlanma dayanımları üzerinde olumlu bir etkisi olduğu ancak uzun dönemde bağ stabilitesini korumada ek bir fayda sağlamadığını gözlemledik.

Bugüne kadar universal adezivleri değerlendiren pek çok çalışma olmasına rağmen, yakın tarihli bir sistematik derleme ⁽¹⁴⁰⁾, universal adezivlerin sağlam dentine bağlandıklarında uygulama modundan bağımsız olarak farklılık göstermediğine işaret etmiştir. Bunun aksine, minede universal adezivlerin bağ gücünün fosforik asitle aşındırma ile iyileştirilebileceği gösterilmiştir ⁽¹⁷⁴⁾. Etch-and-rinse modunda

uygulanan universal adezivlerin daha derin dentin demineralizasyonu üretme eğiliminde olması beklenebilir, bu da daha kalın hibrit tabaka ve hibrit tabakanın altındaki düzensiz alanlar ile sonuçlanarak çürükten etkilenen dentinde immedat ve uzun süreli bağ dayanımını azaltır ^(175, 176). Bizim çalışmamızda da benzer şekilde her iki adezivin de ER modda kullanılması ile SE moda kıyasla daha düşük bağlanma dayanımı değerleri gösterdiği bulunmuştur (Tablo 4.2.1. ve Tablo 4.2.2.). Bu nedenle universal adezivlerin farklı dentin koşullarına bağlanma dayanımı, farklı adeziv yaklaşımlarından (self-etch ve total-etch) etkilenmeyecektir (H02) şeklindeki ikinci hipotezimiz reddedilmiştir.

ER modda universal adezivlerin daha düşük bağlanma dayanımı göstermesinin birkaç sebebi olabilir. Normal ve çürükten etkilenen dentin yüzeyine fosforik asit uygulandığında, smear tabakası tamamen kaldırılır ve her iki dentinin alt yüzeyinin demineralize olmasıyla kollajen fibrilleri açığa çıkar. Yüksek bağlanma dayanımlı bir rezin-dentin ara yüzeyi oluşturmak için rezin monomerleri bu demineralize dentinin alt yüzeylerine nüfuz etmelidir. Ancak normal dentin için bile demineralizasyon derinlikleri ile rezin monomer penetrasyonu arasında farklılıklar olduğu gösterilmiştir. Demineralizasyon derinliği arttıkça rezin monomerinin açığa çıkan kollajenin derinlerine ulaşması daha zordur. Ayrıca, daha derindeki demineralize bölgede daha büyük miktarda su varlığı, adeziv rezin monomerlerinin penetrasyonu ile rekabet edecektir. Kalan suyun yanı sıra çürükten etkilenen dentin, serbest radikal oluşumuna neden olan ve adeziv monomerlerin zayıf polimerizasyonuna yol açan maddeler içerebilir ⁽¹⁷⁷⁾. Asitle aşındırma sonucu derin demineralizasyon oluşumu bu nedenlerden biridir.

Bir diğer neden ise saydam tabakada bulunan dentin tübüllerinde biriken minerallerin yüksek asit direncine sahip olmasıyla fosforik asit ile aşındırma, dentin tübüllerinde bulunan mineral birikintilerini tamamen çözemez. Dentin tübüllerinin içindeki mineral birikintilerinin varlığı, dentin tübüllerinin periferinde yetersiz rezin monomer infiltrasyonunun yanı sıra rezin tagı oluşumunu engelleyerek daha düşük bağ kuvvetine yol açar ^(10, 175). Çürükten etkilenen dentindeki etch and rinse sisteminin hibrit tabakası sağlam dentine kıyasla daha kalın ve daha gözeneklidir. Çalışmamızın mikrotensil bağlanma dayanımı testi bulguları ve SEM incelemeleri ile elde edilen rezin-dentin arayüz bulguları birlikte değerlendirildiğinde adezivlerin ER modda kullanılmasıyla yetersiz rezin monomer infiltrasyonu ile seyrek ve kısa rezin tagların

oluştugu, hibrit tabakaların daha kalın olduğu ve bağ gücünün bunlardan etkilendiği görölmektedir.

Arrais CAG ve ark. ⁽¹⁷⁸⁾ 'nın ilave ve uzatılmış asitle aşındırmanın iki adeziv sistemin (Clearfil SE Bond, Single Bond) sağlam) ve çürükten etkilenen dentine olan mikro gerilim bağ dayanımları üzerindeki etkilerini değerlendirdikleri çalışmada, çürük dentini ekskavatör ve SiC zımpara ile uzaklaştırmışlar, her iki adezivin de SD'e bağlanma dayanımlarının CAD' den anlamlı derecede yüksek olduğunu, ilave ve uzatılmış asitle aşındırmanın ise CAD'e bağlanmayı artırdığını, SD üzerinde ise bir etkisi olmadığını rapor etmişlerdir. Çalışmamızda kullanılan adeziv sistemlerin SE modda kullanılmasının daha yüksek değerler göstermesi açasından bu çalışma ile bulgularımız farklılık göstermektedir.

Self-etch sistemleri ayrıca çürükten etkilenen dentinde normal dentine göre daha düşük bağlanma gücü sergilediği ve çürükten etkilenen dentindeki hibrit tabakaları da normal dentinden daha kalın olduğu ancak etch and rinse sistemlerinden kesinlikle daha ince olduğu daha önceki çalışmalarda bildirilmiştir ^(36, 179). Self-etch adezivler kullanıldığında, demineralizasyon ve rezin monomer penetrasyonu aynı anda gerçekleştiğinden , demineralize bölge derinlikleri ile rezin monomer penetrasyonu arasında daha az tutarsızlık olduğu genel olarak kabul edilmiştir. Self-etch sistemi, yüksek pH'ları nedeniyle çürükten etkilenen dentinin dentin tübüllerindeki aside dirençli mineral birikintilerini çözemez veya kaldıramaz. Çalışmamızda adezivlerin SE modda kullanımı ile D2 ve SD arasında bağlanma dayanımlarının benzer olduğu, D1 in ise bunlardan anlamlı derecede düşük olduğu görölmüştür (Tablo 4.2.1. ve Tablo 4.2.2.).

Dentin adezivlerinin bağlanmadaki nihai amacı, diş restorasyon ara yüzünün uzun süreli sızdırmazlığını sağlamaktır. Dentin bonding teknolojisindeki son altmış yılda kaydedilen ilerleme olağanüstü olmasına rağmen, ağız ortamında diş yapılarına adezyon hem fiziksel hem de kimyasal zorluklarla karşı karşıyadır ve bu durum zamanla bağların yaşlanmasına neden olur ^(180, 181). Farklı dentin substratlarına uzun dönem bağlanma ile ilgili hala bazı endişeler vardır. Yüksek bağlanma dayanımı değerleri, adeziv prosedürlerinden hemen sonra immediat olarak test edilebilir ancak bu bulgular uzun vadeli bağ stabilitesi ile tamamen ilişkili değildir. Çünkü rezin-dentin bağının bozulması daha uzun aşamalarda (6 ay veya daha az) başlayabilir.

Literatürde en sık kullanılan yaşlandırma yöntemi, distile suda oda sıcaklığında (25°C) veya 37°C'de örneklerin bekletilmesi şeklinde uygulanmaktadır. Bu yöntem genellikle bir adeziv rezin ile dentin ara yüzünün stabil kalacağı süreyi ve zamanla bağlantıda gözlemlenen değişiklikleri tahmin etmenin bir yolu olarak kabul edilmektedir ⁽⁹⁸⁾. Suda bekletme ile su iyon difüzyonuna bağlı olarak rezin-dentin ara yüzündeki açığa çıkmış, değiştirilmiş kolajen fibrilleri, doğrudan suya maruz kalma durumunda daha fazla kolajen düzensizliğine veya denatürasyonuna duyarlı olacaktır. Bu da bağlı ara yüzün bozulmasına yol açarak adezivin mekanik özelliklerinde, bağ dayanımlarında azalmaya neden olacaktır ⁽¹⁰²⁾. Bu nedenle bu çalışmada uzun dönem adeziv başarılarının değerlendirilebilmesi için örneklerin yaşlandırılması amacıyla 1 yıl suda depolama yöntemi tercih edilmiştir. Erhardt ve ark. ⁽¹⁵²⁾ yaptıkları çalışmada 6 ay boyunca arayüzeyin doğrudan suya maruz kalmasından sonra, adeziv sistemlerden bağımsız olarak çürükten etkilenen dentinin bağlanma kuvvetinin azaldığını ve çürükten etkilenen dentinin bağlı arayüzlerinin, hidrolitik bozulmaya normal dentinden daha eğilimli olduğunu belirtmişlerdir.

Çalışmamızda da 1 yıllık suda depolama sonrası bağ dayanımlarından düşüş görülmesi daha önceki yapılan çalışmaların bulgularıyla uyum göstermektedir. Bahsedildiği gibi bu düşüş rezin dentin arayüzünde hidrolitik bozulmadan ve hibrit tabakadaki yaşlanmadan kaynaklanıyor olabilir. Bu nedenle universal adezivlerin farklı dentin koşullarına bağlanma dayanımı, depolama sürelerinden (24 saat ve 1 yıl) etkilenmeyecektir (H03) şeklindeki üçüncü hipotezimiz reddedilmiştir. Adezivlerin uzun dönem başarılarının araştırıldığı çalışmamızda konfokal lazer taramalı mikroskop (CSLM) kullanılarak rezin-dentin ara yüzleri incelenmiş ve 1 yıl sonunda özellikle D1 ve D2 dentin grubunda yaşlanma bulguları tespit edilmiştir. Hibrit tabakaların bazal kısmında veya tepesinde meydana gelen değişken derecelerde aralanma ve bozulmalar, tübüllere rezin penetrasyonunda azalma ile kısa ve seyrek rezin tag oluşumları izlenmiştir. SD gruplarında ise hibrit tabakanın stabilizasyonunun nispeten daha iyi korunduğu ve daha yoğun rezin tagların oluştuğu izlenmiştir (Şekil 4.5.1, Şekil 4.5.2, Şekil 4.5.3 ve Şekil 4.5.4).

Ana Rosa Costa ve ark. nin ⁽¹⁸²⁾ farklı dentin substratlarının uzun dönem μ TBS'ye etkisini incelediği çalışmalarında sağlam dentinin μ TBS'nin (MPa) (41.2), çürükten etkilenen (32.4) ve çürükle enfekte, (27.2) dentinden önemli ölçüde daha yüksek olduğunu, 6 ay ve 1 yıl sonra Ca ve Ci benzer μ TBS sergilediğini ve tüm gruplarda

karişik ve adeziv tip başarısızlığın hakim olduğunu ortaya koymuşlardır.. Çalışmamıza benzer sonuçlar sursalar da yapay çürük oluşturma şeklindeki metodolojik farklılıklar nedeniyle tam olarak karşılaştırma yapmak doğru olmayacaktır.

Nicoloso ve ark.nın ⁽¹⁷⁴⁾ yapay olarak oluşturulan çürükten etkilenen dentinin universal adezive bağlanma performansını inceledikleri çalışmalarında Adper Single Bond 2 ve Clearfil SE Bond adeziv sistemlerini kullanmışlar ve yapay olarak oluşturulan çürükten etkilenen dentin üzerinde test edilen tüm adezivler, benzer μtb 'ler ($p > 0.05$) ve sağlam dentinine kıyasla daha düşük bağlanma performansı ($p = 0.000$) gösterdiğini bulmuşlardır.

Peteria ve ark. ⁽¹⁸³⁾ çürükten etkilenen dentine ve normal dentine 2 farklı adeziv sisteminin bağlanma dayanımlarını değerlendirdikleri çalışmalarında, SD ve CAD'i görsel ve mikroskop altında inceleyerek ayırmışlar. Mikrotensil bağlanma dayanımı testi sonrası ise kopan örneklerin bağlantı ara yüzüne 25-50 μm mesafeden dentinin 3 farklı noktadan Knoop mikrosertliğini ölçerek SD ve CAD ayırımını kesinleştirmişlerdir. Literatürde bir çok çalışma dentin gruplarının ayırımını bu şekilde bağlanma dayanımı sonrası Knoop kullanarak belirlemiştir ^(142, 152, 155, 184, 185).

Mobarak ve ark. ⁽¹⁸⁶⁾ boya geçirgenlik testi kullanılarak SD ve CAD üzerinde farklı adezivlerin mikroshear bağlanma dayanımlarını (μSBS) karşılaştırdıkları çalışmada, örnek hazırlama prosedürü olarak hassas kesme cihazıyla koronal çürük uzaklaştırdıktan sonra görsel ve dokusal olarak SD ve CAD ayırımını yapmalarının ardından boya geçirgenlik testi ile bu ayırımı doğrulamışlardır. Boya geçirgenlik testi sonucu, çürükten etkilenen dentin, normal dentine göre daha az boya geçirgenliği göstermiştir. Çalışmamıza benzer şekilde SD ve CAD'e Vickers testi uygulamışlar ancak bu testi dentin gruplandırması amacıyla değil, μSBS testi bulguları ile beraber dentin sertliklerini kıyaslamak için kullanmışlardır. Bu çalışmadan farklı olarak bizim çalışmamızda dentin gruplandırması ortalama Vickers değerlerine göre yapılmıştır.

Geçmişten günümüze kadar adeziv sistemlerin başarısı, bu adezivlerin sağlam ve çürükten etkilenmiş dentine hatta çürükle enfekte dentine bağlanma dayanımları her zaman dikkat çeken bir araştırma konusu olmuştur. Bu bağlamda pek çok adeziv sistem ve uygulama stratejileri çalışmalarda test edilmiş ve genel bir kanı olarak sağlam dentine bağlanmanın çürükten etkilenmiş ve çürükle enfekte dentine göre daha başarılı olduğu sonucuna varılmıştır ^(155, 156, 178, 187).

Ancak kavite hazırlığı sırasında çürük kaldırıldıktan sonra adezivlerin bağlanması için en sık karşılaşılan substrat çürükten etkilenmiş dentindir. Bu dentin substratı bağlanma için oldukça zorlayıcıdır ancak minimal invaziv diş hekimliği yaklaşımı gereğince olabildikçe sağlam dentin dokusunun korunması ve iyi bir bağlanma ile sızdırmazlık sağlanması gerekmektedir. Bu nedenle klinik başarı için ne kadar etkilenmiş dentin bırakılması gerektiğinin belirlenebilmesi için bu zorlu substrat olan etkilenmiş dentinin doğru tespit edilmesi gerekmektedir.

Klinik pratikte ve in vitro çalışmalarda genellikle sağlam dentin ve etkilenmiş dentin ayrımı görsel, dokusal, el aletleri ve boyalar ^(175, 188-191) kullanılarak yapılmıştır. Ancak bu yöntemler spesifik dentin bölgelerini belirlemede yetersizdir ve bu durum bağlanma dayanımı testi sonuçlarını etkileyebilir.

Bu amaç doğrultusunda bu tez çalışmasında farklı dentin gruplarının Vickers mikrosertlik testi kullanılarak gruplandırılması ile adezivlerin uzun dönem başarısını mikrotensil bağlanma dayanımı testi ile inceleyen literatürde daha önce benzer bir çalışma olmaması nedeniyle çalışmamız özgün değer taşımaktadır. Bunlara ek olarak çalışmamızın uzun dönem bir in vitro çalışma olması ile SEM ve CSLM gibi görüntüleme yöntemleriyle bağlantı ara yüzlerinin incelenmesinin literatüre önemli katkılar sağlayacağı düşünülmektedir. Ancak daha ileri görüntüleme teknikleri ve araştırma yöntemleri kullanılarak bağlantı ara yüzünün kimyasal ve morfolojik değişimlerinin incelendiği, bunların klinik testlerle desteklendiği çalışmalara ihtiyaç vardır.

6. SONUÇ

Bu çalışmanın sınırlamaları dahilinde elde edilen bulgular doğrultusunda şu sonuçlara varılabilir:

1- Universal adezivlerin çürükten etkilenmiş ve sağlam dentine bağlanma dayanımları arasında anlamlı fark olduğu, uzun dönemde SD'de oluşturulan bağların stabilitesini koruduğu, CAD'de ise bağ kuvvetinin azaldığı bu nedenle CAD'e bağlanmanın klinik öneminin daha fazla olduğu görülmüştür.

2- Test edilen farklı CAD seviyelerinde (D1 ve D2) bağlanma başarısı açısından anlamlı farklar olduğu, çürük uzaklaştırma sırasında daha yumuşak (D1) dentinin temizlenmesi ve adeziv bağlanmanın daha sert olan (D2) dentin seviyesine yapılmasının daha yüksek başarı sağlayabileceği tespit edilmiştir.

3- Uzun dönemde CAD'e olan bağlanma dayanımının SD'den daha düşük olduğu ancak bağlanma kalitesini artırmak için adeziv seçiminin önemli olduğu ve 10-MDP içeren dental adezivlerin, güçlü ve dayanıklı adeziv arayüzler oluşturabildiği gözlemlenmiştir.

4- 1 yıllık suda yaşlandırma sonucunda iki farklı universal adeziv tarafından self-etch modunda bağlanma dayanımlarının genel olarak, etch and rinse modunda bağlanma dayanımlarından daha yüksek olduğu görülmüştür.

5- Vickers mikrosertlik testinin sağlam ve çürükten etkilenmiş dentini ayırt etmede etkili bir yöntem olduğu görülmüştür.

Düşük bağlanma etkinliğine sahip çürükten etkilenen dentinin uzun dönem bağlanma başarısını artırmak için kavite preparasyonu sırasında korunması gereken yeterli ve kaliteli dentini doğru tespit etmek, bağ dayanıklılığını destekleyen 10-MDP monomeri gibi fonksiyonel monomer içeren universal bir adeziv sistemini uygun modda kullanmak güvenli bir seçim gibi görünmektedir.

KAYNAKLAR

1. Nakajima M, Kunawarote S, Prasansuttiporn T, Tagami J. Bonding to caries-affected dentin. *Japanese Dental Science Review*. 2011;47(2):102-14.
2. Schwendicke F, Frencken JE, Bjørndal L, Maltz M, Manton DJ, Ricketts D, et al. Managing carious lesions: consensus recommendations on carious tissue removal. *Advances in dental research*. 2016;28(2):58-67.
3. Fejerskov O, Nyvad B, Kidd E. *Dental caries: the disease and its clinical management*: John Wiley & Sons; 2015.
4. Banerjee A, Watson TF. *Pickard's guide to minimally invasive operative dentistry: OUP Oxford*; 2015.
5. Chaussain-Miller C, Fioretti F, Goldberg M, Menashi S. The role of matrix metalloproteinases (MMPs) in human caries. *Journal of dental research*. 2006;85(1):22-32.
6. Mazzoni A, Tjaderhane L, Checchi V, Di Lenarda R, Salo T, Tay FR, et al. Role of dentin MMPs in caries progression and bond stability. *J Dent Res*. 2015;94(2):241-51.
7. Rôças IN, Lima KC, Assunção IV, Gomes PN, Bracks IV, Siqueira Jr JF. Advanced caries microbiota in teeth with irreversible pulpitis. *Journal of endodontics*. 2015;41(9):1450-5.
8. Frank R. Structural events in the caries process in enamel, cementum, and dentin. *Journal of dental research*. 1990;69(2_suppl):559-66.
9. Fusayama T. The process and results of revolution in dental caries treatment. *International Dental Journal*. 1997;47(3):157-66.
10. Yoshiyama M, Urayama A, Kimochi T, Matsuo T, Pashley DH. Comparison of conventional vs self-etching adhesive bonds to caries-affected dentin. *Operative dentistry*. 2000;25(3):163-9.
11. Fusayama T. New concepts in operative dentistry. Differentiating two layers of carious dentin and using an adhesive resin. 1980:61-156.
12. Bjørndal L, Mjör IA. Pulp-dentin biology in restorative dentistry. Part 4: Dental caries-characteristics of lesions and pulpal reactions. *Quintessence international*. 2001;32(9).
13. Schwendicke F, Paris S, Tu Y-K. Effects of using different criteria for caries removal: a systematic review and network meta-analysis. *Journal of dentistry*. 2015;43(1):1-15.
14. Kidd E, Fejerskov O. What constitutes dental caries? Histopathology of carious enamel and dentin related to the action of cariogenic biofilms. *Journal of dental research*. 2004;83(1_suppl):35-8.

15. Kidd E, Joyston-Bechal S, Smith M. Staining of residual caries under freshly-packed amalgam restorations exposed to tea/chlorhexidine in vitro. *International Dental Journal*. 1990;40(4):219-24.
16. Kleter GA, Damen JJ, Buijs MJ, Cate JT. The Maillard reaction in demineralized dentin in vitro. *European journal of oral sciences*. 1997;105(3):278-84.
17. Kidd E, Ricketts D, Beighton D. Criteria for caries removal at the enamel-dentine junction: a clinical and microbiological study. *British dental journal*. 1996;180(8):287-91.
18. Banerjee A. Applications of scanning microscopy in the assessment of dentine caries and methods for its removal: King's College London (University of London); 1999.
19. Banerjee A, Sherriff M, Kidd EA, Watson TF. A confocal microscopic study relating the autofluorescence of carious dentine to its microhardness. *Br Dent J*. 1999;187(4):206-10.
20. Fusayama T, Terashima S. Differentiation of two layers of carious dentin by staining. *The Bulletin of Tokyo Medical and Dental University*. 1972;19(1):83-92.
21. Yip H, Stevenson A, Beeley J. The specificity of caries detector dyes in cavity preparation. *British Dental Journal*. 1994;176(11):417-21.
22. Kidd E, Joyston-Bechal S, Beighton D. The use of a caries detector dye during cavity preparation: a microbiological assessment. *British Dental Journal*. 1993;174(7):245-8.
23. Coll JA. Indirect pulp capping and primary teeth: is the primary tooth pulpotomy out of date? *Journal of endodontics*. 2008;34(7):S34-S9.
24. 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):861-4.
25. Yip H, Samaranayake L. Caries removal techniques and instrumentation: a review. *Clinical oral investigations*. 1998;2(4):148-54.
26. Dhaval P. Chemomechanical caries removal (CMCR) agents: Review and clinical application in primary teeth. *Journal of Dentistry and oral hygiene*. 2011;3(3):34-45.
27. Anttonen V, Seppä L, Hausen H. A follow-up study of the use of DIAGNOdent for monitoring fissure caries in children. *Community Dentistry and Oral Epidemiology*. 2004;32(4):312-8.
28. Sheehy E, Brailsford S, Kidd E, Beighton D, Zoitopoulos L. Comparison between visual examination and a laser fluorescence system for in vivo diagnosis of occlusal caries. *Caries research*. 2001;35(6):421-6.

29. Bjørndal L, Larsen T, Thylstrup A. A clinical and microbiological study of deep carious lesions during stepwise excavation using long treatment intervals. *Caries research*. 1997;31(6):411-7.
30. Maltz M, Garcia R, Jardim J, De Paula L, Yamaguti P, Moura M, et al. Randomized trial of partial vs. stepwise caries removal: 3-year follow-up. *Journal of dental research*. 2012;91(11):1026-31.
31. Orhan AI, Oz FT, Ozcelik B, Orhan K. A clinical and microbiological comparative study of deep carious lesion treatment in deciduous and young permanent molars. *Clinical oral investigations*. 2008;12(4):369-78.
32. Schwendicke F, Meyer-Lueckel H, Dörfer C, Paris S. Failure of incompletely excavated teeth—a systematic review. *Journal of dentistry*. 2013;41(7):569-80.
33. Peters MC, McLean ME. Minimally Invasive Operative Care: II. Contemporary Techniques and Materials: an Overview. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2001;3(1).
34. Kidd EA. How 'clean' must a cavity be before restoration? *Caries Res*. 2004;38(3):305-13.
35. Massler M. Changing concepts in the treatment of carious lesions. *Br Dent J*. 1967;123:547-8.
36. Yoshiyama M, Tay FR, Doi J, Nishitani Y, Yamada T, Itou K, et al. Bonding of self-etch and total-etch adhesives to carious dentin. *J Dent Res*. 2002;81(8):556-60.
37. Banerjee A, Kellow S, Mannocci F, Cook RJ, Watson TF. An in vitro evaluation of microtensile bond strengths of two adhesive bonding agents to residual dentine after caries removal using three excavation techniques. *J Dent*. 2010;38(6):480-9.
38. 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):279-86.
39. Ali A, Koller G, Foschi F, Andiappan M, Bruce K, Banerjee A, et al. Self-limiting versus conventional caries removal: a randomized clinical trial. *Journal of dental research*. 2018;97(11):1207-13.
40. Mobarak EH, El-Badrawy WH. Microshear bond strength of self-etching adhesives to caries-affected dentin identified using the dye permeability test. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2012;14(3):245.
41. Ohgushi K, Fusayama T. Electron microscopic structure of the two layers of carious dentin. *Journal of dental research*. 1975;54(5):1019-26.

42. Schwendicke F, Frencken J, Innes N. Caries excavation: evolution of treating cavitated carious lesions: Karger Medical and Scientific Publishers; 2018.
43. Alturki M, Koller G, Warburton F, Almhojd U, Banerjee A. Biochemical characterisation of carious dentine zones using Raman spectroscopy. *J Dent.* 2021;105:103558.
44. Zanchi CH, Guerra Lund R, Perrone LR, Ribeiro GA, del Pino FB, Pinto MB, et al. Microtensile bond strength of two-step etch-and-rinse adhesive systems on sound and artificial caries-affected dentin. *American Journal of Dentistry.* 2010;23(3):152.
45. Banerjee A, Kidd E, Watson T. In vitro evaluation of five alternative methods of carious dentine excavation. *Caries research.* 2000;34(2):144-50.
46. Shen C, Rawls HR, Esquivel-Upshaw JF. *Phillips' Science of Dental Materials: Elsevier Health Sciences;* 2021.
47. Türel V. Restoratif dental materyallerin yüzey mekanik özellikleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.* 2015;25(77-82).
48. Roberson T, Heyman H, Swift E. *Introduction to art and science of operative dentistry.* St Louis: Mosby Co; 2011.
49. Deliktaş D. Farklı ışık cihazlarıyla polimerize edilen iki kompozit rezinin yüzey sertlikleri üzerine çeşitli likitlerin etkisi [Doktora Tezi]: Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı; 2006.
50. Gökay N, Türkün LŞ. Farklı kompozit rezin materyallerinin aşınma ve sertlik özelliklerinin karşılaştırmalı olarak incelenmesi. *Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.* 2002;29(3):263-70.
51. Dietschi D, Marret N, Krejci I. Comparative efficiency of plasma and halogen light sources on composite micro-hardness in different curing conditions. *Dent Mater.* 2003;19(6):493-500.
52. O'brien WJ. *Dental materials and their selection,* 2002. Quintessence. 2002.
53. Wassell R, McCabe J, Walls A. Subsurface deformation associated with hardness measurements of composites. *Dent Mater.* 1992;8(4):218-23.
54. Bourauel C, Fries T, Drescher D, Plietsch R. Surface roughness of orthodontic wires via atomic force microscope, laser specular reflectance, and profilometry. *The European Journal of Orthodontics.* 1998;20(1):79-92.
55. 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.

56. Banerjee A, Cook R, Kellow S, Shah K, Festy F, Sherriff M, et al. A confocal micro-endoscopic investigation of the relationship between the microhardness of carious dentine and its autofluorescence. *European journal of oral sciences*. 2010;118(1):75-9.
57. Mollica FB, Torres CRG, Gonçalves SEdP, Mancini MNG. Dentine microhardness after different methods for detection and removal of carious dentine tissue. *Journal of Applied Oral Science*. 2012;20:449-54.
58. Ali A, Almaroof A, Festy F, Banerjee A, Mannocci F. In vitro remineralization of caries-affected dentin after selective carious tissue removal. *World Journal of Dentistry*. 2018;9(3):170-9.
59. Marshall SJ, Bayne SC, Baier R, Tomsia AP, Marshall GW. A review of adhesion science. *Dent Mater*. 2010;26(2):e11-e6.
60. Meerbeek BV, Yoshihara K, Van Landuyt K, Yoshida Y, Peumans M. From Buonocore's Pioneering Acid-Etch Technique to Self-Adhering Restoratives. A Status Perspective of Rapidly Advancing Dental Adhesive Technology. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2020;22(1).
61. Tagami J, Tao L, Pashley DH. Correlation among dentin depth, permeability, and bond strength of adhesive resins. *Dent Mater*. 1990;6(1):45-50.
62. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips' science of dental materials: Elsevier Health Sciences*; 2012.
63. Boyde A, Switsur V, Stewart A. An assessment of two new physical methods applied to the study of dental tissues. *Archives of Oral Biology*. 1962;7:185-93.
64. Suyama Y, De Munck J, Cardoso MV, Yamada T, Van Meerbeek B. Bond durability of self-adhesive composite cements to dentine. *Journal of dentistry*. 2013;41(10):908-17.
65. Fusayama T, Nakamura M, Kurosaki N, Iwaku M. Non-pressure adhesion of a new adhesive restorative resin. *Journal of dental research*. 1979;58(4):1364-70.
66. Chan D, Jensen M. Dentin permeability to phosphoric acid: effect of treatment with bonding resin. *Dent Mater*. 1986;2(6):251-6.
67. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *Journal of biomedical materials research*. 1982;16(3):265-73.
68. da Silveira Pereira GD, Paulillo L, De Goes MF, dos Santos Dias CT. How wet should dentin be? Comparison of methods to remove excess water during moist bonding. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2001;3:257-64.
69. McLean JW. Dental materials developments in the UK: a personal view. *Journal of dental research*. 1996;75(11):1816-9.

70. Bowen R. Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues. II. Bonding to dentin promoted by a surface-active comonomer. *Journal of dental research*. 1965;44(5):895-902.
71. Alexieva C. Character of the Hard Tooth Tissue-polymer Bond II. Study of the Interaction of Human Tooth Enamel and Dentin with N-Phenylglycine-Glycidyl Methacrylate Adduct. *Journal of Dental Research*. 1979;58(9):1884-6.
72. Nakabayashi N, Nakamura M, Yasuda N. Hybrid layer as a dentin-bonding mechanism. *Journal of esthetic and restorative dentistry*. 1991;3(4):133-8.
73. Kanca 3rd J. Improving bond strength through acid etching of dentin and bonding to wet dentin surfaces. *Journal of the American Dental Association (1939)*. 1992;123(9):35-43.
74. Watanabe I, Nakabayashi N, Pashley DH. Bonding to ground dentin by a phenyl-P self-etching primer. *Journal of dental research*. 1994;73(6):1212-20.
75. Van Meerbeek B, Van Landuyt K, De Munck J, Hashimoto M, Peumans M, Lambrechts P, et al. Technique-sensitivity of contemporary adhesives. *Dental materials journal*. 2005;24(1):1-13.
76. Dayangaç B. Kompozit rezin restorasyonlar: Güneş Kitabevi; 2000.
77. Tay FR, Gwinnett JA, Wei SH. Micromorphological spectrum from overdrying to overwetting acid-conditioned dentin in water-free, acetone-based, single-bottle primer/adhesives. *Dent Mater*. 1996;12(4):236-44.
78. Muñoz MA, Luque I, Hass V, Reis A, Loguercio AD, Bombarda NHC. Immediate bonding properties of universal adhesives to dentine. *Journal of dentistry*. 2013;41(5):404-11.
79. Tay FR, King NM, Chan K-m, Pashley DH. How can nanoleakage occur in self-etching adhesive systems that demineralize and infiltrate simultaneously? *Journal of Adhesive Dentistry*. 2002;4(4).
80. Giannini M, Makishi P, Ayres APA, Vermelho PM, Fronza BM, Nikaido T, et al. Self-etch adhesive systems: a literature review. *Brazilian dental journal*. 2015;26:3-10.
81. Perdigão J, Swift Jr EJ. Universal adhesives. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2015;27(6):331-4.
82. Carrilho E, Cardoso M, Marques Ferreira M, Marto CM, Paula A, Coelho AS. 10-MDP based dental adhesives: adhesive interface characterization and adhesive stability—a systematic review. *Materials*. 2019;12(5):790.
83. Fukegawa D, Hayakawa S, Yoshida Y, Suzuki K, Osaka A, Van Meerbeek B. Chemical interaction of phosphoric acid ester with hydroxyapatite. *Journal of dental research*. 2006;85(10):941-4.

84. Salz U, Mücke A, Zimmermann J, Tay FR, Pashley DH. pKa value and buffering capacity of acidic monomers commonly used in self-etching primers. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2006;8(3).
85. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt K. State of the art of self-etch adhesives. *Dent Mater*. 2011;27(1):17-28.
86. Perdigão J, Sezinando A, Monteiro PC. Effect of substrate age and adhesive composition on dentin bonding. *Operative dentistry*. 2013;38(3):267-74.
87. Tjäderhane L, Nascimento FD, Breschi L, Mazzoni A, Tersariol IL, Geraldeli S, et al. Strategies to prevent hydrolytic degradation of the hybrid layer—a review. *Dent Mater*. 2013;29(10):999-1011.
88. Mazzoni A, Tjäderhane L, Checchi V, Di Lenarda R, Salo T, Tay F, et al. Role of dentin MMPs in caries progression and bond stability. *Journal of dental research*. 2015;94(2):241-51.
89. Zhou J, Tan J, Chen L, Li D, Tan Y. The incorporation of chlorhexidine in a two-step self-etching adhesive preserves dentin bond in vitro. *Journal of dentistry*. 2009;37(10):807-12.
90. da Silva EM, de Sá Rodrigues CUF, de Oliveira Matos MP, de Carvalho TR, dos Santos GB, Amaral CM. Experimental etch-and-rinse adhesive systems containing MMP-inhibitors: Physicochemical characterization and resin-dentin bonding stability. *Journal of dentistry*. 2015;43(12):1491-7.
91. Sabatini C. Effect of a chlorhexidine-containing adhesive on dentin bond strength stability. *Operative dentistry*. 2013;38(6):609-17.
92. 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.
93. Pashley DH, Tay F, Yiu C, Hashimoto M, Breschi L, Carvalho R, et al. Collagen degradation by host-derived enzymes during aging. *Journal of dental research*. 2004;83(3):216-21.
94. Nishitani Y, Yoshiyama M, Wadgaonkar B, Breschi L, Mannello F, Mazzoni A, et al. Activation of gelatinolytic/collagenolytic activity in dentin by self-etching adhesives. *European journal of oral sciences*. 2006;114(2):160-6.
95. Mazzoni A, Pashley DH, Nishitani Y, Breschi L, Mannello F, Tjäderhane L, et al. Reactivation of inactivated endogenous proteolytic activities in phosphoric acid-etched dentine by etch-and-rinse adhesives. *Biomaterials*. 2006;27(25):4470-6.
96. Nascimento F, Minciotti C, Geraldeli S, Carrilho M, Pashley DH, Tay F, et al. Cysteine cathepsins in human carious dentin. *Journal of dental research*. 2011;90(4):506-11.

97. Wagner A, Wendler M, Petschelt A, Belli R, Lohbauer U. Bonding performance of universal adhesives in different etching modes. *Journal of dentistry*. 2014;42(7):800-7.
98. Nagarkar S, Theis-Mahon N, Perdigão J. Universal dental adhesives: Current status, laboratory testing, and clinical performance. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*. 2019;107(6):2121-31.
99. Ferracane JL. Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. *Dent Mater*. 2006;22(3):211-22.
100. Malacarne J, Carvalho RM, Mario F, Svizero N, Pashley DH, Tay FR, et al. Water sorption/solubility of dental adhesive resins. *Dent Mater*. 2006;22(10):973-80.
101. Prakki A, Cilli R, Mondelli RFL, Kalachandra S, Pereira JC. Influence of pH environment on polymer based dental material properties. *Journal of dentistry*. 2005;33(2):91-8.
102. Hosaka K, Nakajima M, Takahashi M, Itoh S, Ikeda M, Tagami J, et al. Relationship between mechanical properties of one-step self-etch adhesives and water sorption. *Dent Mater*. 2010;26(4):360-7.
103. De Oliveira DCRS, Ayres APA, Rocha MG, Giannini M, Puppim Rontani RM, Ferracane JL, et al. Effect of different in vitro aging methods on color stability of a dental resin-based composite using CIELAB and CIEDE 2000 color-difference formulas. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2015;27(5):322-30.
104. Ruyter I, Nilner K, Möller B. Color stability of dental composite resin materials for crown and bridge veneers. *Dent Mater*. 1987;3(5):246-51.
105. Aggarwal V, Logani A, Jain V, Shah N. Effect of cyclic loading on marginal adaptation and bond strength in direct vs indirect class II MO composite restorations. *Operative Dentistry*. 2008;33(5):587-92.
106. Deng D, Yang H, Guo J, Chen X, Zhang W, Huang C. Effects of different artificial ageing methods on the degradation of adhesive–dentine interfaces. *Journal of dentistry*. 2014;42(12):1577-85.
107. Yamauti M, Hashimoto M, Sano H, Ohno H, Carvalho R, Kaga M, et al. Degradation of resin–dentin bonds using NaOCl storage. *Dent Mater*. 2003;19(5):399-405.
108. Peterson II EA, Phillips RW, Swartz ML. A comparison of the physical properties of four restorative resins. *The Journal of the American Dental Association*. 1966;73(6):1324-36.
109. Ernst C-P, Canbek K, Euler T, Willershausen B. In vivo validation of the historical in vitro thermocycling temperature range for dental materials testing. *Clinical oral investigations*. 2004;8(3):130-8.

110. Morresi AL, D'Amario M, Capogreco M, Gatto R, Marzo G, D'Arcangelo C, et al. Thermal cycling for restorative materials: does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2014;29:295-308.
111. Tagami J, Nikaido T, Nakajima M, Shimada Y. Relationship between bond strength tests and other in vitro phenomena. *Dent Mater*. 2010;26(2):e94-e9.
112. Burke F, Hussain A, Nolan L, Fleming G. Methods used in dentine bonding tests: an analysis of 102 investigations on bond strength. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry*. 2008;16(4):158-65.
113. Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM. Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. *Dent Mater*. 1995;11(2):117-25.
114. Hu M, Weiger R, Fischer J. Comparison of two test designs for evaluating the shear bond strength of resin composite cements. *Dent Mater*. 2016;32(2):223-32.
115. Zanatta R, Lungova M, Borges A, Torres C, Sydow H, Wiegand A. Microleakage and shear bond strength of composite restorations under cycling conditions. *Operative Dentistry*. 2017;42(2):E71-E80.
116. Braga RR, Meira JB, Boaro LC, Xavier TA. Adhesion to tooth structure: a critical review of “macro” test methods. *Dent Mater*. 2010;26(2):e38-e49.
117. Shimada Y, Yamaguchi S, Tagami J. Micro-shear bond strength of dual-cured resin cement to glass ceramics. *Dent Mater*. 2002;18(5):380-8.
118. Phrukkanon S, Burrow M, Tyas M. Effect of cross-sectional surface area on bond strengths between resin and dentin. *Dent Mater*. 1998;14(2):120-8.
119. El Wakeel AM, Elkassas DW, Yousry MM. Bonding of contemporary glass ionomer cements to different tooth substrates; microshear bond strength and scanning electron microscope study. *European journal of dentistry*. 2015;9(02):176-82.
120. El Mourad AM. Assessment of bonding effectiveness of adhesive materials to tooth structure using bond strength test methods: a review of literature. *The open dentistry journal*. 2018;12:664.
121. Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, et al. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength—evaluation of a micro-tensile bond test. *Dent Mater*. 1994;10(4):236-40.
122. Sadek FT, Goracci C, Cardoso PEC, Tay FR, Ferrari M. Microtensile bond strength of current dentin adhesives measured immediately and 24 hours after application. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2005;7(4).

123. Armstrong S, Geraldeli S, Maia R, Raposo LHA, Soares CJ, Yamagawa J. Adhesion to tooth structure: a critical review of “micro” bond strength test methods. *Dent Mater.* 2010;26(2):e50-e62.
124. Salz U, Bock T. Testing adhesion of direct restoratives to dental hard tissue-a review. *Journal of Adhesive Dentistry.* 2010;12(5).
125. Sinhorette MAC, Soares EF, Abuna GF, Correr L, Roulet J-F, Geraldeli S. Microtensile bond strength of adhesive systems in different dentin regions on a class ii cavity configuration. *Brazilian Dental Journal.* 2017;28:474-81.
126. Pashley DH, Carvalho RM, Sano H, Nakajima M, Yoshiyama M, Shono Y, et al. The microtensile bond test: a review. *Journal of Adhesive Dentistry.* 1999;1(4).
127. Vernon-Parry K. Scanning electron microscopy: an introduction. *III-Vs Review.* 2000;13(4):40-4.
128. Lee Jr HL, Swartz ML, Smith F. Physical properties of four thermosetting dental restorative resins. *Journal of dental research.* 1969;48(4):526-35.
129. Nakabayashi N, Takarada K. Effect of HEMA on bonding to dentin. *Dent Mater.* 1992;8(2):125-30.
130. Perdigo J, Swift Jr E, Denehy G, Wefel J, Donly K. In vitro bond strengths and SEM evaluation of dentin bonding systems to different dentin substrates. *Journal of dental research.* 1994;73(1):44-55.
131. Field J, Waterhouse P, German M. Quantifying and qualifying surface changes on dental hard tissues in vitro. *Journal of dentistry.* 2010;38(3):182-90.
132. Watson T. A confocal optical microscope study of the morphology of the tooth/restoration interface using Scotchbond 2 dentin adhesive. *Journal of dental research.* 1989;68(6):1124-31.
133. Griffiths B, Watson T. Resin-dentin interface of Scotchbond Multi-Purpose dentin adhesive. *American journal of dentistry.* 1995;8(4):212-6.
134. D'Alpino PH, Pereira JC, Svizero NR, Rueggeberg FA, Carvalho RM, Pashley DH. A new technique for assessing hybrid layer interfacial micromorphology and integrity: two-photon laser microscopy. *Journal of Adhesive Dentistry.* 2006;8(5).
135. Pioch T, Stotz S, Staehle H, Duschner H. Applications of confocal laser scanning microscopy to dental bonding. *Advances in dental research.* 1997;11(4):453-61.
136. Bitter K, Paris S, Pfuertner C, Neumann K, Kielbassa AM. Morphological and bond strength evaluation of different resin cements to root dentin. *European journal of oral sciences.* 2009;117(3):326-33.

137. Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, et al. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength--evaluation of a micro-tensile bond test. *Dent Mater.* 1994;10(4):236-40.
138. Perdigão J. Dentin bonding—Variables related to the clinical situation and the substrate treatment. *Dent Mater.* 2010;26(2):e24-e37.
139. Pashley E, Tao L, Mackert JR, Pashley D. Comparison of in vivo vs. in vitro bonding of composite resin to the dentin of canine teeth. *Journal of Dental Research.* 1988;67(2):467-70.
140. Da Rosa WLDO, Piva E, da Silva AF. Bond strength of universal adhesives: A systematic review and meta-analysis. *Journal of dentistry.* 2015;43(7):765-76.
141. Lee JJ, Nettey-Marbell A, Cook Jr A, Pimenta LA, Leonard R, Ritter AV. Using extracted teeth for research: the effect of storage medium and sterilization on dentin bond strengths. *The Journal of the American Dental Association.* 2007;138(12):1599-603.
142. Erhardt MC, Rodrigues JA, Valentino TA, Ritter AV, Pimenta LA. In vitro microTBS of one-bottle adhesive systems: sound versus artificially-created caries-affected dentin. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2008;86(1):181-7.
143. Perdigão J, Swift EJ, Jr., Denehy GE, Wefel JS, Donly KJ. In vitro bond strengths and SEM evaluation of dentin bonding systems to different dentin substrates. *J Dent Res.* 1994;73(1):44-55.
144. Xuan W, Hou B-x, Lü Y. Bond strength of different adhesives to normal and caries-affected dentins. *Chinese medical journal.* 2010;123(03):332-6.
145. Kinney J, Balooch M, Marshall S, Marshall Jr G, Weihs T. *J Biomech Eng.* Feb 1996, 118(1): 133-135 (3 pages)
146. Banerjee A, Cook R, Kellow S, Shah K, Festy F, Sherriff M, et al. A confocal micro-endoscopic investigation of the relationship between the microhardness of carious dentine and its autofluorescence. *Eur J Oral Sci.* 2010;118(1):75-9.
147. Knoop F, Peters CG, Emerson WB. A sensitive pyramidal-diamond tool for indentation measurements. *Journal of Research of the National Bureau of standards.* 1939;23(1):39.
148. Lysaght VE, De Bellis A. *Hardness testing handbook: American Chain and Cable Company; 1969.*
149. Fuentes V, Toledano M, Osorio R, Carvalho RM. Microhardness of superficial and deep sound human dentin. *J Biomed Mater Res A.* 2003;66(4):850-3.
150. De Munck J, Van Landuyt K, Coutinho E, Poitevin A, Peumans M, Lambrechts P, et al. Micro-tensile bond strength of adhesives bonded to Class-I cavity-bottom dentin after thermo-cycling. *Dent Mater.* 2005;21(11):999-1007.

151. Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A, et al. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dent Mater.* 2010;26(2):e100-e21.
152. Erhardt MC, Toledano M, Osorio R, Pimenta LA. Histomorphologic characterization and bond strength evaluation of caries-affected dentin/resin interfaces: effects of long-term water exposure. *Dent Mater.* 2008;24(6):786-98.
153. Wei S, Sadr A, Shimada Y, Tagami J. Effect of Caries-affected Dentin Hardness on the hear Bond Strength of Current Adhesives. *Journal of Adhesive Dentistry.* 2008;10(6).
154. Ekambaram M, Yiu CKY, Matinlinna JP. Bonding of resin adhesives to caries-affected dentin—a systematic review. *International Journal of Adhesion and Adhesives.* 2015;61:23-34.
155. Ceballos L, Camejo DG, Victoria Fuentes M, Osorio R, Toledano M, Carvalho RM, et al. Microtensile bond strength of total-etch and self-etching adhesives to caries-affected dentine. *J Dent.* 2003;31(7):469-77.
156. Doi J, Itota T, Torii Y, Nakabo S, Yoshiyama M. Micro-tensile bond strength of self-etching primer adhesive systems to human coronal carious dentin. *Journal of oral rehabilitation.* 2004;31(10):1023-8.
157. Takuma S, Ogiwara H, Suzuki H. Electron-probe and electron microscope studies of carious dentinal lesions with a remineralized surface layer. *Caries Research.* 1975;9(4):278-85.
158. Tjäderhane L, Hietala E-L, Larmas M. Mineral element analysis of carious and sound rat dentin by electron probe microanalyzer combined with back-scattered electron image. *Journal of dental research.* 1995;74(11):1770-4.
159. Daculsi G, Kerebel B, Le Cabellec M-T, Kerebel L-M. Qualitative and quantitative data on arrested caries in dentine. *Caries Research.* 1979;13(4):190-202.
160. 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):1768-71.
161. Marshall Jr G, Chang Y, Gansky S, Marshall S. Demineralization of caries-affected transparent dentin by citric acid: an atomic force microscopy study. *Dent Mater.* 2001;17(1):45-52.
162. 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.* 2005;72(1):109-16.
163. Taniguchi G, Nakajima M, Hosaka K, Iwamoto N, Ikeda M, Foxton RM, et al. Improving the effect of NaOCl pretreatment on bonding to caries-affected dentin using self-etch adhesives. *Journal of Dentistry.* 2009;37(10):769-75.

164. Seabra B, Arantes-Oliveira S, Portugal J. Influence of multimode universal adhesives and zirconia primer application techniques on zirconia repair. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2014;112(2):182-7.
165. Hanabusa M, Mine A, Kuboki T, Momoi Y, Van Ende A, Van Meerbeek B, et al. Bonding effectiveness of a new 'multi-mode' adhesive to enamel and dentine. *Journal of dentistry*. 2012;40(6):475-84.
166. Yoshida Y, Yoshihara K, Nagaoka N, Hayakawa S, Torii Y, Ogawa T, et al. Self-assembled nano-layering at the adhesive interface. *Journal of dental research*. 2012;91(4):376-81.
167. Tekçe N, Demirci M, Tuncer S, Dilan K. Self-etch adeziv sistemlerin genel monomer yapisi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2018;28(3):443-9.
168. Koyuturk AE, Sengun A, Ozer F, Sener Y, Gokalp A. Shear bond strengths of self-etching adhesives to caries-affected dentin on the gingival wall. *Dent Mater J*. 2006;25(1):59-65.
169. Maravic T, Comba A, Cunha SR, Angeloni V, Cadenaro M, Visinitini E, et al. Long-term bond strength and endogenous enzymatic activity of a chlorhexidine-containing commercially available adhesive. *J Dent*. 2019;84:60-6.
170. Stanislawczuk R, Pereira F, Muñoz MA, Luque I, Farago PV, Reis A, et al. Effects of chlorhexidine-containing adhesives on the durability of resin–dentine interfaces. *Journal of dentistry*. 2014;42(1):39-47.
171. Yiu CK, Hiraishi N, Tay FR, King NM. Effect of chlorhexidine incorporation into dental adhesive resin on durability of resin-dentin bond. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2012;14(4):355.
172. Pomacóndor-Hernández C, Antunes ANdG, Hipólito Vd, Goes MFd. Effect of replacing a component of a self-etch adhesive by chlorhexidine on bonding to dentin. *Brazilian dental journal*. 2013;24:335-9.
173. Ekambaram M, Yiu CK, Matinlinna JP, King NM, Tay FR. Adjunctive application of chlorhexidine and ethanol-wet bonding on durability of bonds to sound and caries-affected dentine. *J Dent*. 2014;42(6):709-19.
174. Nicoloso GF, Antoniazzi BF, Lenzi TL, Soares FZM, Rocha RO. The Bonding Performance of a Universal Adhesive to Artificially-created Caries-affected Dentin. *J Adhes Dent*. 2017;19(4):317-21.
175. Nakajima M, Sano H, Burrow MF, Tagami J, Yoshiyama M, Ebisu S, et al. Tensile bond strength and SEM evaluation of caries-affected dentin using dentin adhesives. *J Dent Res*. 1995;74(10):1679-88.
176. Lenzi TL, Mendes FM, de Oliveira Rocha R, Raggio DP. Effect of shortening the etching time on bonding to sound and caries-affected dentin of primary teeth. *Pediatric Dentistry*. 2013;35(5):129E-33E.

177. Spencer P, Wang Y, Katz JL, Misra A. Physicochemical interactions at the dentin/adhesive interface using FTIR chemical imaging. *Journal of biomedical optics*. 2005;10(3):031104.
178. Arrais CA, Giannini M, Nakajima M, Tagami J. Effects of additional and extended acid etching on bonding to caries-affected dentine. *Eur J Oral Sci*. 2004;112(5):458-64.
179. Nakajima M, Sano H, Zheng L, Tagami J, Pashley DH. Effect of moist vs. dry bonding to normal vs. caries-affected dentin with Scotchbond Multi-Purpose Plus. *J Dent Res*. 1999;78(7):1298-303.
180. Breschi L, Mazzoni A, Ruggeri A, Cadenaro M, Di Lenarda R, Dorigo EDS. Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. *Dent Mater*. 2008;24(1):90-101.
181. De Munck Jd, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *Journal of dental research*. 2005;84(2):118-32.
182. Costa AR, Garcia-Godoy F, Correr-Sobrinho L, Naves LZ, Raposo LH, Carvalho FG, et al. Influence of Different Dentin Substrate (Caries-Affected, Caries-Infected, Sound) on Long-Term muTBS. *Braz Dent J*. 2017;28(1):16-23.
183. Pereira PN, Nunes MF, Miguez PA, Swift EJ, Jr. Bond strengths of a 1-step self-etching system to caries-affected and normal dentin. *Oper Dent*. 2006;31(6):677-81.
184. Erhardt MC, Osorio R, Toledano M. Dentin treatment with MMPs inhibitors does not alter bond strengths to caries-affected dentin. *J Dent*. 2008;36(12):1068-73.
185. Kimochi T, Yoshiyama M, Urayama A, Matsuo T. Adhesion of a new commercial self-etching/self-priming bonding resin to human caries-infected dentin. *Dent Mater J*. 1999;18(4):437-43.
186. Mobarak EH, El-Badrawy WH. Microshear bond strength of self-etching adhesives to caries-affected dentin identified using the dye permeability test. *J Adhes Dent*. 2012;14(3):245-50.
187. 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. *Eur J Oral Sci*. 2011;119(1):86-92.
188. Macedo GV, Yamauchi M, Bedran-Russo AK. Effects of chemical cross-linkers on caries-affected dentin bonding. *J Dent Res*. 2009;88(12):1096-100.
189. Say EC, Nakajima M, Senawongse P, Soyman M, Ozer F, Tagami J. Bonding to sound vs caries-affected dentin using photo- and dual-cure adhesives. *Oper Dent*. 2005;30(1):90-8.

190. Sengun A, Koyuturk AE, Sener Y, Ozer F. Effect of desensitizers on the bond strength of a self-etching adhesive system to caries-affected dentin on the gingival wall. *Oper Dent.* 2005;30(4):430-5.
191. Sengun A, Unlu N, Ozer F, Ozturk B. Bond strength of five current adhesives to caries-affected dentin. *J Oral Rehabil.* 2002;29(8):777-81.



ÖZGEÇMİŞ

Ad Soyad : Nurgül ÇETİN TUNCER
Adres : Dumlupınar Bulvarı Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Kampüs,
07058 Konyaaltı/Antalya

Öğrenim Bilgisi

Diş Hekimliğinde Uzmanlık
2019-Halen
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ/KLİNİK BİLİMLER BÖLÜMÜ/RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ
ANABİLİM DALI
(2022)

Lisans
2011
19/Temmuz/2016
SÜLEYMAN DEMİREL ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ/DİŞ HEKİMLİĞİ PR.

Lisans
2009
1/Eylül/2011
MİMAR SİNAN GÜZEL SANATLAR ÜNİVERSİTESİ
MİMARLIK FAKÜLTESİ/MİMARLIK BÖLÜMÜ/MİMARLIK PR.

Lise
2005
12/06/2009
ALDEMİR-ATILLA KONUK ANADOLU LİSESİ

Akademik Görevler

ARAŞTIRMA GÖREVLİSİ
2019- Halen
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ/DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ/KLİNİK BİLİMLER
BÖLÜMÜ/RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI)

Projelerde Yaptığı Görevler:

1. Çürükten etkilenmiş dentine bağlanmada güncel adeziv sistemlerin başarısının değerlendirilmesi, Yükseköğretim Kurumları tarafından destekli bilimsel araştırma projesi, Araştırmacı:NURGÜL ÇETİN, Araştırmacı:AYŞE DÜNDAR, Yürütücü:ÇAĞATAY BARUTÇUGİL, , 13/07/2020 (Devam Ediyor) (ULUSAL)
2. Dentin Rejenerasyonu Stimüle Etmek Amacıyla Geliştirilen Dentin Adesiv Sistemlerin Mikrosertliklerinin İncelenmesi, Yükseköğretim Kurumları tarafından destekli bilimsel araştırma projesi, Yürütücü:ÇAĞATAY BARUTÇUGİL, Araştırmacı;AYŞE DÜNDAR, Araştırmacı;NURGÜL ÇETİN, , 13/07/2020 - 05/01/2021 (ULUSAL)

B. Uluslararası bilimsel toplantılarda sunulan ve bildiri kitaplarında (proceedings) basılan bildiriler :

1. ÇETİN NURGÜL,AYAZ İLKER,DÜNDAR AYŞE,BARUTÇUGİL ÇAĞATAY (2019). Diş Hekimliği Öğrencileri Tarafından Yapılan İndirekt PosteriorRestorasyonların Değerlendirilmesi: Retrospektif Bir Klinik Çalışma. Restoratif Dişhekimliği Derneği 23. Uluslararası Bilimsel Kongresi (Özet Bildiri/Sözlü Sunum)(Yayın No:5665975)
2. ÇETİN NURGÜL,YILDIZ BERKAN,BARUTÇUGİL ÇAĞATAY (2019). Konjenital Lateral Eksikliği, Anterior Build Up ve Diastema Kapatılması: Olgu Sunumu. Restoratif Diş Hekimliği Derneği 23. Uluslararası Bilimsel Kongresi (Özet Bildiri/Poster)(Yayın No:6044625)
3. YILDIZ BERKAN,ÇETİN NURGÜL,DÜNDAR AYŞE (2019). Direkt Kompozit Rezın Restorasyonlar ile Anterior Estetik Rehabilitasyonu: Olgu Sunumu. Restoratif Dişhekimliği Derneği 23. Uluslararası Bilimsel Kongresi (Özet Bildiri/Poster)(Yayın No:5801837)
4. KOZAN MERVE,ÇETİN NURGÜL,BARUTÇUGİL ÇAĞATAY (2019). Farklı yüzey işlemlerinin dentin ve rezin simanlar arasındaki mikrokerilim bağlanma dayanımına etkisi. Restoratif Dişhekimliği Derneği 23.Uluslararası Bilimsel Kongresi (Özet Bildiri/Sözlü Sunum)(Yayın No:6165457)
5. ÇETİN NURGÜL,KOZAN MERVE,BARUTÇUGİL ÇAĞATAY (2019). Farklı tamir sistemlerinin rezin bazlı CAD/CAM bloklar ile kompozit rezin arasındaki bağlanma dayanımına etkisi. Restoratif Dişhekimliği Derneği 23.Uluslararası Bilimsel Kongresi, 15-15. (Özet Bildiri/Sözlü Sunum)(Yayın No:6165337)

C. Yazılan ulusal/uluslararası kitaplar veya kitaplardaki bölümler: C2. Yazılan ulusal/uluslararası kitaplardaki bölümler:

1. Akdeniz Diş Hekimliği Dergisi, Bölüm adı:(Direk rezin kompozit veneerler ile peg lateral şeklindeki lateral kesici dişlerin tedavisi İki Olgu Sunumu İki Yıllık Klinik Takip) (2022)., ÇETİN NURGÜL, BARUTÇUGİL ÇAĞATAY, Akdeniz Diş Hekimliği Dergisi, Basım sayısı:1, Sayfa Sayısı 7, ISBN:71430/1095813, Türkçe(Bilimsel Kitap), (Yayın No: 7750220)
2. Türkiye Klinikleri Protetik Diş Tedavisi Dental Adezyon ve Adeziv Diş Hekimliği Özel Sayısı, Bölüm adı:(Farklı Tamir Sistemlerinin Rezın Bazlı CAD-CAM Bloklar İle Kompozit Rezın Arasındaki Bağlanma Dayanımına Etkisi) (2021)., ÇETİN NURGÜL, BARUTÇUGİL ÇAĞATAY, Yılmaz Burak, Türkiye Klinikleri (Ortadoğu Reklam Tanıtımcılık Yayımcılık Turizm Eğitim İnşaat Sanayi ve Ticaret A.Ş), Editör:Çöttert, Serdar, Basım sayısı:1, Sayfa Sayısı 8, ISBN:978-625-401-232-7, Türkçe(Bilimsel Kitap), (Yayın No: 7495386)

