

**T.C.
RECEP TAYYİP ERDOĞAN ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**HEMA İÇERMEYEN ADEZİVLERİN UZUN DÖNEMDE ÇÜRÜKTEN
ETKİLENMİŞ DENTİNE BAĞLANTISININ DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. Melike BİLCE

**Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Uzmanlık Tezi
Tez Danışmanı
Prof. Dr. Muhammet KARADAŞ**

RİZE - 2025

**T.C.
RECEP TAYYİP ERDOĞAN ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**HEMA İÇERMEYEN ADEZİVLERİN UZUN DÖNEMDE ÇÜRÜKTEN
ETKİLENMİŞ DENTİNE BAĞLANTISININ DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. Melike BİLCE

**Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Uzmanlık Tezi
Tez Danışmanı
Prof. Dr. Muhammet KARADAŞ**

RİZE - 2025

ETİK BEYAN

Restoratif Diş Tedavisi Programından mezun olmak üzere teslim ettiğim “HEMA içermeyen adezivlerin uzun dönemde çürükten etkilenmiş dentine bağlantısının değerlendirilmesi” adlı tezim, bilim ve araştırma etiği prensiplerine riayet edilerek tarafımdan yazılmıştır.

Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmasında:

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçların bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmasında yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfla bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu, bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

Melike BİLCE

TEŞEKKÜRLER

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam süresince bilgi, tecrübe ve rehberliğiyle bana yol gösteren değerli tez danışmanım Prof. Dr. Muhammet KARADAŞ'a,

Tez sürecimde bilimsel bakış açısı, yapıcı katkıları ve her aşamada gösterdiği desteklerinden dolayı Dr. Öğr. Üyesi Fatih BEDİR'e,

Eğitimim boyunca birlikte çalıştığım, katkılarını ve desteklerini esirgemeyen değerli meslektaşlarıma ve bölümümüzde görev yapan tüm personeline,

Bu süreçte yakın desteğini her zaman hissettiğim Arş. Gör. Yeşim DEMİREL KARADUMAN'a ve eşkıdemlilerime,

Her koşulda yanımda olan, sabır ve destekleriyle bugünlere gelmemde en büyük paya sahip olan sevgili babam Kamil BİLCE ve annem Fatma BİLCE'ye en içten teşekkürlerimi sunarım.

Melike BİLCE

İÇİNDEKİLER

ETİK BEYAN	I
TEŞEKKÜRLER.....	II
İÇİNDEKİLER	III
ÖZET	V
ABSTRACT.....	VI
SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ.....	VII
TABLolar DİZİNİ	X
ŞEKİLLER DİZİNİ	XI
1. GİRİŞ	1
2.GENEL BİLGİLER.....	3
2.1 Diş Çürükleri.....	3
2.1.1. Mine Çürüğü	5
2.1.2. Dentin Çürüğü.....	6
2.2.Yapay Çürük Modelleri	7
2.2.1. Bakteriler Tarafından Üretilen Asitlerin Kullanıldığı İn Vitro Demineralizasyon Modeli	8
2.2.2. Asit Tamponlarının Kullanıldığı İn Vitro Demineralizasyon Modeli	8
2.2.3.pH Siklus Modelinin Kullanıldığı İn Vitro Demineralizasyon /Remineralizasyon Modeli	9
2.2.4. Yapay Çene Modelleri	10
2.2.5. İn-Vivo Hayvan Modelleri.....	10
2.2.6. İnsan Çenesinde İn-Situ Çalışmalar.....	10
2.2.7. Çekimi Planlanmış Dişlerde Yapılan Çalışmalar	11
2.3. Adezyon	11
2.3.1. Mineye Adezyon.....	13
2.3.2. Dentine Adezyon	13
2.3.3. Adezivlerin Sınıflandırılması.....	15
2.3.3.1. Etch&Rinse Adezivler	16
2.3.3.2. Self-Etch Adezivler.....	18
2.3.3.3. Universal Adezivler	22
2.4. Bağlanma Dayanımı Test Yöntemleri	24
2.4.1. Makaslama Testi	25
2.4.2. Mikromakaslama Bağlanma Dayanım Testi.....	25
2.4.3. Gerilim Bağlanma Dayanımı Testi	26
2.4.4. Mikro Gerilim Bağlanma Dayanımı Testi	26

2.4.5. Push-Out (İtme) Testi	26
2.5. Yüzey Özelliklerinin İncelenmesinde Kullanılan Yöntemler.....	27
2.6. Yaşlandırma İşlemleri.....	29
2.6.1. Isısal Çevrim (Termal Siklus) İşlemi.....	29
2.6.2. Suda Bekletme	30
2.6.3. Yapay Tükürükte Bekletme	30
2.6.4. Oklüzal Yükleme	31
3. GEREÇ ve YÖNTEM	32
3.1. Kullanılan Materyaller.....	32
3.2. Dişlerin Seçimi ve Yüzeylerin Hazırlanması.....	34
3.3. Örneklerin Laboratuvarında İncelenmesi	43
3.4. İstatiksel Analiz	46
4. BULGULAR.....	47
4.1. Makaslama Bağlanma Dayanımı Test Bulguları	47
4.2. Makaslama Testi Sonucunda Oluşan Başarısızlık Tipleri	51
4.3. SEM Görüntüleri.....	54
4.4. Dönüşüm Derecesi Sonuçları.....	55
5. TARTIŞMA.....	56
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	69
KAYNAKÇA.....	71
EKLER	92
EK-1. Özgeçmiş.....	92
EK-2. Etik Kurul Onayı	93
EK-3. İntihal Raporu.....	94

ÖZET

HEMA içermeyen adezivlerin uzun dönemde çürükten etkilenmiş dentine bağlantısının değerlendirilmesi

Amaç: Bu in vitro çalışmanın amacı, HEMA içeren ve HEMA içermeyen universal adezivlerin sağlam ve çürükten etkilenmiş dentin yüzeylerine bağlanma dayanımını değerlendirmektir.

Gereç ve Yöntem: 120 adet çürüksüz molar diş orta kronal dentin açığa çıkacak şekilde hazırlandı. Dişlerin yarısı çürükten etkilenmiş dentin elde etmek için demineralizasyon ve remineralizasyon solüsyonunda 14 gün boyunca dönüşümlü olarak bekletildi. Daha sonra dişler uygulanan adeziv ajanlara (Gluma Bond Universal, Clearfil Bond Universal, G2 Bond Universal) ve aplikasyon moduna (self-etch ve etch&rinse) göre rastgele 6 gruba ayrıldı (n = 10). Adeziv ajanlar uygulamadan önce her bir diş simetrik olarak ikiye bölündü. Adeziv uygulamasından sonra her bir yarım dişe kompozit blok (Clearfil Majesty Flow) yapıldı. Bloklardan birisi 24 sonra diğeri 10.000 termal siklus işleminden sonra makaslama testine (1 mm/dk) maruz bırakıldı ve değerler MPa'ya dönüştürüldü. Kırılma tipleri stereomikroskopla değerlendirildi. Ayrıca resin tagların görüntüsü SEM kullanılarak incelendi. Adezivlerin dönüşüm derecesi ATR-FTIR cihazı ile analiz edildi.

Bulgular: İstatiksel analizler, adeziv tipi ve uygulama modunun bağlanma dayanımını anlamlı şekilde etkilediğini ($p < 0,001$), substrat tipi ve termal siklusun etkisinin ise anlamlı olmadığını gösterdi ($p > 0,05$). Yalnızca adeziv tipi-substrat tipi etkileşimi anlamlı bulundu ($p = 0,009$). G2 Bond Universal ve Gluma Bond Universal, Clearfil Bond Universal'den daha yüksek bağlanma dayanımı gösterdi. Bütün adezivler self-etch modunda daha yüksek bağlanma gösterdi. G2 Bond Universal grubunda karışık kırıklar baskınken, Clearfil Bond Universal en yüksek adeziv kırık oranına sahipti. Clearfil Bond Universal, G2 Bond Universal ve Gluma Bond Universal'den anlamlı derecede yüksek dönüşüm derecesi gösterdi. G2 Bond Universal ve Gluma Bond Universal arasında dönüşüm derecesi açısından önemli bir farklılık bulunamadı ($p > 0,05$).

Sonuç: HEMA içermeyen adezivler, sağlam dentine ve çürükten etkilenmiş dentine bağlanmada başarılı bulundu.

Anahtar Kelime: Çürükten Etkilenmiş Dentin, Dentine Bağlanma, Dönüşüm Derecesi, HEMA İçermeyen Adeziv, Universal Adeziv.

ABSTRACT

Evaluation of the Long-Term Bond Strength of HEMA-Free Adhesives to Caries-Affected Dentin

Objective: This in vitro study aimed to evaluate the bond strength of HEMA-containing and HEMA-free universal adhesives to sound and caries-affected dentin.

Materials and Methods: A total of 120 sound human molars were prepared to expose mid-coronal dentin. Half were subjected to alternating demineralization and remineralization for 14 days to create caries-affected dentin. Specimens were randomly assigned into six groups ($n = 10$) according to the adhesive system (Gluma Bond Universal, Clearfil Bond Universal, G2 Bond Universal) and application mode (self-etch or etch&rinse). Each tooth was symmetrically sectioned before adhesive application. Composite blocks (Clearfil Majesty Flow) were built; one was tested after 24 h and the other after 10000 thermal cycles using a shear bond strength test (1 mm/min). Values were expressed in MPa. Failure modes were analyzed under a stereomicroscope, resin tags with SEM, and degree of conversion with ATR-FTIR.

Results: Adhesive type and application mode significantly affected bond strength ($p < 0,001$), whereas substrate type and thermal cycling showed no effect ($p > 0,05$). The adhesive type–substrate type interaction was significant ($p = 0,009$). G2 Bond Universal and Gluma Bond Universal produced higher bond strength than Clearfil Bond Universal. Self-etch mode yielded greater values than etch&rinse. Mixed failures predominated in the G2 Bond Universal group, while Clearfil Bond Universal showed the highest adhesive failure rate. Clearfil Bond Universal exhibited a significantly higher degree of conversion than G2 Bond Universal and Gluma Bond Universal, with no significant difference between the latter two ($p > 0,05$).

Conclusion: HEMA-free universal adhesives were effective in bonding to both sound and caries-affected dentin.

Keywords: Caries-Affected, Degree of Conversion Dentin, Dentin Bonding, HEMA-Free Adhesive, Universal Adhesive.

SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

4-AET	: 4-Akriloksietil trimellitat anhidrit
4-META	: 4-Metakriloiloksi etil trimellitat anhidrit
4-MET	: 4-metakriloiloksietil trimelitik asit
ark.	: arkadaşları
ATR-FTIR	: Attenuated Total Reflectance–Fourier Transform Infrared Spectroscopy
Bis-GMA	: Bisfenol A glisidil dimetakrilat
>	: Büyüktür
$\geq$	: Büyük eşittir
Ca	: Kalsiyum
CaCl ₂	: Kalsiyum klorür
C=C	: Karbon-karbon çift bağı
cm ⁻¹	: Dalga sayısı birimi
=	: Eşittir
E&R	: Etch and Rinse
fenil-P	: 2-(metakriloiloksietil)fenil hidrojenfosfat
HEMA	: 2-Hidroksietil metakrilat
HCl	: Hidroklorik asit
IR	: Infrared
KCl	: Potasyum klorür
KOH	: Potasyum hidroksit
kV	: Kilovolt
$\leq$	: Küçük eşittir
<	: Küçüktür
LED	: Light Emitting Diode

MAC-10	: 10-metak- riloiloksidekametilen malonik asit
mM	: Milimolar
MDP	: Metakriloiloksi dekil dihidrojen fosfat
MEP	: Metakriloksietil fosfat
MMP	: Matriks metalloproteinaz
Mpa	: Megapascal
M	: Molar
Mm/dk	: Milimetre/dakika
mm	: Milimetre
mm/Hg	: Milimetre cıva
mW/cm ²	: Miliwatt/santimetrekare
μ	: Mikron
μm	: Mikrometre
μSBS	: Mikro Shear Bond Strength
μ TBS	: Mikro Tensile Bond Strength
NaH ₂ PO ₄	: Sodyum dihidrojen fosfat
NaOCl	: Sodyum hipoklorit
N	: Normalite
n	: Örnek sayısı
N/mm ²	: Newton/milimetrekare
Örn.	: Örneğin
pKa	: Asit iyonlaşma sabiti
PENTA-P	: Dipentaeritritol Penta Akrilat Fosfat
Ph	: Hidrojen potansiyeli
°C	: Santigrat derece

SE	: Self Etch
SEM	: Scanning Electron Microscope
sn	: saniye
TE	: Total Etch
UDMA	: Uretan dimetakrilat
vs.	: Vesaire
≈	: Yaklaşık olarak eşittir
%	: Yüzde



TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 3. 1. Çalışmada Kullanılan Materyallerin İçerikleri ve Uygulama Yöntemleri.....	33
Tablo 4. 1. Dört yönlü varyans analizinin sonuçları.....	48
Tablo 4. 2. Subrast tiplerine göre yaşlandırmadan önce ve sonra farklı adezivlerin modlarına göre ortalama kesme bağlanma gücü ve standart sapmaları (SS)	49
Tablo 4. 3. Dönüşüm derecesi sonuçları.....	55



ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 3. 1. Dişlerin oklüzalının kesilmesi	35
Şekil 3. 2. PH döngüsü solüsyonları	35
Şekil 3. 3. Bir dişten iki adet örnek elde edilmesi.....	36
Şekil 3. 4. Metkon Forcipol 102	37
Şekil 3. 5. Kullanılan adezivler (a) Gluma Bond Universal, (b) Clearfil Bond Universal, (c) G2 Bond Universal	37
Şekil 3. 6. Çalışma Şeması.....	38
Şekil 3. 7. Makaslama testi için örneklerin hazırlanması (a) E&R grubuna asit uygulanması, (b) Adeziv uygulanması, (c) Şeffaf kalıp kullanılarak kompozit yerleştirilmesi, (d) Hazırlanan örneğin son hali.....	39
Şekil 3. 8. Valo Cordless LED ışık cihazı	40
Şekil 3. 9. Clearfil Majesty Flow	40
Şekil 3. 10. Termal siklus cihazı	41
Şekil 3. 11. (a) Restorasyon sonrası, (b) Solüsyonlar uygulamalarının ardından örneğin son hali	42
Şekil 3. 12. (a) SEM örneklerinin altın kaplanmasında kullanılan cihaz (b) SEM cihazı	42
Şekil 3. 13. Makaslama bağlanma dayanımı testi.....	43
Şekil 3. 14. “Stemi 305” stereomikroskop.....	44
Şekil 3. 15. Zayıflatılmış Toplam Yansıma – Fourier Dönüşümlü Kızıl Ötesi Spektrometresi ..	45
Şekil 4. 1. Subrast tipine ve test zamanına bakılmaksızın adezivlerin farklı uygulama modundaki ortalama bağlanma güçlerinin karşılaştırılması.....	50
Şekil 4. 2. Adezivlerin farklı gruplara göre bağlanma gücünün 24 saat ve termal siklustan sonraki değerleri	51
Şekil 4. 3. Sağlam dentinden μ SBS testini takiben her grup için kırılma tiplerinin dağılımı	52

Şekil 4. 4. Çürükten etkilenmiş dentinden μ SBS testini takiben her grup için kırılma tiplerinin dağılımı	53
Şekil 4. 5. (a) Adeziv kırık (b) Karışık kırık	53
Şekil 4. 6. SEM görüntüleri	54



1. GİRİŞ

Diş hekimliğinde restoratif yaklaşımlar, zamanla “koruma için genişletme” (extension for prevention) prensibinden, minimum diş doku kaybını esas alan “minimal invaziv” yaklaşıma evrilmiştir. Bu değişim, adeziv sistemlerin gelişimini tetiklemiş ve klinik restorasyon başarısında diş dokularına güçlü bağlanmanın önemini ön plana çıkarmıştır.¹

Minimal invaziv yaklaşımlar, dentin lezyonlarının tedavisinde de kullanılmaktadır. Klinik olarak, dış tabakadaki enfekte dentinin çıkarılması, bakteriyel kontaminasyonun uzaklaştırılması için yeterlidir; iç tabaka ise remineralize olabilme kapasitesine sahip olduğu için korunması önerilmektedir.^{2,3} Bu nedenle, çürükten etkilenmiş dentin klinik restorasyonlarda sıkça karşılaşılan bir substrat olup, sağlam dentine kıyasla daha düşük mineral içeriği, daha poröz intertübüler yapı ve değişmiş organik matris özellikleriyle adeziv bağlanmayı zorlaştırabilmektedir.⁴

Başarılı adezyon sağlayabilmek için geliştirilen adeziv sistemler, uygulama stratejilerine göre etch and rinse (E&R), self etch (SE) ve universal sistemler olarak sınıflandırılmaktadır. E&R sistemlerde, mine ve dentin yüzeyi fosforik asitle demineralize edilirken smear tabakası tamamen uzaklaştırılır.⁵ SE sistemlerde ise asidik monomerler sayesinde ayrı bir asitleme basamağına gerek kalmadan aynı anda asitleme ve primerleme yapılır.⁶ Universal sistemler, hem SE hem de E&R modda uygulanabilir olmaları sayesinde klinisyen tercihi ve klinik duruma göre esneklik sunar.⁷

Universal adezivler, asidik fonksiyonel monomerler, hidrofilik ve hidrofobik bileşenler, solvent ve suyu tek bir çözeltide bir arada bulundurur.⁸ En sık kullanılan hidrofilik monomer hidroksietil metakrilat (HEMA)'dır. Düşük moleküler ağırlığı sayesinde faz ayrımını en aza indirir ve hidrofobik ile hidrofilik bileşenlerin çözeltiye karışabilirliğini arttıran bir yardımcı çözücü işlevi görür. Islatma kabiliyeti oldukça

yüksektir, bu da nemli dentine başarılı bir bağlanma sağlar. Aynı zamanda, kollajen ağının genişlemesini sağlayarak rezin infiltrasyonunu arttırmaktadır.⁹

HEMA'nın en büyük dezavantajı su tutulumuna sebep olan kararsız bir tabaka oluşturup, adezivin mekanik dayanıklılığını ve bağlanma başarısını uzun dönemde olumsuz etkileyebilmesidir. Karmaşık monomer yapılarında yer alan hidrofilik gruplar, su tutulumuna eğilimli olup, bu durum metakrilat gibi daha hidrofobik monomer uçlarının yapısal bütünlüğünü olumsuz yönde etkileyebilir. Bu bağlamda yalnızca akrilatların ester grupları değil, aynı zamanda fosfat ve karboksil gibi fonksiyonel monomer grupları da, nemli ortamda hidrolitik bozulmaya uğrama riski taşımaktadır.^{10,11}

HEMA'nın bu olumsuzluklarına bağlı olarak, üretici firmalar tarafından HEMA içermeyen adeziv sistemler geliştirilmiştir. Bu sistemlerde 4-metakriloksietil trimellitik anhidrit (4-META) veya 4-akriloksietil trimellitik asit (4-AET) gibi alternatif monomerler kullanılmaktadır. Literatürde HEMA'nın adezivlerden çıkarılmasının su emilimini azaltarak bağlanma ömrünü uzatabileceğini ileri süren çalışmalar bulunduğu gibi, HEMA'nın varlığının bağlanma başarısını arttırdığı yönünde sonuçlar da mevcuttur. Adezyon için kullanılan diğer monomerlerin HEMA'nın yerini alıp alamayacağı ile ilgili çelişkili çalışmalar mevcuttur.¹²

Bu çalışmanın amacı, HEMA içermeyen universal adezivlerin sağlam dentin ve çürükten etkilenmiş dentin yüzeylerine bağlanma dayanımını HEMA içeren bir universal adezivle karşılaştırmalı olarak değerlendirmektir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 Diş Çürükleri

Diş çürüğü, mikroorganizmaların şeker içeren besinlerdeki monosakkarit ve disakkaritleri fermente etmesiyle oluşan asidik yan ürünlerin, dişin kalsifiye dokularında yıkım ve lokalize çözünmeye yol açması sonucu ortaya çıkan, multifaktöriyel, kronik, enfeksiyöz ve bulaşıcı bir hastalıktır.¹³ Diş çürüğünün oluşumunu açıklayan üç temel hipotez bulunmaktadır. Bunların ilki olan nonspesifik plak hipotezi, diş çürüğünün tek bir bakteri türüne bağlı olmadığını, aksine çok sayıda bakteri türünden oluşan plak mikroflorasının ortak aktivitesi sonucu meydana geldiğini savunur. Plakın bütünüyle patojen kabul edildiğini ve plak birikimine karşı sürekli bir tedavi uygulanması gerektiğini öne sürer. Ancak bu yaklaşımın tutarlılığı konusunda bazı eleştiriler bulunmaktadır.^{14,15} Spesifik plak hipotezi ise, plakın yalnızca hastalıkla ilişkili olduğu anda patojen hale geldiğini savunur. Bu hipoteze göre *streptococcus mutans* ve *streptococcus sobrinus*, çürük oluşumunda sorumlu başlıca bakterilerdir. Bu modelde, sağlıklı bir ağız florasında plak yapısı normal kabul edilirken, çürüğe neden olan karyojenik bakterilerin azaltılması ve zararsız bakterilerin artırılması hedeflenmiştir.¹⁶ Günümüzde en çok kabul gören yaklaşım ekolojik plak hipotezidir. Bu hipoteze göre diyet, diş yapısı, immün sistem ve asit üretimi gibi faktörlerde meydana gelen değişiklikler çürük oluşumuna zemin hazırlar. Ağızda sindirilen karbonhidratlar bakteriler tarafından fermente edilerek asit üretimine neden olur. Bu asitler, pH seviyesini düşürerek diş minesinde bulunan inorganik kalsiyum (Ca) ve fosfat (PO_4^{3-}) kristallerinin organik matristen ayrılmasına yol açar. Hidroksiapatit kristallerinin çözünmesi sonucunda mineral kaybı meydana gelir. Eğer bu demineralizasyon süreci kontrol altına alınmazsa, çürük ilerleyerek kavitasyon oluşumuna neden olabilir.¹⁷

Diş çürüğü, dişin mineral yapısı ile ağızdaki mikrobiyal biyofilm arasındaki denge bozulduğunda ortaya çıkar.¹⁸ Biyofilmde bulunan asit üreten bakteriler, ağızda bulunan karbonhidratları parçalayarak laktik, asetik ve propiyonik asit gibi organik asitler üretir.¹⁹ Bu asitler, normalde yaklaşık 7,0 olan pH seviyesini 5,5'in altına düşürerek hidroksiapatit kristallerinin yapı taşları olan kalsiyum ve fosfatın çözünmesine yol açar. Süreç ilerledikçe mineral kaybı meydana gelir ve zamanla kavite oluşabilir. Ancak, pH seviyesinin tekrar yükselmesi halinde çözünen mineraller diş yüzeyine geri dönerek remineralizasyon sağlanabilir.²⁰⁻²³

Dişten kaybedilen kalsiyum, fosfat ve florür, vücudun remineralizasyon kapasitesi sayesinde, bu minerallerin yüksek konsantrasyonda bulunduğu tükürük aracılığıyla geri kazanılabilir, ancak demineralizasyon belirli bir seviyede tutulmalıdır. Kavite, bakterilerin ürettiği lokal asitlerin dişin sert dokularında oluşturduğu mineral kaybının, remineralizasyon süreciyle dengelenemediği veya yeterince telafi edilemediği durumlarda ortaya çıkan patolojik bir süreç olarak tanımlanır.²⁴ Diş çürüğünün ilerlemesi demineralizasyon ile remineralizasyon arasındaki dengeye bağlıdır. Günlük yaşamda, çoğu bireyde bu iki süreç sürekli olarak tekrarlanmaktadır.¹⁸

Şekerli gıdalar tüketildiğinde, ağız içi pH seviyesinde ani bir düşüş yaşandığı ve bu seviyenin tekrar normale dönmesinin uzun zaman aldığı ifade edilmiştir. Farklı yiyecek ve içeceklerin tüketimi sonrasında ortaya çıkan pH değişimlerini inceleyen ilk bilim insanı Stephan R'dir. Bu pH değişimlerini gösteren grafik, Dr. Robert Stephan tarafından "Stephan eğrisi" olarak adlandırılmıştır.²⁵

Diş çürüğünün oluşumu için biyofilmin diş yüzeyinde birikmesi gerektiği belirtilmiştir. Ancak, biyofilmin tek başına çürük gelişimi için yeterli olmadığı, bunun yanı sıra fermente edilebilen karbonhidratların da bulunması gerektiği ifade edilmiştir. Bu karbonhidratların fermentasyonu sonucunda açığa çıkan asitlerin, diş yapısında

mineral kaybına yol açtığı bilinmektedir. Diş çürüğünün en önemli nedeninin şeker tüketimi olduğu düşünülmektedir. Eğer dişin maruz kaldığı şeker sakkaroz ise, biyofilmdeki bakterilerin asit üretimine ek olarak ekstrasellüler polisakkarit sentezi gerçekleştirdiği bildirilmiştir.²⁶

Diş çürüğünün oluşumunda en önemli bakterilerden biri, viridans grubu oral α -hemolitik streptokoklar içinde yer alan *S. mutans* olarak bilinmektedir. Ayrıca, *Lactobacillus* türleri de çürük oluşumunda etkili mikroorganizmalar arasındadır. Bu bakteriler, asidik ortamlarda yüksek miktarda laktik asit üretebilmeleri, düşük pH seviyelerinde yaşayabilmeleri ve sükrozdan ekstrasellüler polisakkarit sentezleyebilmeleri nedeniyle diş yüzeyine güçlü bir şekilde tutunarak dental plak oluşumuna katkıda bulunurlar. *S. mutans*, çocuklarda ilk dişlerin çıkmasıyla birlikte ağız florasında kolonize olmaya başlar. Dişlerin sürmesinden önce ise, dil yüzeyindeki yarıklar, bu bakterilerin çoğalması için elverişli bir ortam oluşturabilir. *S. mutans*'ın erken dönemde kolonize olması, erken çocukluk döneminde diş çürüğüne yakalanma riskini artıran önemli bir faktördür ve ilerleyen yıllarda çürük oluşumuna da işaret edebilir.^{23,27}

2.1.1. Mine Çürüğü

Mine, dişin en dış tabakasını oluşturan ve oral flora ile tükürükle sürekli temas halinde bulunan sert bir dokudur. Sağlıklı diş eti dokusuna sahip bireylerde çürük genellikle mine tabakasından başlamaktadır. Mine, sürekli olarak demineralizasyon ve remineralizasyon süreçlerine maruz kalır.²⁸ Asitli yiyecekler ve bakterilerin ürettiği organik asitler mine dokusunda demineralizasyona yol açarken, tükürük, besinler ve ağız bakım ürünleri aracılığıyla alınan kalsiyum ve fosfat iyonları bu kaybı dengeleyerek remineralizasyon sağlar.^{29,30} Eğer demineralizasyon süreci remineralizasyona kıyasla baskın hale gelirse mine çürüğü oluşmaya başlar.³¹ Başlangıç aşamasında tebeşirimsi beyaz renkte lokalize bir alanda görülür.³² Görsel olarak teşhis edilebilen bu ilk oluşuma

“beyaz nokta lezyonu” denir.³³ Beyaz nokta lezyonları sadece diş yüzeyi kurutulduğunda belirgin hale gelir ve “kavitasyonsuz mine çürüğü” olarak da adlandırılır.³⁴ Bu aşamada lezyon geri dönüşümlüdür ve uygun mineral desteğiyle sağlıklı mine yapısına tekrar kavuşabilir. Ancak, demineralizasyon devam ederse çürük ilerleyerek geri dönüşümsüz hale gelir.³⁵

Bakterilerin ürettiği organik asitler, mine prizmaları arasındaki boşluklardan geçerek yüzeyin altındaki mine tabakasında mineral kaybına yol açar. Çürük sürecinin başlamasıyla birlikte mine yüzeyinin geçirgenliği artar, ancak yapısal bütünlüğünde henüz belirgin bir bozulma meydana gelmez. Tükürükteki kalsiyum ve fosfat iyonları sayesinde yüzey tabakası remineralize olarak kendini koruyabilir. Yüzey tabakasının altında meydana gelen mineral kaybı ve yapısal değişiklik nedeniyle opak görüntü oluşur.³⁶ Eğer çürük ilerleyerek mine çürüğüne dönüşürse, mine tabanında ve dentin yönünde genişleyen üçgen şeklinde bir demineralizasyon alanı ortaya çıkar. Mine çürükleri, yüzeyden sağlıklı mine dokusuna kadar farklı mineral kaybı seviyeleri gösteren katmanlardan oluşabilir.³³

2.1.2. Dentin Çürüğü

Sağlıklı dişlerde dentin dokusu, tükürükle ve dolayısıyla mikroorganizmalarla doğrudan temas halinde değildir. Ancak, mine çürüğünün ilerlemesi veya periodontal harabiyet sonucu dentin açığa çıktığında çürük gelişimi gözlemlenebilir. Dentin, yapısal olarak mineden farklıdır ve bu nedenle çürüğün ilerleyişi daha karmaşık bir süreç izler. Dentin dokusunun yaklaşık %20’si organik bileşenlerden oluşmaktadır. Bu durum, inorganik yapının bakterilerin ürettiği organik asitlerle çözünmesine ek olarak, dentinin organik yapısının da yıkıma uğramasına neden olmaktadır. Bu yıkım sürecinde, bakterilerin salgıladığı proteolitik enzimler ile dentin ve tükürük kaynaklı matriks metalloproteinazlar (MMP) rol oynamaktadır.³⁷

Dentin, tübüler bir yapıya sahiptir ve mine-dentin sınırı   r   e karşı en zayıf direnç gösteren bölgedir. Çürük mineyi a tı ında hızla yanlara doğru yayılım gösterir. Bu nedenle, dentin   r   u enine kesitte incelendiğinde, mine-dentin sınırında geniş bir taban oluşturarak V şeklinde bir yapı sergiler. Bu V şeklinin daralan ucu ise pulpaya doğru yönelmektedir.³⁴ Klinik değerlendirmede dentin   r   u, enfekte dentin ve enfekte olmayan dentin olmak üzere iki ayrı tabaka halinde incelenmektedir.

2.1.2.1. Enfekte Dentin

Klinik olarak değerlendirildiğinde, keskin el aletleriyle kolayca uzakla tırılabilen, yumuşak ve sarı renkli bir tabaka görülmektedir. Bu tabakada ağırlıklı olarak asidürik ve proteolitik bakteriler bulunur.³⁸ Dentin dokusunun hem organik hem de inorganik bileşenleri bu bölgede geri d n    ms z şekilde hasar g rm    r. Bu nedenle, remineralizasyon gerçekleşemez ve restorasyon öncesinde tamamen temizlenmesi gerekmektedir.³⁹

2.1.2.2 Enfekte Olmayan Dentin

Enfekte dentinin hemen altında yer alan bu tabaka etkilenmiş dentin olarak da adlandırılır. Genellikle sert ve koyu renkte olup, bazı bölgelerinde demineralizasyon alanları görülebilir. Ancak, dentinin organik yapısında geri d n    ms z bir yıkım söz konusu değildir. Bu nedenle, bu tabaka remineralize olabilir. Restorasyon sırasında korunması, gereksiz madde kaybını önleyerek di  dokusunun daha fazla zarar görmesini engeller.⁴⁰

2.2. Yapay   r k Modelleri

Yapay   r k modelleri, in vitro ortamda doğal çürük lezyonlarını taklit ederek, klinik koşullarda gözlemlenen çürüklerin yapısını daha iyi anlamaya ve tedavi protokollerini geliştirmeye yardımcı olur. Bu modellerin oluşturulmasında kullanılan teknikler arasındaki temel fark, asidin oluşum mekanizmasından kaynaklanmaktadır.⁴¹

2.2.1.Bakteriler Tarafından Üretilen Asitlerin Kullanıldığı İn Vitro Demineralizasyon Modeli

Bu teknik, bakteriler tarafından üretilen asitleri kullanarak demineralizasyon sürecini başlatmayı ve çürüğün doğal oluşum sürecini taklit etmeyi amaçlamaktadır. Asidik yan ürünler oluşturan *S. mutans* gibi bakteri türleri bu süreçte yaygın olarak kullanılmaktadır. Yapılan araştırmalar, *Actinomyces*, *Streptococcus*, *Arachnia* ve *Eubacterium* gibi farklı bakterilerin ürettiği asitlerin de başlangıç çürüklerinin oluşumuna neden olabileceğini radyografik olarak ortaya koymuştur.⁴² Bunun yanı sıra, tükürük bu modelde önemli bir rol oynamaktadır; çünkü tükürük olmadan mine yüzeyine bakterilerin tutunması zorlaşmaktadır. Tükürükte bulunan glikoproteinler, bakterilerin mine yüzeyine yapışmasını kolaylaştırırken, bakterilerin büyüebilmesi için ortamda uygun besin kaynaklarının da bulunması gerekmektedir. *S. mutans* için en iyi besin kaynağı sükröz olup, bakteriler bu şekeri fermente ederek asit üretir ve oluşan asidin etkisiyle demineralizasyon süreci başlatılır.⁴³

2.2.2. Asit Tamponlarının Kullanıldığı İn Vitro Demineralizasyon Modeli

Asitli jelatin jeli veya pH seviyesi özenle ayarlanmış, kalsiyum, fosfat ve florür içeren solüsyonlar kullanılarak uygulanan çürük oluşturma yöntemidir. Bu yöntemde tamponlama solüsyonu olarak genellikle asetik asit, laktik asit veya her ikisinin kombinasyonu tercih edilmektedir. Hidroklorik asit ve sitrik asit gibi mineye sınırlı derecede nüfuz edebilen ve yalnızca yüzeysel demineralizasyona neden olan asitlerin kullanımı ise önerilmemektedir. Çürük lezyonu oluşturmak için mine, dentin veya diş köklerinden oluşan örnekler günlerce hatta aylarca tamponlanmış demineralizasyon solüsyonuna maruz bırakılmaktadır. Yapılan araştırmalar, bu yöntemle oluşturulan yapay lezyonların histolojik olarak doğal çürük lezyonlarına benzediğini göstermektedir.^{44,45}

Solüsyonun pH seviyesinin 4,5 ile 5,0 arasında olması gereklidir. Jel formunda olması, içerdiği kalsiyum ve fosfat iyonlarının demineralizasyon bölgesine ani ve hızlı bir şekilde salınmasını önlemek açısından önemlidir. Bunun da remineralizasyon sürecini yavaşlattığı ifade edilmektedir.^{45,46}

2.2.3. pH Siklus Modelinin Kullanıldığı İn Vitro Demineralizasyon /Remineralizasyon Modeli

İn vitro pH siklus modeli, in vivo ortamda gerçekleşen demineralizasyon ve remineralizasyon süreçlerini taklit etmek amacıyla geliştirilmiştir. Bu modelde, asidik koşullar altında mine kristallerinin çözünmesi (demineralizasyon) veya ortamın apatit mineralleriyle aşırı doymuş hale gelmesi sonucu demineralize olmuş minenin onarılması (remineralizasyon) sağlanmaktadır. Canlı organizmalarda bu iki süreç gün içinde arka arkaya meydana gelir.⁴⁷

pH siklus modeli, dental materyallerin veya ürünlerin içerdiği florürün etkinliğini değerlendirmede başarılı ve güvenilir sonuçlar sunmaktadır. Bu model sayesinde hem demineralizasyon sürecine dair kesin veriler elde edilebilir hem de remineralizasyon ile ilgili gelişmeler takip edilebilir. Deney sırasında solüsyonlar düzenli olarak yenilenerek, içeriklerinin kontrolsüz bir şekilde azalması ve sonuçların yanlış etkilenmesi engellenmektedir.⁴⁸ Demineralizasyon aşamasında, pH seviyesi 4,3 gibi düşük değerlerde olan asetik asit, kalsiyum ve fosfat içeren asit tamponları kullanılmaktadır. Bu süreçte florür seviyesinin düşük tutulması gerekmektedir. Remineralizasyon aşamasında ise solüsyon içindeki kalsiyum ve fosfat iyonları, doğal tükürükte bulunan seviyelere yakın olacak şekilde ayarlanmaktadır. Numuneler, çalışmanın amacına ve planına uygun süre boyunca demineralizasyon solüsyonunda bekletilir, belirli aralıklarla solüsyonlar değiştirilir ve farklı solüsyonlar arasında belirli zamanlarda geçişler yapılır.^{49,50} İn vitro pH döngüsü deneylerinde genellikle numuneler her gün yaklaşık 8 saat boyunca

demineralizasyon solüsyonuna, 16 saat ise remineralizasyon solüsyonuna maruz bırakılarak 24 saat tamamlanır. Bu işlem 14 gün boyunca devam eder.^{51,52}

2.2.4. Yapay Çene Modelleri

Laboratuvar ortamında, ağız ortamını taklit eden yapay çene modeli üzerinde çeşitli çalışmalar yapılmaktadır. Bu sistemde saf ve karışık bakteri türleri ile plak bakterileri kullanılmakta olup, genellikle insan veya sığır kaynaklı gerçek tükürük, diş minesi veya kökleri, diyet bileşenleri ve bir akış mekanizması da modele dahil edilmektedir. Yapay çene modeli, teorik olarak tükürüğün temizleme ve akış özelliklerini tüm bileşenleriyle birlikte bir araya getirmeyi amaçlamaktadır. Ancak, yapılan araştırmalar in-situ ve in-vivo modeller kadar başarılı sonuçlar elde edilemediğini göstermektedir. Bu nedenle, sistemin geliştirilmesi ve daha kapsamlı çalışmaların yapılması gerekmektedir.⁴⁷

2.2.5. In-Vivo Hayvan Modelleri

Birçok hayvan çalışmasında denek olarak kobay fareler tercih edilmekte ve bu çalışmaların bulguları, insanlarda yapılan araştırmalarla büyük ölçüde benzerlik göstermektedir. Ancak, hayvan deneyleri yüksek maliyetli olup zaman gerektiren bir süreçtir. Ayrıca, deney öncesinde kullanılacak materyallerin hayvan sağlığına zarar vermediğinin kanıtlanması gerekmektedir. Dental materyallerin kobay fare dişlerinde test edilmesinde karşılaşılan bir diğer zorluk ise dişlerin restorasyon açısından oldukça küçük olmasıdır. Bunun yanı sıra, kobay farelerinin tükürük yapısının insan tükürüğünden belirgin farklılıklar göstermesi, elde edilen verilerin daha dikkatli analiz edilmesini zorunlu kılmaktadır.^{53,54}

2.2.6. İnsan Çenesinde In-Situ Çalışmalar

Bu tür çürük modelleme çalışmalarında, diş minesi veya dentin blokları belirli kesitler halinde hazırlanarak özel olarak tasarlanmış protetik parçalar içinde belirli süreler

boyunca izlenmekte ve demineralizasyon ile remineralizasyon süreçleri değerlendirilmektedir.⁵⁵ Ayrıca, bu yöntem dental materyallerin florür etkinliği, antibakteriyel özellikleri ve ağız ortamına uyumluluğunu incelemek amacıyla da kullanılabilir. Ancak, yüksek maliyetli ve zaman gerektiren bir süreç olmasının yanı sıra, detaylardaki küçük değişikliklerin sonuçları doğrudan etkileyebilmesi nedeniyle elde edilen verilerin titizlikle değerlendirilmesi gerekmektedir.^{56,57}

2.2.7. Çekimi Planlanmış Dişlerde Yapılan Çalışmalar

Bu çalışmalar, doğal demineralizasyon ve remineralizasyon süreçlerini en doğru şekilde yansıtan yöntemler arasındadır. Dişlerin tükürük ve plak içeren doğal ortamda bulunması ve beslenmenin kontrol edilebilmesi, elde edilen sonuçların güvenilirliğini artırmaktadır. Çekimi planlanan dişlere ortodontik braketler uygulanarak plak birikimi sağlanabilmektedir. Bu yöntem sayesinde florür salan kompozitler, antibakteriyel ajanlar ve florür salan simanlar hızlı ve güvenilir bir şekilde test edilebilmektedir.⁵⁸

2.3. Adezyon

Adezyon, Latince “*adhaerere*” kelimesinden türetilmiştir ve iki yüzeyin bir araya gelmesini veya farklı moleküller arasındaki çekim kuvvetini ifade eder. Aynı moleküller arasında oluşan çekim kuvveti ise kohezyon terimi ile ifade edilir. Adezyonu sağlayan maddeye “adeziv”, bu maddeyle bağlanan yüzeye ise “aderent” denir. Genellikle viskoz bir sıvı olan adeziv, iki maddeyi bağladıktan sonra rijit hale gelir ve aralarındaki kuvvet iletimini sağlar.⁵⁹

Diş hekimliğinde kullanılan malzemelere bağlı gelişen 3 tip adezyondan bahsedilebilir.

- Mikromekanik adezyon: Pürüzlü veya pürüzlendirilmiş yüzeye, düşük viskoziteli bir materyalin nüfuz etmesiyle oluşan adezyon tipidir. Güçlü bir bağlanma dayanımı elde edilir. Geometrik ve reolojik faktörlerden etkilenir. Bağlantının kurulacağı

yüzeyin pürüzlülüğü geometrik faktörleri, adeziv materyalin akışkanlık özelliği ise reolojik faktörleri oluşturur.

◦ Kimyasal Adezyon: Kovalent, iyonik ve metalik bağlardan oluşur. Yapıları farklı olan yüzeylerin atomları arasındaki sınırlı ve zayıf bağlardır.

◦ Fiziksel Kuvvetler İle Oluşan Adezyon: Van der Waals kuvvetlerinden ve hidrojen bağlarından kaynaklanan zayıf bir adezyon türüdür.⁶⁰

Adezyonu etkileyen bazı faktörler şu şekildedir.

1) Islanabilirlik: Adezivin, aderenti kesintisiz bir şekilde kaplama yeteneği ıslanabilirlik olarak tanımlanır. Adezivin viskozitesi, yüzeydeki düzensizlikler ve kontaminasyondan etkilenebilir. En belirleyici faktör ise adeziv ile aderentin yüzey enerjileridir.

2) Yüzey Enerjisi: Katı ve sıvı maddelerin molekülleri, her yönden çekim kuvvetlerine maruz kalırlar ve bu kuvvetler dinamik bir denge halindedir. Maddenin yüzeyinde bu denge bozulduğunda içeriye doğru oluşan çekim kuvvetine yüzey enerjisi denir. Dış üzerinde biyofilm, tükürük ve organik debrislerin ve olması yüzey enerjisini düşürür.

3) Temas Açısı: Bir sıvı ile katı yüzey temas ettiğinde aralarında oluşan damlacığın iç açısıdır. Temas açısının küçülmesi ıslanabilirliğin arttığını gösterir.

4) Kritik Yüzey Enerjisi: Temas açısı ve yüzey gerilimi kosinüs değerinin eşit olduğu noktaya denir. Sıvının yüzey gerilimi, katının kritik yüzey enerjisinden daha düşük olduğunda ıslanma gerçekleşir.

5) Viskozite: Viskozite, bir akışkanın yüzey gerilimine karşı deformasyona direnme kapasitesinin ölçüsüdür. Yüksek viskozite akıcılığın az olduğunu ifade eder. Adezivlerde viskozitenin düşük olması istenir.

6) Yüzey Pürüzlülüğü: Mekanik bağlantının artmasını sağlar. Diş hekimliğinde bunun için farklı konsantrasyonlardaki asitlerden faydalanılır.^{61,62}

2.3.1. Mineye Adezyon

Mine vücutta bulunan en sert dokudur. Ağırlıkça %95-98 oranında inorganik maddeler, %4 su ve %1-2 oranında organik bileşiklerden oluşur. Hacimsel olarak ise %86 inorganik madde, %12 su ve %2 organik madde bulunur. İnorganik bileşenlerin ana yapısını hidroksiapatit kristalleri oluşturur.⁶³ Hidroksiapatit organik matriksin içinde yer alır ve prizmalar şeklinde bir arada bulunur. Bu prizmalar uzun silindirlere benzerler (5µ çap). Dişin uzun aksına dik bir şekilde yerleşim gösterirler. Prizma aralarındaki boşluklarda su ve organik materyaller bulunur.^{62,64} Minenin asitle pürüzlendirilmesi veya prepare edilmesi durumunda prizma gövdeleri açığa çıkar.⁶⁵ Asitlemeyle ortalama 5-50 µm'lik pürüzlü bir tabaka oluşur. Minenin yüzey alanı ve yüzey enerjisi artar. Bunun sonucunda rezin materyallerin adezyonu daha kolay hale gelir.⁶⁶ Kompozit uygulaması öncesi, pürüzlendirilmiş ve kurutulmuş mineye düşük viskoziteli bir rezin uygulanması tavsiye edilir.⁶⁶ Bu rezin mineye infiltre olarak rezin taglarını oluşturur ve mikromekanik bağlanmayı sağlar.⁶² Resin tagların mine prizmaları arasında oluşanlarına makro tag, mine prizmalarının içinde oluşanlarına ise mikro tag denir. Mikro taglar geniş yüzey alanına sahip oldukları ve fazla sayıda oldukları için mineye bağlanmada daha etkilidirler.^{65,67}

2.3.2. Dentine Adezyon

Dentin, mineral, organik matriks ve sudan oluşan temel bir yapıya sahiptir. Ağırlığının yaklaşık %70'i ve hacminin %45'i minerallerden oluşurken, ağırlığının %20'si ve hacminin %33'ü organik matriks ile kaplıdır. Kalan kısmı ise sudan meydana gelir. Dentin yapısındaki inorganik madde, hidroksiapatit iken, organik bileşen ise kollajendir.⁶⁸ Ekstrasellüler matrikste fosforin, osteokalsin, osteopontin, osteonektin gibi biyolojik

moleküller bulunur. Hidroksiapatit kristallerinin yapısı ve boyutu minedekinden farklıdır. Minede altıgen sütunlar şeklindeyken, dentinde ise plaka şekline ve daha küçüktür. Dentinin su miktarı da mineden çok daha fazla olup adezyonu zorlaştıran faktörlerden biridir.⁶⁹ Dentin sıvısının miktarı; dentin tübüllerinin miktarına, dentinin derinliğine ve lokalizasyonuna göre değişkenlik göstermektedir. Mine-dentin birleşiminde dentin tübüllerinin çapı 0,5-0,9µm arasında görülürken pulpaya yaklaştıkça tübüller birleşirler ve boyutları 2-3 µm'a kadar genişler.⁶⁷ Tübül çapı, yaşlanma ve sekonder dentin oluşumu gibi doğal süreçler veya çürük oluşumu gibi çeşitli patolojik durumlar sebebiyle daralabilir. Tübül sayısı, mine-dentin sınırında mm² başına yaklaşık 20.000 iken pulpaya daha yakın bölgelerde bu sayı 45.000'e kadar çıkar. Tübüller içindeki sıvı, pulpa içindeki basınç (25-30 mm/Hg) nedeniyle sürekli olarak dışarıya doğru hareket etmeye eğilimlidir. Derin dentin tabakasında tübüllerin çapı ve sayısı artarken, intertübüler dentin oranının azalması ve nemin etkisiyle adezyonun sağlanması daha zor bir hale gelir.^{59,70,71}

Adezyonu olumsuz yönde etkileyen bir diğer faktör de smear tabakasıdır. Dentin, döner aletler veya el aletleriyle kesildiğinde oluşan debrisler diş yüzeyine birikerek, 0,5-5 µm kalınlığında bir tabaka oluşturur. Bu debris tabakası, dentin tübüllerini 1-10 µm derinliğe kadar tıkayarak smear tıkaçlarını meydana getirir.⁷² Bu tıkaçlar kan, tükürük, bakteri, hidroksiapatit kristalleri ve denatüre kollajen içerir. Kesilen doku ve ortam, tabakanın içeriğini etkiler (çürük varlığı, tükürük miktarı vs.). Smear tabakası dentinin geçirgenliğini yaklaşık %86 oranında azaltan bir bariyer oluşturur. Bu bariyeri aşmak ve diş yüzeyinde ideal mekanik ve kimyasal adezyonu sağlamak ile sürekliliğini koruyabilmek için doğru pürüzlendirme işlemi oldukça önemlidir.⁷³ Fusayama, 1979 yılında dentine asit uygulama yöntemini öneren ilk kişi olmuştur.⁷⁴ Bu amaçla maleik asit, etilen diamin tetraasetik asit (EDTA), oksalik asit, fosforik asit, nitrik asit, sitrik asit gibi çeşitli asitler kullanılmıştır. En çok tercih edilen fosforik asit olmuştur.⁶² Yapılan

alışmalar doğrultusunda, önerilen pürüzlendirme süresi ise genellikle 15-30 saniye arasında değişmektedir.⁷⁵⁻⁷⁸ Asitle pürüzlendirme işlemi, dentinin mineral içeriğini çözerek smear tabakasını ve yüzeysel hidroksiapatit tabakasını uzaklaştırır. Yıkama suyu, bu boşlukları doldurur ve hidroksiapatit iskelet yapısı kaybolduğunda, yüzeydeki kollajen yapılar ortaya çıkar. Dentin içinde bulunan %20 su oranı, asitle przlendikten sonra %70'lere kadar çıkar ve kollajen fibrilleri çevreleyen demineralize olmuş dentin ile birleşir. Su, kollajenlerin büzülmesini engeller. Yıkama işlemi sonrası dentin, mineye benzer şekilde hava ile kurutulmamalıdır. Aksi takdirde kollajen yapısı büzülür ve primer ile bond infiltrasyonu sağlanamaz. E&R adeziv sistemlerinde, özellikle aseton içeren adezivler kullanıldığında, nemli bağlanma (wet-bonding) tekniği uygulanmalıdır. Ancak, dentinin ne kadar kuru ya da nemli olduğunu klinik olarak belirlemek zordur. De-Goes ve arkadaşları, tek kullanımlık fırça ya da pamuk pelet ile nemlendirmenin sağlanmasını önermişlerdir. Ayrıca, aşırı nemlilik de adezivin seyrelmesine neden olarak bağlanma gücünü zayıflatabilir.⁷⁹

Asit uygulaması ile ortaya çıkan kollajen matriksine, solvent içinde çözünmüş olan adeziv rezin komonomerlerinin nüfuz etmesiyle oluşan tabaka "hibit tabaka" olarak adlandırılır. Aynı zamanda "rezinle güçlendirilmiş tabaka" ya da "rezin infiltre tabaka" olarak da bilinir.⁷⁰ Resin polimerize olarak restorasyon ile dentin arasında bir bağ oluşturur. Ancak, adeziv monomerin tamamı hibrit tabakada kalmaz; bir kısmı hibrit tabakanın st kısmında, açığa çıkan kollajen fibrilleri arasından uzaklaşır. Bu durum, nano sızıntıya neden olan etkendir.⁶⁸ Adeziv sistemlerin kollajenler arasındaki boşluklara iyi nüfuz etmesi oldukça önemlidir. Aksi takdirde, diş yapısındaki yıkımdan sorumlu enzimler olan MMP aktiveleşir ve kollajen yıkımına neden olurlar.⁸⁰

2.3.3. Adezivlerin Sınıflandırılması

Adezivlerin sınıflandırılmasında farklı sistemler kullanılmaktadır.

Tarihsel Gelişimlerine Göre

1, 2, 3, 4, 5, 6, 7. jenerasyon.

Uygulama Yöntemlerine Göre

Smear tabakasının üzerine uygulanan adeziv sistemler, smear tabakasını modifiye eden adeziv sistemler, smear tabakasını ortadan kaldıran adeziv sistemler, smear tabakasını çözen adeziv sistemler.⁸¹

Uygulama Aşama Sayısına Göre

Tek aşamalı adezivler, iki aşamalı adezivler, üç aşamalı adezivler.⁸²

Adeziv İle Mine Ve Dentin Arasındaki İlişkiye Göre

E&R adezivler (Üç aşamalı (4. Jenerasyon), iki aşamalı (5. Jenerasyon)), SE adezivler (iki aşamalı (6. Jenerasyon), tek Aşamalı (7. Jenerasyon)), cam iyonomer adezivler.⁸²

2.3.3.1. Etch&Rinse Adezivler

2.3.3.1.1. Üç Aşamalı Etch&Rinse Adeziv Sistemler

Smear tabakası, dentin geçirgenliğini azaltan bir difüzyon bariyeri görevi görür. Dentin dokusuna adeziv rezinin infiltre olabilmesi için bu tabakanın kaldırılması veya kimyasal olarak değiştirilmesi gerekir.⁸³⁻⁸⁶ Yapılan çalışmalarda, smear tabakasının asitle kaldırılmasıyla dentin adeziv rezin bağlantısının dayanımının arttığı görülmüştür.⁸⁷⁻⁹⁰ Bu teknikte asit, mineye ve dentine aynı anda uygulanmaktadır. Önceleri “total etch” (TE) tekniği olarak bilinmekteyken, günümüzde daha çok “asitle ve yıka” (Etch and Rinse) tekniği olarak adlandırılmaktadır.⁹¹

Minede ve dentinde farklı sürelerde asitle pürüzlendirme önerilmektedir. Bu süre minede 20-30 saniye olmalı iken dentinde ise 15 saniyedir.⁹² Asit dentin yüzeyine uygulandığında, 3-5 µm derinliğinde demineralizasyon meydana gelir ve bu süreçle birlikte büyük ölçüde çözülmüş hidroksiapatit içeren bir kollajen fibril ağı açığa çıkar.^{91,93}

Mine yüzeyi pürüzlendirildiğinde, mine prizmalarının seçici olarak çözülmesiyle makro ve mikro gözenekler oluşur ve bu sayede hidrofobik adeziv materyal, kapiller etkiyle yüzeye nüfuz edebilir. Mine yüzeyindeki mikro girinti ve çıkıntılar sayesinde, rezin mikromekanik olarak yüzeye tutunarak güçlü ve uzun ömürlü bir bağlanma sağlar.⁹⁴⁻⁹⁶

Bir sonraki adım, organik çözücüler içinde HEMA gibi hidrofilik monomerlerin bulunduğu primerin uygulanmasıdır. HEMA, yüksek hidrofilik özelliği, düşük moleküler ağırlığı ve küçük boyutu sayesinde, demineralize olmuş kollajen açısından zengin dentin dokusuna difüze olarak etkili bir yüzey ıslatma ve difüzyon sağlar. Yeterli infiltrasyonun sağlanabilmesi için primerin en az 15 saniye boyunca aktif olarak uygulanması gereklidir.⁹² Asitleme işlemiyle dentindeki kollajen ağı ortaya çıkar. Bu organik tabaka, düşük yüzey enerjisi ve düşük ıslanabilirlik özelliklerine sahiptir. Primer uygulaması, kollajen ağını ıslatarak ve içine nüfuz ederek yüzey enerjisini artırır. Bunun sonucundan dentinin ıslanabilirliğinin artar. Bu işlem, kollajen ağını açarak adeziv materyalin etkili bir şekilde infiltrasyonunu sağlar.^{6,97}

Üçüncü aşamada, primer uygulanmış yüzeye adeziv rezin nüfuz eder. Adeziv rezin, solvent içermeyen ve hidrofobik monomerler içeren bir çözeltidir. Doldurucu madde içerebilir veya içermeyebilir. Bu rezinin temel görevi, kollajen fibrilleri arasındaki boşlukları doldurmaktır. Monomerlerin kürlenmesi ve polimerizasyonu sonucunda, mikromekanik tutuculuk sağlayan hibrit bir katman ve rezin tagları oluşur.⁶

2.3.3.1.2. İki Aşamalı Etch&Rinse Adeziv Sistemler

Üç aşamalı E&R sistemlerinin uygulama adımlarını basitleştirmek amacıyla, primer ve adeziv tek bir şişede birleştirilmiştir. Bu sistemler, "iki aşamalı etch&rinse" adeziv sistemler olarak da adlandırılır ve ilk adımda, üç aşamalı E&R sistemlerde olduğu gibi asitle pürüzlendirme yapılmasını gerektirir. Ancak, bu sistemde primer ve adezivin tek bir şişede birleştirilmiş olması, temel farkı oluşturur.⁹⁸ Uygulama basamağı azalmış

olmakla birlikte, üç aşamalı E&R adezivler, iki aşamalı E&R adezivlerden daha iyi laboratuvar ve klinik performans göstermektedir.^{95,99-103}

2.3.3.2. Self-Etch Adezivler

SE sistemler, E&R sistemlerin klinik uygulama prosedürlerini basitleştirmek ve neme duyarlılıklarını kontrol altına almak amacıyla geliştirilmiştir. Bu sistemlerde asitleme, yıkama ve kurutma gibi ayrı aşamalara yer verilmez, böylece bu aşamalardan kaynaklanabilecek adezyon sorunları ortadan kaldırılır ve klinik uygulama süreci daha basit hale gelir.^{104,105}

SE adeziv sistemler, çeşitli rezin monomerler ve doldurucuların yanı sıra, karboksilik, fosforik ve sülfonik asit grupları veya bunların esterlerini içeren, metakrilat bazlı polimerize olabilen rezin monomerler içerir. Ayrıca, yapılarında maleik ve itakonik asit gibi organik ve inorganik asitleri de barındırırlar.¹¹

SE adezivlerde bulunan su ve HEMA nemli bağlanma gerektirdiğinden uygulama yapılırken teknik hassasiyete özen gösterilmelidir.¹¹ HEMA, nemlendirme ajanı olarak gerekli olup, ıslak ortamda yüksek difüzyon yeteneğine sahiptir. Ayrıca, su içinde çözünürlüğü düşük olan monomerler için çözücü görevi görmektedir.¹⁰⁶ Su, asidik primerin bir bileşenidir çünkü monomerlerin iyonize olması ve sert diş dokularının demineralizasyonunu başlatması gerekir. Bu durum, SE adeziv sistemlerini substratın nem seviyesindeki değişimlere karşı daha dirençli hale getirirken, hidrolitik bozunmaya karşı daha hassas hale getirir.^{11,107-109} Suyun düşük buhar basıncı nedeniyle, adeziv arayüzünde kalan suyun uzaklaştırılamaması bağlanma dayanımını olumsuz etkiler. Bu nedenle, bazı SE adezivlere çözücü olarak etanol ve aseton eklenir.¹¹⁰

SE adezivler, sıg bir hibrit katmana sahip olmasına rağmen tatmin edici bağ gücü sağlayabilirler. Araştırmalar, hibrit tabakanın kalınlığının ve rezin tagların varlığının bağlanma performansını büyük ölçüde etkilemediğini göstermektedir. Bunun yerine,

monomerler ile hidroksiapatit arasındaki kimyasal etkileşim, SE adezivlerin başarılı performansını açıklayabilecek önemli bir faktördür. Bu kimyasal bağlanma yeteneği, kullanılan monomere göre değişiklik gösterir ve kalsiyum-monomer bağının hidrolitik stabilitesine bağlıdır. Yoshida ve arkadaşlarının çalışmaları, 10-metakriloiloksidetil dihidrojenfosfatın (10-MDP) kimyasal etkileşim potansiyelinin, 4-metakriloiloksietil trimelitik asit (4-MET) ve 2-(metakriloiloksietil) fenil hidrojenfosfat (fenil-P) gibi monomerlere kıyasla daha yüksek olduğunu ortaya koymuştur.⁶ Monomerin hidrolitik stabilizasyonu, bağlanmanın uzun ömürlü olabilmesinde önemli bir rol oynamaktadır. Mikromekanik bağlanma, ani streslere karşı dayanıklılık sağlarken, adezyonun kalıcılığı ve sürekliliği üzerinde kimyasal etkileşimin etkisi olduğu düşünülmektedir.¹¹¹

SE adezivler uygulama prosedürlerine göre iki gruba ayrılırlar.

2.3.3.2.1. İki Adımlı Self-Etch Adezivler

İlk aşamada asidik monomer içeren hidrofilik primer solüsyonu uygulanırken, ikinci aşamada hidrofobik bonding ajan uygulaması yapılır. Yüzeye asidik primer uygulandıktan sonra bonding ajan uygulaması yapılır. Ardından her iki tabaka birlikte ışıqla polimerize edilir.¹¹²

2.3.3.2.2. Tek Adımlı Self-Etch adezivler

Asit, primer ve adezivi tek bir şişede birleştiren ve uygulama prosedürlerini tek bir adımda tamamlayan sistemler, tek aşamalı SE sistemlerdir. Bu sistemler, hidrofilik ve hidrofobik bileşenleri tek bir solüsyonda birleştirir. Adezivler, mineyi demineralize edecek kadar asidik olmalı ve dentin smear katmanlarına nüfuz edebilmelidir. Bu özellik, rezin monomerlerinin hidrofilikliğinin yüksek olmasını gerektirir. Bu durum, rezin-dentin arayüzünün hidrolitik bozunmasını kolaylaştırarak, adezivlerin yarı geçirgen bir membran gibi davranmasına neden olur.¹¹³ Tek aşamalı SE sistemlerin bağlanma dayanımının, iki aşamalı SE sistemlere kıyasla daha düşük olduğunu gösteren çalışmalar

bulunmaktadır.¹⁰¹ Tek aşamalı SE adezivlerin pH değeri, klinik performanslarını doğrudan etkiler. Ayrıca, adezivin dentin yüzeyini eşit kalınlıkta kaplayamaması nedeniyle, birden fazla kat uygulanmasının dentin bağlanma dayanımını belirgin şekilde artırdığı ve sızıntıyı önemli ölçüde azalttığı ileri sürülmüştür.¹¹⁴

SE adezivler dentin dokusuyla etkileşim derecelerine göre; kuvvetli SE adezivler ($Ph \leq 1$), orta derece kuvvetli SE adezivler ($Ph \approx 1,5$), hafif etkili SE adezivler ($Ph \geq 2$), zayıf etkili SE adezivler ($Ph \geq 2,5$) olarak sınıflandırılmaktadır.^{112,115}

2.3.3.2.2.1. Kuvvetli Self Etch Adeziv Sistemler

PH değerleri 1 veya daha düşük olan bu adezivler, oldukça derin demineralizasyon sağlamaktadır. Hidroksiapatit kristallerinin neredeyse tamamını çözerler. Bu durum, kalın bir hibrit tabaka ve rezin tagların oluşumuna yol açar. Adezivin agresifliği arttıkça hibridizasyonun derinliği de artar.^{6,116} E&R adezivlerinin arayüzey morfolojisiyle büyük ölçüde benzerlik taşırlar.^{6,68} Onlardan farklı olarak, açığa çıkan kalsiyum fosfat yıkama işlemiyle ortamdan uzaklaştırılmaz. Gömülü kalan bu kalsiyum fosfatlar, düşük hidrolitik etkileri nedeniyle kollajenle stabil bir kimyasal bağ oluşumunu engelleyerek yüzey bütünlüğünün zayıflamasına neden olur.¹¹⁷ Mine, asitlere karşı daha dirençli olduğundan güçlü SE adezivler mineye iyi bağlanırken, dentine bağlanma açısından bağlanma süresi ve restorasyon ömrü bakımından yetersiz kalmaktadır.^{8,118}

2.3.3.2.2.2. Orta Derece Kuvvetli Self Etch Adeziv Sistemler

SE adezivlerin pH değeri 1-2 arasında değişmekte olup, dentinde yeterli demineralizasyon sağlarlar. Primer uygulamasıyla, üst tabakası tamamen, alt tabakası ise kısmen demineralize olmuş bir hibrit tabaka oluşur.¹¹⁹ Bu sistemlerin en önemli avantajlarından biri, kollajen fibrillerini hidroksiapatit kristallerinin etrafında tutmalarıdır. Böylece, demineralize dentinde kollajenler arası hidroksiapatit kristallerindeki kalsiyum iyonları ile SE adezivlerin içerdği karboksilik asit veya fosforik

asit monomerleri arasında kimyasal etkileşim gerçekleşir. Bu özellik hem mikromekanik hem de kimyasal bağlanma mekanizmalarını destekleyerek restorasyonun dayanıklılığını artırır ve kollajenleri hidrolize karşı koruyarak bağlanmanın erken bozulmasını önler.^{109,120-122} Asidik primerin dentinde oluşturduğu etki 1-2 µm derinliğe ulaşırken, mineye de dentin kadar iyi bağlanabildiği bildirilmiştir.¹¹⁷

2.3.3.2.2.3. Hafif Etkili Self Etch Adeziv Sistemler

Bu sistemler dentin yüzeyini yalnızca kısmen çözer ve maksimum 1 µm derinliğe kadar demineralize edebilir. Smear tabakasını tamamen uzaklaştırmazlar, bu da submikron düzeyde yüzeyel bir hibrit tabaka oluşmasına ve içerisinde önemli miktarda hidroksiapatit kristalinin kalmasına neden olur. Ancak buna rağmen, hibridizasyon sayesinde mikromekanik kilitlenme için yeterli yüzey pürüzlülüğü sağlanmaktadır.¹²³ Hafif SE adezivler, sıg bir hibrit katmana ve rezin tagların olmamasına rağmen tatmin edici bağ gücü sağlayabilir. Araştırmalar, hibrit tabakanın kalınlığının ve rezin tagların varlığının bağlanma performansını büyük ölçüde etkilemediğini göstermektedir. Bunun yerine, monomerler ile hidroksiapatit arasındaki kimyasal etkileşim, SE adezivlerin başarılı performansını açıklayabilecek önemli bir faktördür. Bu kimyasal bağlanma yeteneği, kullanılan monomere göre değişiklik gösterir ve kalsiyum-monomer bağının hidrolitik stabilitesine bağlıdır. Yoshida ve arkadaşlarının çalışmaları, MDP'nin kimyasal etkileşim potansiyelinin, 4-MET ve fenil-P gibi monomerlere kıyasla daha yüksek olduğunu ortaya koymuştur.⁶

2.3.3.2.2.4. Zayıf Etkili Self Etch Adeziv Sistemler

pH değeri yaklaşık 2,5 ve üzerindedir. Dentinde belirgin bir demineralizasyona yol açmazlar ve oluşturdukları bağlanma, nano-etkileşim tabakası olarak tanımlanır.¹²⁴

2.3.3.3. Universal Adezivler

8. jenerasyon olarak bilinen universal adezivler, farklı adeziv uygulama yöntemleriyle uyumlu olacak şekilde geliştirilmiştir. Tek şişede tüm adeziv bileşenlerini bir araya getiren bu adezivler, bir basamaklı SE sistemleri gibi çalışır. Universal adezivler, hem SE hem E&R modunda hem de selektif asitleme yöntemiyle kullanılabilir. özelliğine sahiptir.^{8,125-127} Farklı kullanım yöntemlerine uyum sağladıkları için universal adı verilmiştir.¹²⁸

Yapılan çalışmalarda universal adezivlerin mine ve dentine bağlanma başarısında pH seviyesinin ve uygulama stratejilerinin etkili olduğunu görülmektedir.¹²⁹ Mineye bağlanmada fosforik asitin, adezivin pH'ından bağımsız olarak bağlantıyı güçlendirdiğini gösteren çalışmalar mevcuttur.^{125,127,130} Dentine bağlanmada ise en belirleyici faktörün adezivin pH değeri olduğu ve SE yönteminin daha iyi sonuç verdiği görülmektedir.^{128,131} Ayrıca, hafif asidik universal adezivlerin dentine bağlanma gücünün uygulama yönteminden bağımsız olarak yüksek olduğu ve daha iyi stabilite sağladığı belirlenmiştir.¹³² Çürükten etkilenmiş dentinde bağlanma gücü, sağlam dentiden daha düşük bulunmuştur. Bağlanma gücünün artması için E&R yönteminin kullanılması, SE yöntemine göre daha iyi sonuç verebilir. Benzer şekilde, erozyona uğramış dentinde de aynı durum geçerlidir.¹³³ Kullanılan uygulama yöntemine bakılmaksızın universal adezivlerin aktif olarak uygulanmasının minede ve dentinde bağlantıyı arttırdığı görülmektedir.^{134,135}

Universal adeziv sistemler, içerdikleri monomer bileşenlerine bağlı olarak değişiklik göstermektedir. Adeziv sistemlerin temel yapı taşları olan fonksiyonel monomerler, daha dayanıklı ve uzun ömürlü bir ara yüzey bağlantısının oluşumunda kilit rol oynar.¹³⁶

Universal adezivlerin büyük bir kısmı, birincil fonksiyonel monomer olarak fosfat esterlerini ($R-O-PO_3H_2$) içerir.¹³⁷⁻¹³⁹ Asidik yapıları sayesinde bu monomerler, diş dokularını aşındırma ve demineralize etme özelliğine sahiptir. Bu özellikleri SE, E&R ve selektif asitleme yöntemleriyle uyumlu olmalarını sağlar.¹³⁹ Ayrıca, çözünmeyen kalsiyum tuzları oluşturarak metallere, zirkonyaya ve diş dokularına kimyasal bağlanma imkanı sunarlar.^{140,141}

Universal adezivlerde en çok kullanılan fosfat esteri MDP'dir.^{142,143} Geleneksel tek aşamalı SE adezivler ile universal adezivler arasındaki en belirgin fark, çoğu universal adezivin hidroksiapatite iyonik olarak bağlanabilen MDP monomerini içermesidir.^{80, 86} MDP, diş yapısını aşırı derecede dekalsifiye etmeden stabil kalsiyum-fosfat tuzları oluşturarak bağlanmayı sağlar. Bu monomerin oluşturduğu kimyasal bağ, SE adezivlerin formülasyonunda yer alan 4-META ve fenil-P gibi monomerlerin oluşturduğu bağa kıyasla daha dayanıklıdır.¹¹⁷ MDP'nin yanı sıra GPDM, MMP, MEP, HEMA fosfat, PENTA-P, 4-META ve MAC-10 gibi monomerler de günümüzde universal adezivlerin içeriğinde yer almakta olup, dentine bağlanma gücünü artırmak amacıyla kullanılmaktadır.¹⁴⁴

Universal adezivler de dahil olmak üzere birçok adeziv sistemin formülasyonunda HEMA bulunmaktadır. HEMA, düşük moleküler ağırlıklı ve hidrofilik yapısıyla dentin yüzeyini ıslatmak için oldukça uygun bir monomerdir. Hidrofilik özellikleri sayesinde, dentin içinde monomerlerin difüzyonunu artırarak hibrit tabakanın oluşumunu kolaylaştırır. Ayrıca, daha iyi rezin infiltrasyonu sağladığından, adezivin bağlanma dayanımını güçlendirir.^{6,9} Bununla birlikte HEMA, MDP-Ca tuzlarının oluşumunu sınırlandırarak MDP'nin kimyasal bağlanma yeteneğini azaltır.¹⁴⁵ Işıklanmadan önce ve polimerizasyon sonra suyu kolaylıkla emebilir. Polimerizasyon sonrasında, adeziv ara yüzünde şişmeye, renk değişimine ve hidrolize yol açabilir.¹⁴⁶ Ayrıca, ışıklanmamış

HEMA, suyun buhar basıncını düşürerek havayla kurutma aşamasında buharlaşmayı zorlaştırabilir. Bu sebeplerle, adeziv sistemlerde HEMA'nın optimum miktarda kullanılması gerekmektedir.¹⁴⁷ HEMA kullanılmayan adezivlerde ise faz ayrılmasının meydana geldiğini gösteren çalışmalar mevcuttur.^{111,148}

2.4. Bağlanma Dayanımı Test Yöntemleri

Hızla ilerleyen adeziv diş hekimliği alanında, yeni geliştirilen ürünlerin klinik uygunluğunu değerlendirmek amacıyla yapılan in vivo testler, uzun süren, standardizasyonu zor ve yüksek maliyetli yöntemlerdir. Bu nedenle, araştırmacılar bağlanma direncini belirlemek için değişken parametrelere sahip, hızlı, etkili ve karşılaştırılabilir sonuçlar sunan in vitro testleri, in vivo testlere kıyasla daha fazla tercih etmektedir. Restorasyon ve dişin ara yüzeyinde birim alana uygulanan kuvvet, bağlanma dayanımı olarak tanımlanır ve birimi $N/mm^2 = MPa$ şeklindedir. Restoratif materyallerin bağlanma dayanımını ölçmek amacıyla, ağız ortamında karşılaşılabilecekleri farklı kuvvetler laboratuvar ortamında simüle edilir.^{149,150}

Bağlantı direncini ölçmek için en yaygın kullanılan testler makaslama ve çekme testleridir. Bu testler, restorasyonların ağız ortamında karşılaşılabileceği gerilimleri simüle ederek dental materyallerin dayanıklılığını değerlendirmeye yardımcı olur. Makaslama testleri, diş yüzeyine paralel yönde uygulanan kuvvetleri ölçerken, çekme testleri ise diş yüzeyine dik doğrultuda etki eden kuvvetleri analiz etmek için kullanılır.¹⁵¹

Makaslama ve çekme bağlanma dayanımı testleri, 1990'ların ortalarına kadar geniş bağlanma yüzeylerine sahip (yaklaşık 3-6 mm çapında) örnekler üzerinde gerçekleştirilmiştir. Bu yöntemler "makro" makaslama ve çekme testleri olarak adlandırılmıştır. Daha sonraki dönemlerde, dişlerdeki bölgesel değişimlerin bağlanma dayanımı üzerindeki etkisini incelemek amacıyla mikro-makaslama testleri geliştirilmiş ve daha küçük yüzey alanlarının kullanılmasını mümkün kılan mikro-çekme testleri

yaygınlaşmıştır.¹⁵² Ancak, minimal ekipman gereksinimi, örnek hazırlama kolaylığı ve uygulama pratikliği nedeniyle, geleneksel makaslama ve çekme testleri halen daha yaygın olarak tercih edilmektedir.¹⁵³

Bağlanma dayanımı testlerinin ardından, diş-restorasyon ara yüzeyindeki kırık tipleri mikroskop yardımıyla analiz edilebilir. Adeziv ve adherent arasındaki direnç, oluşan kırık tipinin belirlenmesinde önemli bir rol oynar. Kırık türleri üç gruba ayrılır: adeziv kırık, koheziv kırık ve miks kırık. Adeziv kırıklar, restorasyon ve diş ara yüzeyindeki bağın kopması sonucu meydana gelir. Koheziv kırıklar, malzemenin kendi yapısı içinde oluşan kırıkları ifade eder. Miks kırıklar ise hem adeziv hem de koheziv özellikler gösteren, her iki kırık tipinin bir arada görüldüğü durumlardır.¹⁵⁴

2.4.1. Makaslama Testi

Makaslama testlerinde, diş yüzeyine paralel bir kuvvet uygulanması gerekmektedir. ISO 11405 standardına göre, bu testte kullanılan cihaz; numunelerin sabitlenmesini sağlayan sert bir blok ve 0,5 mm'lik künt bir uca sahip ayırıcı yüzeyden oluşur. Ayrıca, bağlanma yüzeyine mümkün olduğunca yakın bir noktadan temas sağlanmalıdır. Aksi takdirde, dönme momenti oluşma riski artar. Makaslama testlerinin, çekme testleriyle karşılaştırıldığında ağız ortamındaki karmaşık kuvvetleri daha iyi simüle ettiği belirtilmektedir.¹⁵⁵ Bu testlerde yük eşit şekilde dağılır ve bağlanma testleri arasında en yaygın ve uygulanması en kolay yöntemlerden biri olarak kabul edilir.¹⁴⁷ Dişin bir yüzeyi düzleştirildikten sonra, adeziv sistem uygulanır ve ardından silindirik seramik restorasyon veya rezin esaslı dolgu materyali bağlanır. Kuvvet, kırılma meydana gelene kadar yavaşça uygulanır ve bu süreçte elde edilen veriler kaydedilir.¹⁵⁶

2.4.2. Mikromakaslama Bağlanma Dayanım Testi

Mikromakaslama testi, makromakaslama testine benzer bir yöntemdir. Ancak, bu testte kullanılan silindirik kompozitler çok daha küçüktür. Silindirik kompozitlerin

boyutları genellikle 0,5 mm uzunluğunda ve 0,7 mm çapındadır. Adeziv uygulanmış dentin yüzeyine 6 adete kadar kompozit örnek yerleştirilebilir.¹⁵⁷ Bu test yönteminde, örneğe uygulanan kuvvetlerin lokalizasyonunu standart hale getirmek zordur. Makromakaslama testiyle karşılaştırıldığında, mikromakaslamada daha düzensiz bir stres dağılımı gözlemlenir.¹⁵⁸

2.4.3. Gerilim Bağlanma Dayanımı Testi

Gerilim testlerinde, stresin dağılımı makaslama testlerine kıyasla daha homojen bir yapı sergiler. Makrogerilim bağlanma dayanımı testlerinde uygulanan yükün, diş ve restorasyon ara yüzeyine dik konumda olması kritik öneme sahiptir. Bu sayede, yük uygulamasından kaynaklanabilecek bükülme deformasyonları minimize edilir. Bu gereklilik, numune hazırlama ve test protokolü planlaması süreçlerini, gerilim bağlanma dayanımı testlerinde makaslama bağlanma dayanımı testlerine göre daha karmaşık hale getirmektedir.¹⁵⁹

2.4.4. Mikro Gerilim Bağlanma Dayanımı Testi

Gerilim bağlanma dayanımı testlerinde, ölçüm yapılan alanlar, makro testlere kıyasla belirgin şekilde daha küçüktür. Test edilen yüzey alanı genellikle 1 mm² veya daha az bir boyutta olup, bu durum ince dilimlerin elmas diskler kullanılarak hazırlanmasını gerektirmektedir. Bu nedenle, numune hazırlama süreci, makro testlere nazaran daha zorlu ve yüksek düzeyde teknik hassasiyet gerektirmektedir. Ayrıca, örneklerin boyutlarının küçüklüğü, hızlı dehidrasyon riskini de beraberinde getirmektedir.^{157,160}

2.4.5. Push-Out (İtme) Testi

Bu test prosedürü, adezivlerin dentin dokusuna bağlanma dayanımını ölçmeyi amaçlar. İşlem, 1 veya 2 mm kalınlığında bir dentin diliminin, konik bir boşluk oluşturmak üzere delinmesiyle başlar. Oluşturulan konik boşluğun iç yüzeyine adeziv madde uygulanır ve ardından boşluk, kompozit reçine ile doldurulur. Kompozit

materyale, konik yapının dar çaplı tarafından, dentin dokusu yönünde kuvvet uygulanır. Bağlanma dayanımı, uygulanan ekstrüzyon kuvvetinin, konik duvarın yüzey alanına bölünmesiyle hesaplanır.¹⁶¹

2.5. Yüzey Özelliklerinin İncelenmesinde Kullanılan Yöntemler

2.5.1. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

Taramalı Elektron Mikroskobu (Scanning Electron Microscopy, SEM), diş dokusu ile restoratif materyaller arasındaki dinamik ve kimyasal etkileşimleri değerlendirmek amacıyla yaygın olarak kullanılan gelişmiş bir görüntüleme yöntemidir. Bu teknikte, elektron ışınları örnek yüzeyine odaklanarak belirli bir düzlemde tarama yapar ve örnek yüzeyini bir uçtan diğerine tarar.¹⁶² Örnek yüzeyinden yayılan ikincil elektronlar bir dedektör tarafından algılanır ve bu sinyallerin işlenmesiyle yüksek çözünürlüklü yüzey görüntüleri oluşturulur. Algılayıcıya ulaşan elektron miktarına bağlı olarak yüzeyin parlaklık derecesi değişir; elektron yoğunluğunun fazla olduğu bölgeler daha parlak, az olduğu bölgeler ise daha koyu tonlarda görüntülenir. Bu sayede örnek yüzeyleri gri tonlarda detaylı şekilde görselleştirilebilir.¹⁶³

SEM teknolojisi, görüntülerde olağanüstü düzeyde alan derinliği sağladığından özellikle morfolojik değerlendirmeler için son derece elverişlidir.¹⁶⁴ Bunun yanı sıra, diş dokusu ile restoratif materyal arasında oluşabilecek kırık, çatlak, boşluk ve pörözite gibi yapısal problemler; mikroskobik bağlantı bölgeleri ve bu alanlardaki boşlukların boyutları mikro düzeyde analiz edilebilir.¹⁶⁵

2.5.2. Fourier Dönüşümlü Kızılötesi Spektroskopisi (FTIR)

FTIR, moleküllerin titreşim hareketlerinin IR ışınlarını soğurmasına dayanır. Bu teknikte sinyal çözümleme işlemi, "Fourier dönüşümü" adı verilen matematiksel bir yöntemle gerçekleştirilir ve sistem, Michelson interferometresiyle çalışır. Fourier dönüşümü, ışınım şiddetini zaman fonksiyonu olarak analiz eder ve böylece her dalga

boyunun ayrı ayrı taranmasına gerek kalmaksızın hızlı ve yüksek çözünürlüklü spektrumların elde edilmesini sağlar. Bu sistem sayesinde katı, sıvı ve gaz örneklerin infrared spektrumları kaydedilebilir.

Geçirgenlik prensibinin kullanılmadığı durumlarda, yansıma esaslı ATR-FTIR (*Attenuated Total Reflectance*) birimi devreye girer. ATR tekniğinde örnek hazırlığı gerektirmeksizin, çok az miktarda katı veya sıvı örnek ile ölçüm yapılabilir. Bu yöntemde yüksek kırılma indisli ATR kristali (örn. germanyum, çinko selenid, elmas) aracılığıyla yansıyan IR ışını, düşük kırılma indisli örneğe temas eder. Işının birkaç mikrometre derinliğinde örneğe girmesiyle, ışığın örnek tarafından ne ölçüde soğurulduğuna bağlı olarak yansıyan dalgada zayıflama (*attenuation*) meydana gelir. Bu zayıflama, toplam yansıyan dalga ile karşılaştırılarak ölçülür.¹⁶⁶

Infrared spektrumlar, moleküler titreşimlere bağlı olarak yapısal, fonksiyonel ve içeriksel bilgiler sunar. Bu yöntem, boyama veya işaretleme gibi karmaşık örnek hazırlama adımlarına ihtiyaç duymadan; hızlı, etkin ve örneğe zarar vermeden sonuçlar elde edilmesini sağlar.

Bu teknikte ilgilenilen bantlara ait pozisyon (cm^{-1}), şiddet, bant alanı ve genişlik gibi parametrelerin hesaplanmasıyla molekülün yapısal ve dinamik özelliklerine dair bilgi sağlanır.^{167,168}

Diş hekimliğinde kullanılan rezin esaslı materyallerde genellikle yüksek moleküler ağırlıklı monomerler (örneğin Bis-GMA ve UDMA) tercih edilir. Bu monomerlerin yapısında yer alan vinil gruplarına ait $\text{C}=\text{C}$ bağları (alifatik ve aromatik), infrared spektrumda belirgin titreşim bantları oluşturduğundan polimerizasyon dönüşüm derecesi hesaplamalarında kullanılabilir.

Dönüşüm derecesi değeri, polimerizasyon öncesi ve sonrası alifatik $\text{C}=\text{C}$ bağlarının (1637 cm^{-1} civarında) pik soğurma değeri veya bant alanı ile, polimerizasyonla

değişmeyen ve bu nedenle iç standart olarak kullanılan aromatik fenil halkasına ait (1608 cm⁻¹) bantla karşılaştırılarak hesaplanır. Bu oranlar kullanılarak, polimerize olmuş örnekteki alifatik C=C bağlarının bağıl miktarı ve böylece polimerizasyonun etkinliği belirlenebilir.

Dönüşüm derecesi şu formülle hesaplanır:

$$(1 - [C_{\text{alifatik}} / C_{\text{aromatik}}] / [U_{\text{alifatik}} / U_{\text{aromatik}}]) \times 100$$

Burada C, polimerize edilmiş (cured) örneği, U ise polimerize edilmemiş (uncured) örneği temsil eder.^{169,170}

2.6. Yaşlandırma İşlemleri

2.6.1. Isısal Çevrim (Termal Siklus) İşlemi

Restoratif materyallerin ısısal genleşme katsayılarının diş dokusundan farklı olması, in vitro deneylerde ağız içi sıcaklık değişimlerinin taklit edilmesini gerektirir. Isısal çevrim işleminde, örnekler farklı sıcaklıktaki banyolarda belirli sürelerde tutulur ve bu işlem çok sayıda çevrimle tekrarlanır. Isısal çevrimdeki sıcaklık ve çevrim sayısı, restorasyonun doğal ortamda karşılaşılabileceği ısı değişiklikleriyle doğrudan ilişkilidir.¹⁷¹

Isı banyosu işlemi, bağlayıcı ajanın dayanıklılığını ölçen testlerin önemli bir bileşenidir. Nelson ve ark. sıvıdaki ısı değişikliklerinin marjinal sızıntılara neden olduğunu göstermiştir.¹⁷² Dental materyallerin in vivo kullanımını taklit eden ısısal çevrim çalışmalarında standart bir çevrim sayısı ve ısı aralığı yoktur. Çevrim sayıları 100-50000 arasında değişir ve genellikle isteğe bağlı olarak belirlenir, bu da çalışmalar arasında karşılaştırma yapmayı zorlaştırır.¹⁷³

Diş yüzeylerinde oluşabilecek sıcaklık değerleri hakkında farklı görüşler vardır. Genellikle, ısısal çevrim çalışmalarında suyun donma noktası alt sınır, kaynama noktasının yarısına yakın değerler ise üst sınır olarak kullanılır. Bu aralıklar 4-60 °C, 4-58 °C, 5-55 °C, 5-60 °C ve 10-50 °C olarak sıralanabilir.^{173,174} Su banyoları arasındaki

transfer süresi 3-15 saniye arasında değişir. Transfer süresinin kısa olması, ağız içindeki ani sıcaklık değişimlerini daha iyi taklit eder.^{175,176}

Alınan gıda ve sıvılarla ağız içi sıcaklığın 0-70 °C, restorasyonların iç yüzey sıcaklığının ise 9-52 °C arasında değiştiği gösterilmiştir.¹⁷⁷ Oral kavitede görülen sıcaklık değişiminin genellikle 5-55 °C arasında olduğu rapor edilmiştir. Bu nedenle termal siklus işlemi 5-55 °C arasında yapılır.¹⁷⁸ Ağız içi sıcaklığın en yüksek ve en düşük olduğu değerlerin bir günde 20-50 kez meydana geldiği ve 10000 siklusun 1 yıllık oral kullanıma denk geldiği bildirilmiştir.^{171,179}

2.6.2. Suda Bekletme

Bu yöntemde, numuneler sabit bir sıcaklıkta sıvı bir ortamda belirli bir süre boyunca bekletilir. Bu bekleme süresi, birkaç aydan dört ila beş yıla kadar farklılık gösterebilir. Hatta kısa süreli beklemelemlerin dahi bağlanma dayanımında kayda değer bir düşüşe yol açtığını gösteren araştırmalar mevcuttur.^{123,180,181}

2.6.3. Yapay Tükürükte Bekletme

Ağız ortamının karmaşık yapısı nedeniyle, sadece su kullanılarak bu ortamın taklit edilmesi yetersizdir. Materyallerin farklı özelliklerine bağlı olarak ağız sıvısının kimyasal içeriğinin hesaba katılması gerekmektedir. Bu nedenle, inorganik bileşenlere sahip ve enzim içermeyen yapay tükürük kullanımı, ağız ortamını simüle etmek için çok daha uygun bir yöntemdir.

Test materyali olarak doğal tükürük yerine yapay tükürük tercih edilmesinin temel sebebi, doğal insan tükürüğünün bireyden bireye değişen enzim, mikroorganizma ve protein gibi unsurlar içermesidir. Bu değişkenlik, deneylerin tekrarlanabilirliğini ve standardizasyonunu zorlaştırmaktadır. Yapay tükürük kullanımı ise bu standardizasyonu sağlamak açısından daha pratik bir yaklaşımdır.¹⁸²

2.6.4. Oklüzal Yükleme

Mekanik yüklenmenin neden olduğu gerilimleri laboratuvar ortamında taklit etmek amacıyla, benzer stresler uygulanmalıdır. Çiğneme simülatörleri bu amaç için uygun bir model teşkil etmektedir. Bu cihazlarda yaşlandırılan numunelerin bağlanma performansı daha sonra değerlendirilir.¹⁸³



3. GEREÇ ve YÖNTEM

Çalışmamız Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi, Tıp Fakültesi, Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkanlığının 06.02.2025 tarihinde yaptığı toplantıda 2025/48 karar numarası ile bilimsel ve etik yönden uygun bulundu. Örneklerin hazırlanması ve test metotlarının uygulanması Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarında, SEM ve FTIR analizleri Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Merkezi Araştırma Laboratuvarı Uygulama ve Araştırma Merkezinde gerçekleştirildi.

Çalışmada HEMA içermeyen adezivlerin çürükten etkilenmiş ve çürüksüz dentinde, iki farklı klinik teknikle kullanılmasının (SE – E&R) uzun dönemde bağlanmaya etkisi incelendi. Bağlanma dayanımını değerlendirmek için makaslama test yöntemi kullanıldı.

3.1. Kullanılan Materyaller

Bu çalışmada adeziv ajan olarak Clearfil Bond Universal (Kuraray Noritake, Okayama, Japonya), G2 Bond Universal (GC, Tokyo, Japonya) ve Gluma Bond Universal (Kulzer, Hanau, Germany) kullanılırken, kompozit rezin olarak Clearfil Majesty Flow (Kuraray Noritake Dental, Tokyo, Japonya) kullanıldı. Asitleme Panora 200 (Imicryl, Konya, Türkiye) ile yapıldı. Kullanılan materyallerin içerikleri, üretici firmaları ve lot numaraları tabloda gösterilmiştir.

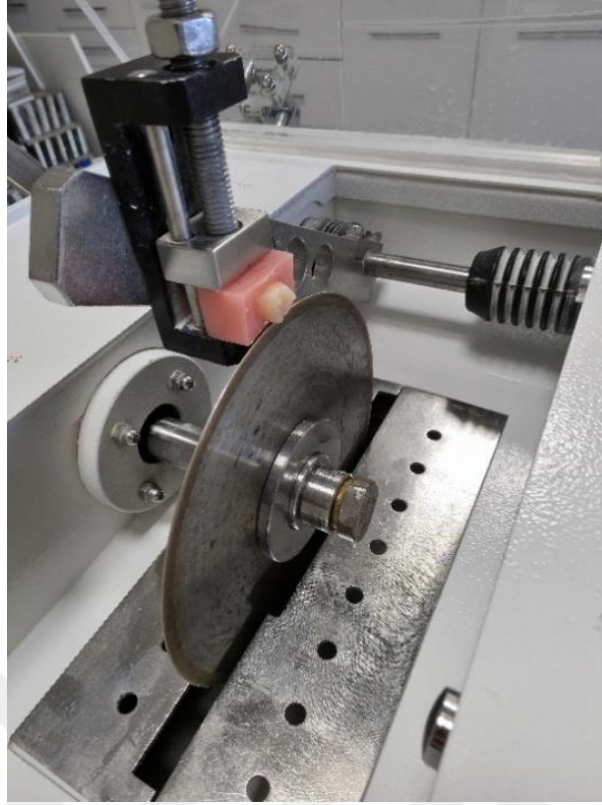
Tablo 3. 1. Çalışmada Kullanılan Materyallerin İçerikleri ve Uygulama Yöntemleri

Materyal	Kimyasal İçerik	Lot Numarası	Üretici Firma	Uygulama Adımları
Clearfil Bond Universal	MDP, dimetakrilat rezin, HEMA, Bis-GMA, etanol, su, başlatıcılar, doldurucu, silan	690062	Kuraray Noritake, Okayama, Japonya	• Adezivi 10 sn uygulayın. • 5 sn hafif hava ile kurutun. • 10 sn ışıkla polimerize edin.
G2-Bond Universal	Primer: 10-MDTP, 10-MDP, 4-MET, aseton, su, başlatıcılar, doldurucular Adheziv: Bis-GMA, dimetakrilat monomer, doldurucu, başlatıcılar	2406051	GC, Tokyo, Japonya	1-PRIMER: • Şişeyi çalkalayın, godeye alın, kaviteye 10 sn uygulayın. • Ardından en yüksek hava basıncıyla 5 sn kurutun. 2-BOND: • Uygulayın, hafif hava ile ince film oluşturun. • Işıkla polimerize edin.
Gluma Bond Universal	MDP, fosfat monomer, 4-META, dimetakrilat rezin, aseton, doldurucular, başlatıcılar, silan	N010067	Kulzer, Hanau, Germany	• Aplikatörle kaviteye 20 sn uygulayın. • Hava gücünü kademeli olarak arttırarak ince film oluşana kadar kurutun. • 10 sn ışıkla polimerize edin.
Clearfil Majesty Flow	Hidrofobik aromatik, dimetakrilat, TEGDMA, kamforokinon, baryum cam doldurucu, silika doldurucu	630106 790107	Kuraray Noritake Dental, Tokyo, Japonya	
Panora 200	%37 Fosforik Asit	E378	Imicryl, Konya, Türkiye	

3.2. Dişlerin Seçimi ve Yüzeylerin Hazırlanması

Çalışmada çeşitli nedenlerden dolayı çekilmiş 126 adet çürüksüz, restorasyonsuz molar diş kullanıldı. Bunların 120 tanesi makaslama testi örneklerinin hazırlanmasında, 6 tanesi adeziv tabakalarının SEM ile değerlendirilmesinde kullanıldı. Makaslama bağlanma testi için her bir grubun numune sayısı ($n = 10$) önceki bir çalışmaya göre belirlendi.¹⁸⁴ Daha sonra örneklem büyüklüğü G Power yazılımında (3.1.; Heinrich Heine University, Germany) F testleri kullanılarak kontrol edildi. Örneklem büyüklüğünün bu çalışma için yeterli olduğu bulundu ($\text{güç } (1-\beta) = 0,90$, etki büyüklüğü $= 0,40$). Dişler çekim sonrası çalışma zamanına kadar oda sıcaklığındaki distile suda saklandı ve su periyodik olarak her hafta değiştirildi. Çekilmiş molar dişlerin kan ve yumuşak doku artıkları keskin bir periodontal el aletiyle temizlendikten sonra akan su altında yıkandı. Daha sonra toplanan dişler oda sıcaklığında %0.1 timol solüsyonunda 1 haftayı geçmeyecek şekilde bekletilerek dezenfekte edildi.¹⁷¹

Makaslama testi için 120 adet diştten ilk etapta 60 tanesi mine-sement sınırının 1-2 mm altına kadar akrilik rezin (İntegra, Birleşik Grup Dental A.Ş., Ankara) içerisine gömüldü. Akrilik rezin içerisine gömülen ve gömülmeyen 120 dişin okluzal yüzeyleri hassas kesim cihazıyla (Micracut 152, Metkon A.Ş., Bursa) dentin açığa çıkacak şekilde koronal 1/3'lük kısımdan kesildi.



Şekil 3. 1. Dişlerin oklüzalinin kesilmesi



Şekil 3. 2. PH döngüsü solüsyonları

Akrilik içerisine gömülmeyen 60 adet diş yapay çürük oluşturmak amacıyla pH döngüsü prosedürü uygulandı. Her numune, öncelikle 8 saat boyunca demineralize edici

solüsyonda (2,2 mM NaH₂ PO₄, 2,2 mM CaCl₂, 50 mM asetik asit, pH 4,5'e 1 M KOH ile ayarlandı) bekletildi. Daha sonra 16 saat boyunca remineralize edici solüsyonda (0,9 mM NaH₂ PO₄, 1,5 mM CaCl₂, 0,15 mM KCl, pH 7,0'a ayarlandı) bekletildi. Her solüsyon değişiminden önce örnekler distile suyla yıkanıp kurutuldu. Her döngüden sonra çözeltiler değiştirildi. Bu prosedür 14 gün boyunca tekrarlandı.⁵¹ Dişler 24 saat distile suda bekletildikten sonra akrilik içerisine gömüldü.



Şekil 3. 3. Bir diştten iki adet örnek elde edilmesi

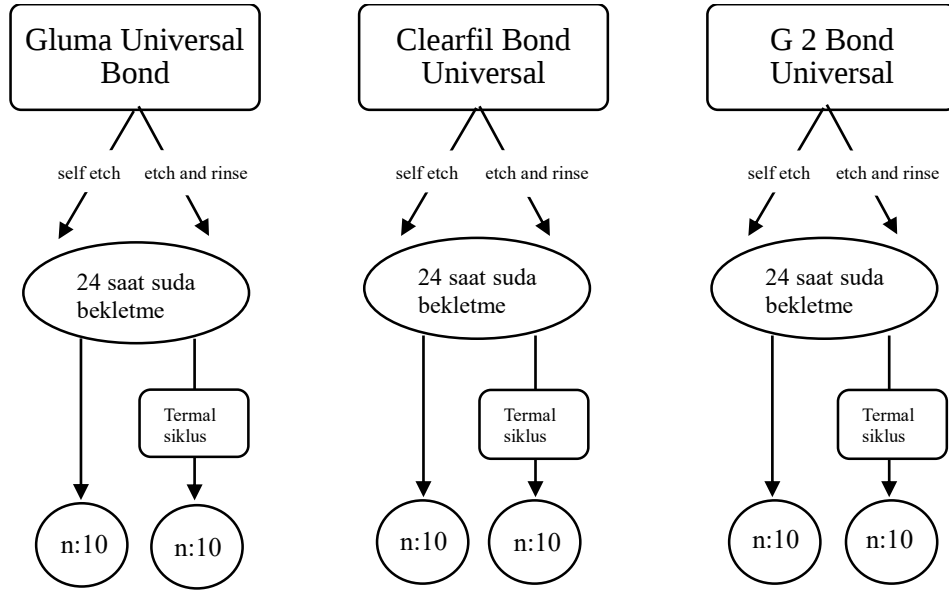
Akrilik içerisine gömülmüş olan 120 adet diş, dişin uzun aksına paralel olacak şekilde hassas kesim cihazıyla (Micracut 152, Metkon A.Ş., Bursa) kesilerek 2 eşit parça elde edildi. 120 diştten 240 adet örnek oluşturuldu. Aynı diştten elde edilen örneklerden biri kullanılacak olan bondun aynı klinik prosedürle uygulanan 24 saat distile suda bekletme grubuna, diğeri ise termal siklus grubuna dahil edildi. Elde edilen dentin yüzeyleri, 30 sn 600 gritlik silikon karbit kağıt kullanılarak zımparara cihazı (Metkon Forcipol 102, Mauldin, United States) ile su altında zımparalandı.¹⁸⁵



Şekil 3. 4. Metkon Forcipol 102



Şekil 3. 5. Kullanılan adezivler (a) Gluma Bond Universal, (b) Clearfil Bond Universal, (c) G2 Bond Universal



Şekil 3. 6. Çalışma Şeması

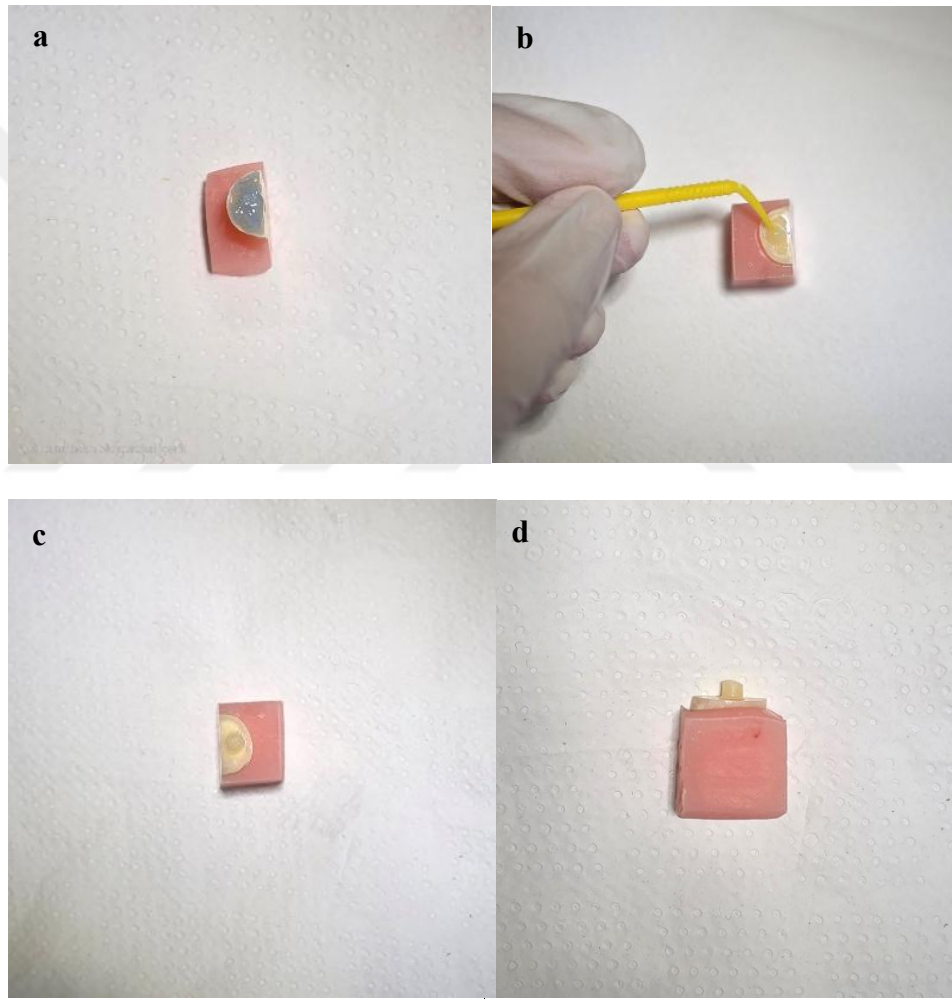
Dışlerden elde edilen örnekler sağlam dentin ve çürükten etkilenmiş dentin gruplarında öncelikle kullanılan adeziv ajana göre 3 gruba ayrıldı (n = 20). Sonrasında adezivin uygulama işlemlerine göre iki alt gruba ayrıldı (n = 10).

E&R grubundakilere %37 fosforik asit içeren Panora 200 (Imicryl, Konya, Türkiye) 15 sn uygulandı. Hava-su spreyi kullanılarak 30 sn yıkanıp 5 sn kurutuldu. Kullanılacak adeziv ajanlar üretici firma talimatlarına göre dentin yüzeylerine aşağıda belirtildiği şekilde uygulandı.

Gluma Bond Universal (Kulzer, Hanau, Germany); dentin yüzeyine 20 saniye boyunca uygulandı. Sonrasında 5 sn hava gücü kademeli olarak artırılarak kurutulup dalga boyu 1000 mW/cm² olan LED ışık cihazıyla (VALO Cordless, Ultradent, South Jordan, Utah, ABD) 10 sn polimerize edildi. Clearfil Bond Universal (Kuraray Noritake, Okayama, Japonya); dentin yüzeyine 10 saniye boyunca uygulandı. Sonrasında 5 sn havayla kurutulup dalga boyu 1000 mW/cm² olan LED ışık cihazıyla (VALO Cordless, Ultradent, South Jordan, Utah, ABD) 10 sn polimerize edildi. G2 Bond Universal (GC, Tokyo, Japonya); dentin yüzeyine primer 10 saniye uygulandı. En yüksek hava basıncıyla 5 saniye kurutuldu. Sonrasında adeziv ajan uygulanıp hava ile 5 saniye kurutuldu. Dalga

boyu 1000 mW/cm² olan LED ışık cihazıyla (VALO Cordless, Ultradent, South Jordan, Utah, ABD) 10 saniye polimerize edildi.

Adeziv uygulamasından sonra 3 mm çapında 2 mm yüksekliğinde şeffaf kalıplar kullanılarak Clearfil Majesty Flow (Kuraray Noritake Dental, Tokyo, Japonya) dentin üzerine 2 mm olacak şekilde yerleştirildi. 20 sn ışıkla polimerize edildikten sonra şeffaf kalıplar bistüri yardımıyla kesilerek uzaklaştırıldı.



Şekil 3. 7. Makaslama testi için örneklerin hazırlanması (a) E&R grubuna asit uygulanması, (b) Adeziv uygulanması, (c) Şeffaf kalıp kullanılarak kompozit yerleştirilmesi, (d) Hazırlanan örneğin son hali



Şekil 3. 8. Valo Cordless LED ışık cihazı



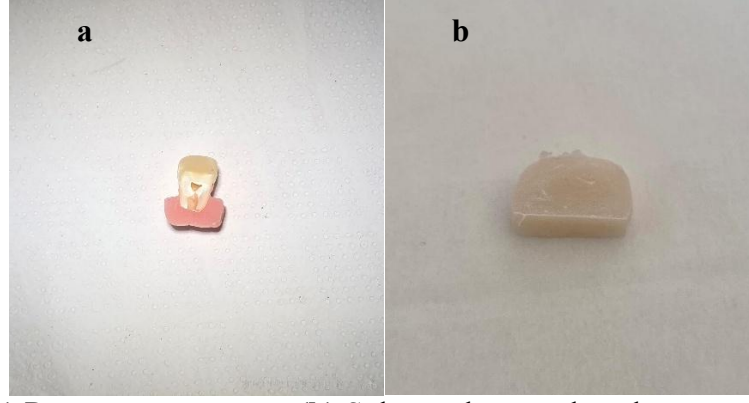
Şekil 3. 9. Clearfil Majesty Flow

Termal siklus uygulanacak örnekler programlanabilir mantıksal denetleyici kontrollü termal siklus test cihazına (Gökçeler Makine, Sivas, Türkiye) yerleştirildi. Cihazın banyo sıcaklıkları 5°C ve 55°C, banyolardaki bekleme süresi 30 sn, banyolar arası geçiş süresi 5 sn olarak ayarlandı.¹⁸⁶ Bu döngü 10.000 kez tekrarlandı ve bu sayede 1 yıllık yaşlandırma elde edilmiş oldu.¹⁷¹



Şekil 3. 10. Termal siklus cihazı

Adeziv materyallerin hibrit tabakalarını inceleyebilmek için 6 adet diş mine sement sınırının 1-2 mm altına gelecek şekilde akrilik içerisine gömüldü. Makaslama bağlanma dayanımı testinde olduğu gibi dişler öncelikle oklüzal yüzeyden dentin açığa çıkacak şekilde, sonrasında iki eşit parça elde dillecek şekilde dişin uzun aksına paralel olarak hassas kesim cihazıyla kesildi. Aynı diştten elde edilen örneklerden biri aynı adezivin SE grubuna, diğeri ise E&R grubuna dahil edildi. Adezivler üretici firmaların talimatları doğrultusunda uygulandı. Dentin yüzeyleri 2 mm tabakalar halinde kompozit rezinle restore edildi. Hazırlanan örnekler 24 saat boyunca distile suda bekletildi. Akrilik içerisine gömülü olan dişler kompozit dentin sınırının 2 mm altından kökler uzaklaştırılacak şekilde kesildi. Diş yapısını çözmek için örnekler 6 N HCl içerisinde 24 saat bekletildi. Sonrasında distile su ile yıkandı ve ardından 10 dakika %5 NaOCl solüsyonu uygulandı.¹⁸⁷



Şekil 3. 11. (a) Restorasyon sonrası, (b) Solüsyonlar uygulamalarının ardından örneğin son hali

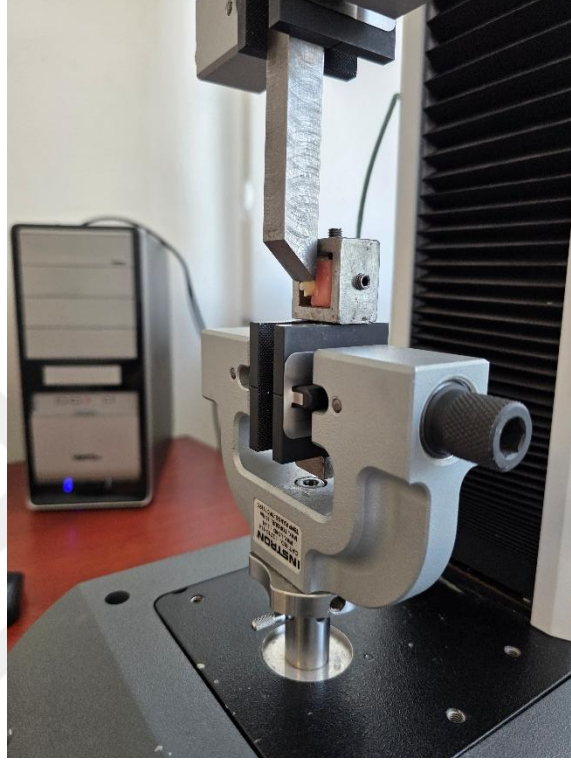
SEM incelemeleri Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Merkezi Araştırma Laboratuvarı Uygulama ve Araştırma Merkezinde gerçekleştirildi. Örnekler öncelikle su ile yıkanıp kurutuldu. Ardından altın ile kaplandı. (Quorum SC7620 Sputter Coater , Laughton, East Sussex, UK) 15 kV'de SEM (JSM- 6610; JEOL, Peabody, Massachusetts, USA) kullanılarak incelendi.



Şekil 3. 12. (a) SEM örneklerinin altın kaplanmasında kullanılan cihaz (b) SEM cihazı

3.3.Örneklerin Laboratuvarda İncelenmesi

Makaslama bağlanma dayanımı testleri universal test cihazı (Instron Corporation, Norwood, MA, Model 3344) kullanılarak gerçekleştirildi.



Şekil 3. 13. Makaslama bağlanma dayanımı testi

Söz konusu cihaz iki ana bileşenden oluşmakta olup bunlar örneklerin sıkıştırma yoluyla sabitlendiği bir sabit kısım ve dış yüzeyine tanımlanmış bir hızda paralel kuvvet uygulayan hareketli kısımdır. Hareketli parçada, farklı test türlerine yönelik olarak çeşitlilik gösteren uç konfigürasyonları bulunur. Bu çalışmada, bıçaksırtı formunda bir uç tercih edildi ve hareketli parçanın ilerleme hızı 1 mm/dk olarak ayarlandı.¹⁸⁸

Kuvvet uygulaması, kompozit rezin materyalinin dış yüzeyinden tamamen ayrılmasına kadar devam ettirildi. Bu ayrılmaya neden olan en yüksek kuvvet değeri Newton (N) birimi cinsinden kaydedildi. Elde edilen Newton (N) değerleri, aşağıdaki formül aracılığıyla megapaskal (MPa) birimine dönüştürüldü.¹⁸⁹

Megapaskal (MPa)=Alan (mm²) / Makaslama Bağlanma Kuvveti (N)

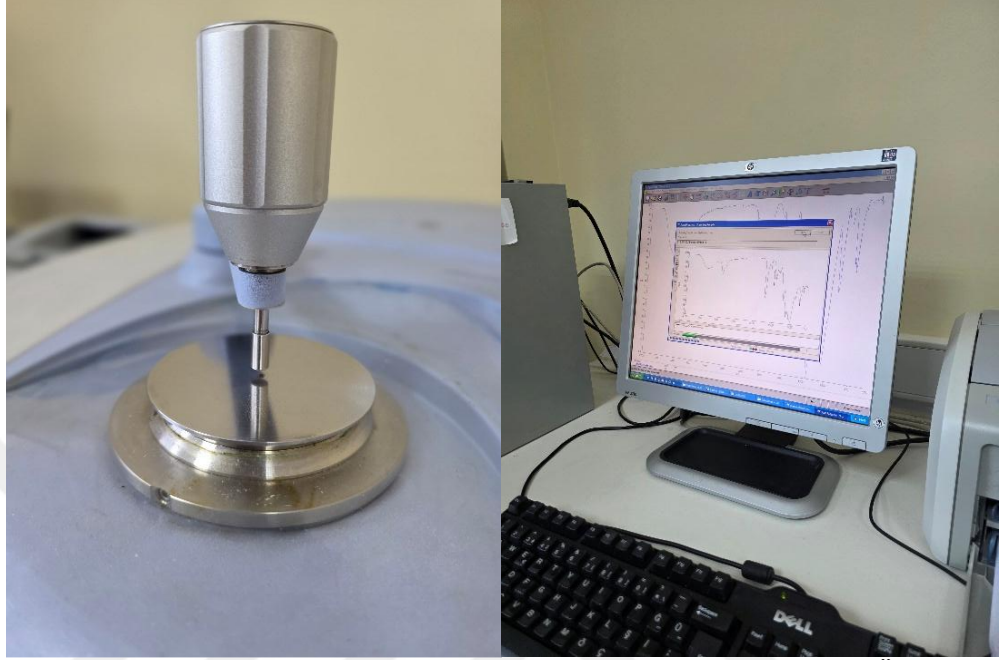


Şekil 3. 14. “Stemi 305” stereomikroskop

Kırılma sonrası meydana gelen başarısızlık modelleri, bir stereomikroskop (x25 büyütme) altında incelenmiş ve aşağıdaki kriterlere göre sınıflandırılmıştır.

- **Adeziv Başarısızlık:** Dentin ile kompozit rezin arasındaki arayüzde gözlenen ayrılma.
- **Koheziv Dentin Başarısızlık:** Kırılmanın dentin dokusunun kendi içinde gerçekleşmesi.
- **Koheziv Resin Başarısızlık:** Kırılmanın kompozit rezin materyalinin kendi içinde gerçekleşmesi.

- **Karışık Başarısızlık:** Dentin, rezin materyali ve adeziv arayüzde fraktürlerin eş zamanlı olarak meydana gelmesi.



Şekil 3. 15. Zayıflatılmış Toplam Yansıma – Fourier Dönüştümlü Kızıl Ötesi Spektrometresi

Adezivlerin dönüşüm derecesini tayin etmek amacıyla Zayıflatılmış Toplam Yansıma – Fourier Dönüştümlü Kızıl Ötesi Spektrometresi (ATR-FTIR) analiz yöntemi kullanıldı. Spektral ölçümler için 4000 ile 600 cm^{-1} dalga sayısı aralığına sahip bir Perkin Elmer Spectrum Two cihazı (Waltham, Massachusetts, USA) kullanıldı.

Çalışmada kullanılan adeziv rezinler, cihazın elmas kristal yüzeyine tüm alanı kaplayacak şekilde, aplikatör yardımıyla uygulandı. Adeziv rezin içerisindeki çözücülerin uzaklaştırılması amacıyla bir puar kullanılarak 5 saniye süreyle kontrollü hava uygulandı. Adezivin polimerizasyon işleminden önceki ilk absorpsiyon spektrumu, FTIR cihazının ATR örnekleme modunda kaydedildi.

Spektrum alımını takiben, oksijenin polimerizasyon inhibisyonuna yol açmasını engellemek amacıyla, adeziv tabakasının üzerine şeffaf bir Mylar bant yerleştirildi.

Ardından, örnek dalga boyu 1000 mW/cm² olan LED ışık cihazıyla (VALO Cordless, Ultradent, South Jordan, Utah, ABD) 10 sn polimerize edildi. Işık kaynağının aktif ucu, elmas yüzeyin merkezini hedef alacak şekilde mümkün olan en yakın mesafede konumlandırıldı. Polimerizasyon tamamlandıktan sonra, adezivin absorpsiyon spektrumu yeniden elde edildi. Elde edilen spektral veriler, Spectrum 10 yazılımı aracılığıyla işlendi ve OriginPro yazılımı kullanılarak grafiksel formatlara dönüştürüldü. Dönüşüm derecesi, polimerizasyon öncesi ve sonrası spektrumlarında gözlenen alifatik karbon-karbon çift bağ (pik ~1638 cm⁻¹) ve aromatik karbon-karbon çift bağ (pik ~1607 cm⁻¹) oranları kullanılarak, belirtilen formüle göre hesaplandı.¹⁹⁰ Analiz prosedürü, her bir çalışma grubu için ayrı ayrı 5 kez tekrarlandı ve elde edilen dönüşüm derecesi değerleri kaydedildi.

$$\left[1 - \frac{\left(\frac{I_{\text{alifatik } C=C}}{I_{\text{aromatik } C=C}} \right)_{\text{polimerize}}}{\left(\frac{I_{\text{alifatik } C=C}}{I_{\text{aromatik } C=C}} \right)_{\text{polimerize olmayan}}} \right] \times 100$$

3.4.İstatiksel Analiz

Elde edilen verilerin istatistiksel analizi, IBM SPSS yazılımı (Version 23.0; IBM Corp., Armonk, NY, ABD) kullanılarak gerçekleştirildi. Verilerin normal dağılıma uyup uymadığını belirlemek amacıyla Kolmogorov-Smirnov testi uygulandı. Makaslama bağlanma dayanımı testine ait veriler normal dağılım gösterdiğinden, analizlerde dört yönlü varyans analizi (ANOVA) tercih edildi. Çoklu karşılaştırmalar ise Tukey testi ile yapıldı. Dönüşüm derecesinin verileri normal dağılım göstermedi, bu yüzden istatistiksel analiz Kruskal-Wallis testi kullanılarak yapıldı.

4. BULGULAR

4.1. Makaslama Bağlanma Dayanımı Test Bulguları

Dört yönlü varyans analizi (ANOVA), adeziv tipinin ve uygulama modunun μ SBS değerlerini önemli derecede etkilediğini gösteridi ($p < 0,001$). Subrast tipi ve termal siklus uygulaması bağlanma gücünü etkilemedi ($p > 0,05$, Tablo 4.1-4.2.). İkili etkileşimler incelendiğinde, yalnızca adeziv tipi ile substrat tipi arasındaki etkileşim anlamlı bulundu ($p = 0,009$). Diğer ikili (adeziv - mod, adeziv - termal siklus, mod - substrat, mod - termal siklus, substrat-termal siklus), üçlü ve dörtlü etkileşimler istatistiksel olarak önemli bir farklılık oluşturmadi ($p > 0,05$).

Subrast tipine ve test zamanına bakılmaksızın, G2 Bond Universal ve Gluma Bond Universal SE modunda Clearfil Bond Universal'den önemli derecede yüksek bağlama gücü gösterdi ($p < 0,001$). E&R modunda; G2 Bond Universal, Clearfil Bond Universal'den yüksek bağlanma gücü gösterdi ($p < 0,001$). Adezivlerin her iki aplikasyon modunda G2 Bond Universal, Gluma Bond Universal'e istatistiksel olarak benzer bağlanma gücü gösterdi (Şekil 4.1). G2 Bond Universal ve Gluma Bond Universal SE modunda E&R modundan önemli derecede yüksek bağlanma gücü gösterdi ($p < 0,05$). Clearfil Bond Universal her iki modda benzer bağlanma gücü gösterdi ($p = 0,553$). Termal siklustan sonra bazı grupların bağlanma gücünde değişiklik gözlemlendi, fakat bu değişiklik istatistiksel olarak anlamlı değildi (Şekil 4.2.).

Tablo 4. 1. Dört yönlü varyans analizinin sonuçları

Source	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Corrected Model	2282,172 ^a	23	99,225	5,642	,000
Intercept	21844,163	1	21844,163	1242,058	,000
Adeziv	1011,878	2	505,939	28,768	,000
Mode	648,069	1	648,069	36,849	,000
Substrat	64,989	1	64,989	3,695	,056
TC	49,385	1	49,385	2,808	,095
Adeziv * Mode	98,324	2	49,162	2,795	,063
Adeziv * Substrat	170,971	2	85,485	4,861	,009
Adeziv * TC	34,995	2	17,497	,995	,371
Mode * Substrat	5,708	1	5,708	,325	,569
Mode * TC	56,932	1	56,932	3,237	,073
Substrat * TC	3,036	1	3,036	,173	,678
Adeziv * Mode * Substrat	7,637	2	3,818	,217	,805
Adeziv * Mode * TC	17,360	2	8,680	,494	,611
Adeziv * Substrat * TC	9,267	2	4,633	,263	,769
Mode * Substrat * TC	11,386	1	11,386	,647	,422
Adeziv * Mode * Substrat * TC	92,236	2	46,118	2,622	,075
Error	3798,809	216	17,587		
Total	27925,144	240			
Corrected Total	6080,981	239			

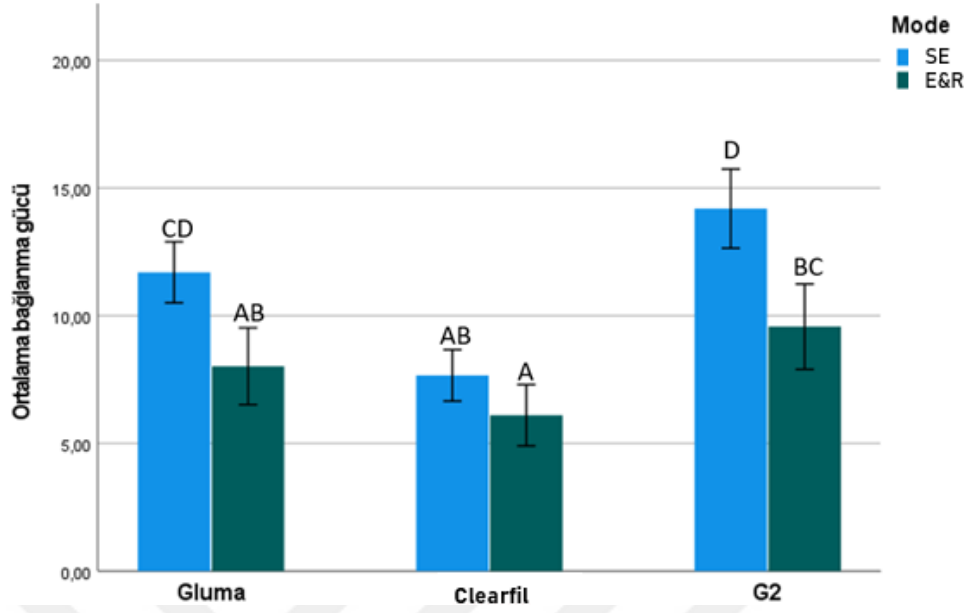
a. R Squared = ,375 (Adjusted R Squared = ,309)

Tablo 4. 2. Subrast tiplerine göre yaşlandırmadan önce ve sonra farklı adezivlerin modlarına göre ortalama kesme bağlanma gücü ve standart sapmaları (SS)

Adeziv	Aplikasyon modu	Sağlam Dentin		Çürükten etkilenmiş dentin	
		24 saat	Termal Siklus	24 saat	Termal Siklus
Gluma	SE	11,87±3,23 ^{Aab}	9,95±3,93 ^{Aab}	12,27±4,99 ^{Aa}	12,68±2,17 ^{Ab}
	E&R	8,10±5,16 ^{Aa}	7,85±4,82 ^{Aa}	10,41±2,54 ^{Aa}	5,70±5,19 ^{Aa}
Clearfil	SE	7,64±3,41 ^{Aa}	8,49±3,33 ^{Aa}	8,55±1,88 ^{Aa}	5,95±3,45 ^{Aa}
	E&R	7,58±2,40 ^{Aa}	5,17±3,07 ^{Aa}	6,25±4,56 ^{Aa}	5,39±4,57 ^{Aa}
G2	SE	15,34±3,16 ^{Ab}	15,99±4,13 ^{Ab}	11,20±6,04 ^{Aa}	14,22±4,82 ^{Ab}
	E&R	11,85±4,38 ^{Aab}	10,85±6,45 ^{Aab}	8,80±4,73 ^{Aa}	6,75±4,20 ^{Aa}

Not: Gruplar arasındaki istatistiksel farklılıklar sırasıyla üst simge harflerle gösterilmiştir (farklı büyük harfler yatay yöndeki ve farklı küçük harfler dikey yöndeki istatistiksel farklılığı gösterir, $p < 0,05$).

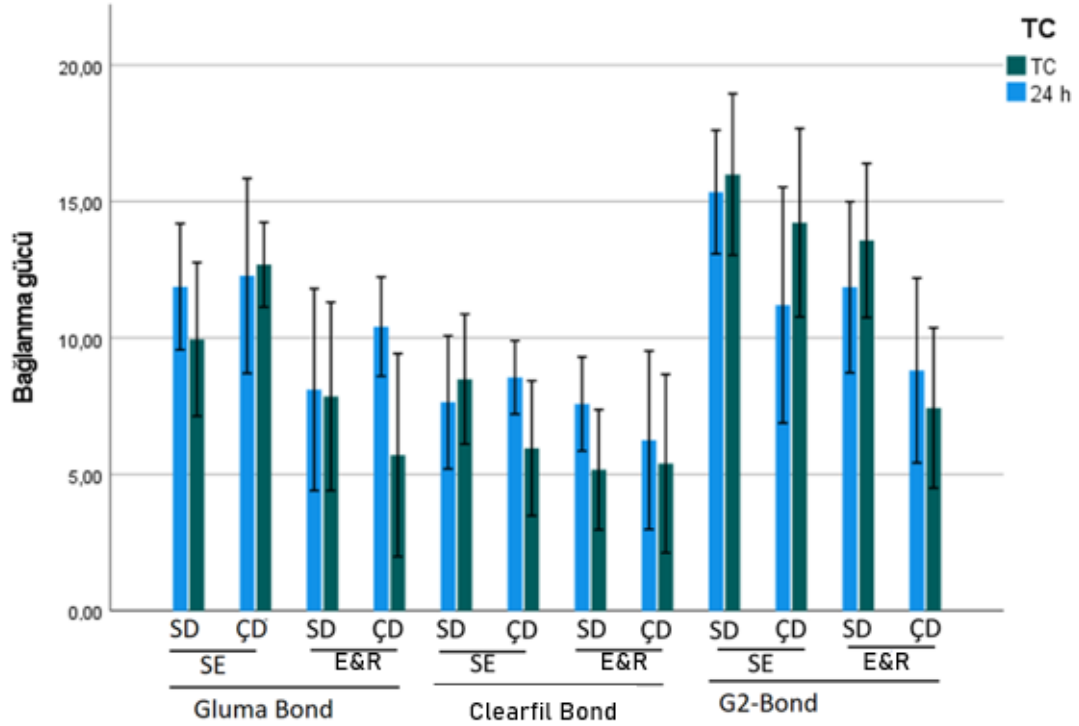
G2 Bond Universal SE grubu, özellikle sağlam dentinde hem 24 saatlik bekletme hem de termal siklus sonrası en yüksek bağlanma dayanımını gösterdi. Clearfil Bond Universal grubunda tüm uygulama modları ve dentin türleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmadı.



Şekil 4. 1. Subrast tipine ve test zamanına bakılmaksızın adezivlerin farklı uygulama modundaki ortalama bağlanma güçlerinin karşılaştırılması

Not : Farklı harfler istatistiksel farklılığı gösterir

G2 Bond Universal ve Gluma Bond Universal gruplarında SE uygulaması, E&R'ye göre istatistiksel olarak daha yüksek bağlanma sağladı. Clearfil Bond Universal'de ise uygulama modu fark etmeksizin değerler düşük kaldı, SE ve E&R arasında anlamlı fark gözlemlenmedi.

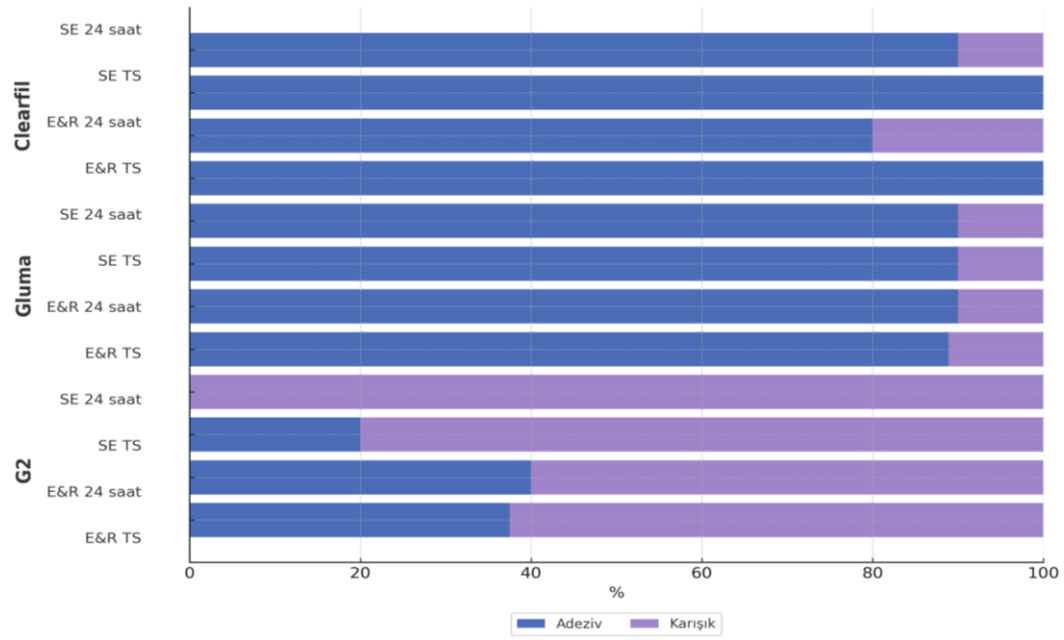


Şekil 4. 2. Adezivlerin farklı gruplara göre bağlanma gücünün 24 saat ve termal sıklardan sonraki değerleri

(SD: sağlam dentin, ÇD: çürükten etkilenmiş dentin, SE: self-etch, E&R: etch&rinse, TC: termal sıklus, h: saat)

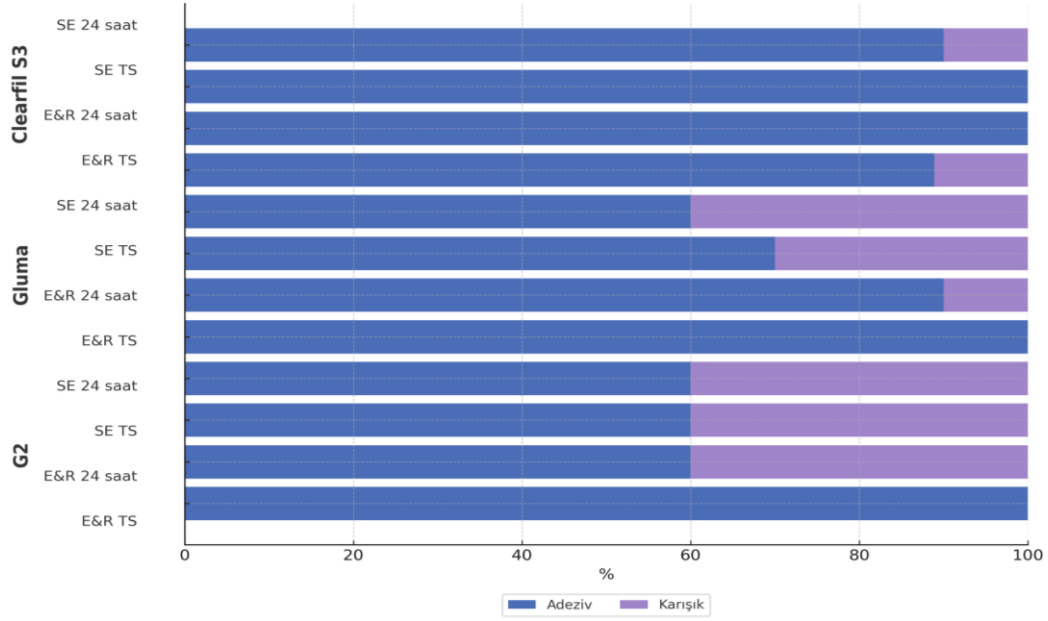
Termal sıklusun bağlanma dayanımı üzerindeki etkisi, adeziv tipi, uygulama modu ve dentin yapısına bağlı olarak değişkenlik gösterdi. G2 Bond Universal sadece E&R modunda, çürükten etkilenmiş dentin üzerinde termal sıklus sonrası bağlanma dayanımında azalma gösterdi. Diğer koşullarda ise artış gösterdi. Gluma Bond Universal, yalnızca SE modunda çürükten etkilenmiş dentin üzerinde artış gösterirken; diğer koşullarda bağlanma dayanımı azaldı. Clearfil Bond Universal, SE modunda sağlam dentinde hafif artış gösterirken; diğer koşullarda değerler azaldı veya değişmedi. Tüm bu değişiklikler istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı.

4.2.Makaslama Testi Sonucunda Oluşan Başarısızlık Tipleri



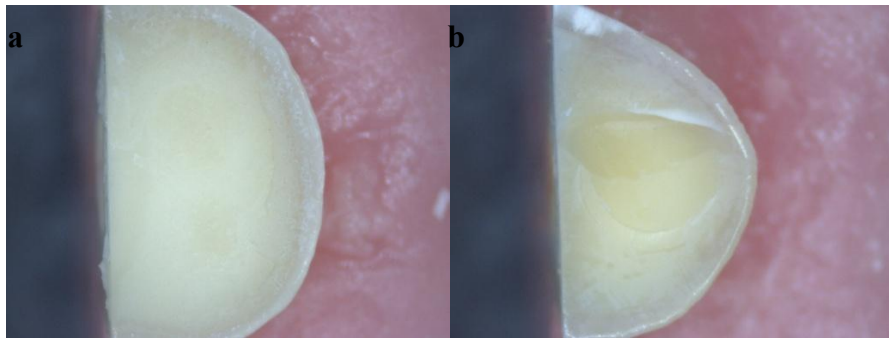
Şekil 4. 3. Sağlam dentinden μ SBS testini takiben her grup için kırılma tiplerinin dağılımı

Sağlam dentinde kırılma tipleri incelendiğinde, Clearfil Bond Universal ve Gluma Bond Universal gruplarında hem 24 saat hem de termal siklus sonrasında kırılmaların büyük oranda adeziv tipinde olduğu, karışık kırılma oranlarının ise düşük seviyede kaldığı görüldü. Buna karşılık, G2 Bond Universal grubunda tüm koşullarda kırılmaların çoğunlukla karışık tipte gerçekleştiği belirlendi.



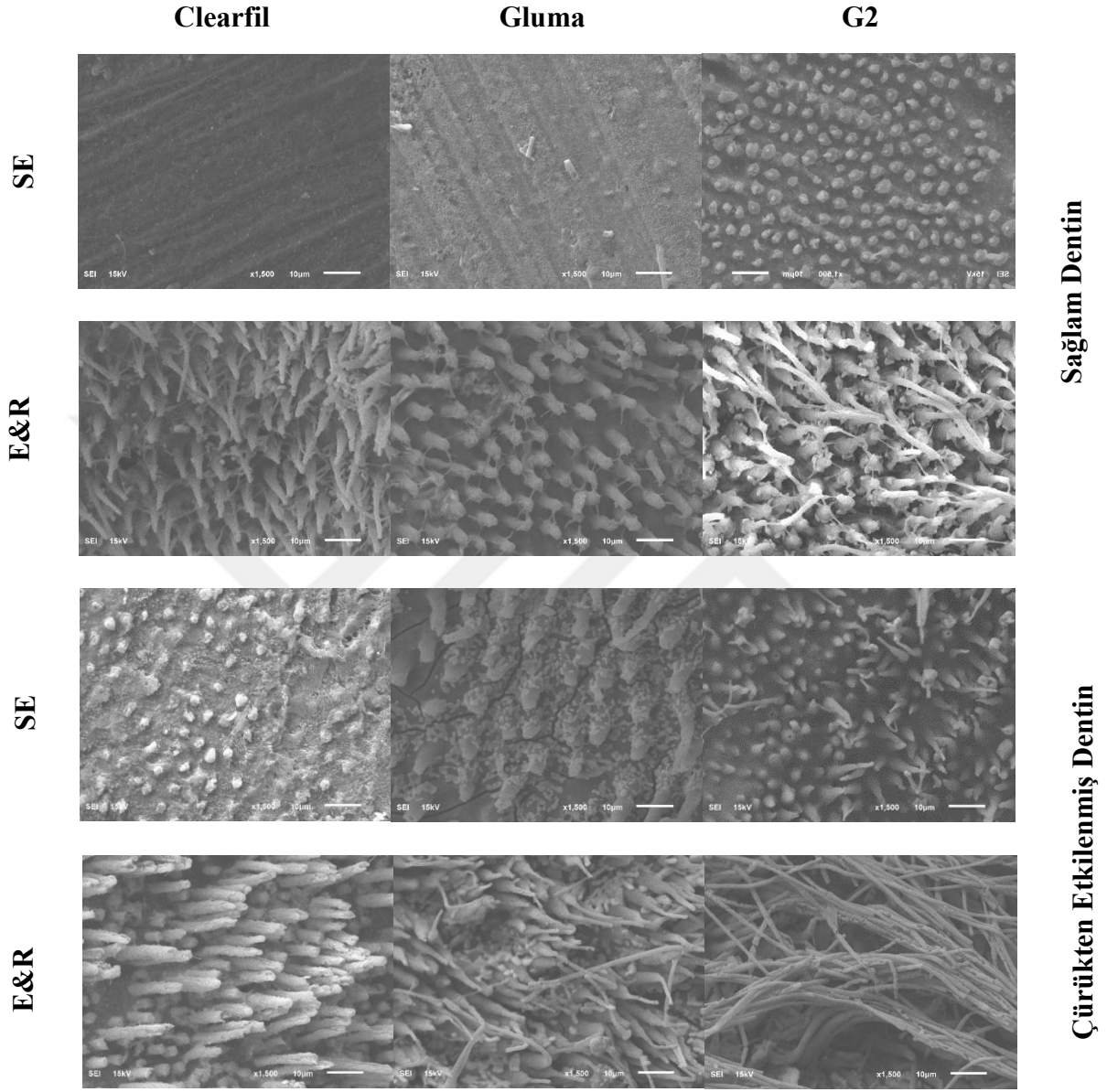
Şekil 4. 4. Çürükten etkilenmiş dentinden μ SBS testini takiben her grup için kırılma tiplerinin dağılımı

Çürükten etkilenmiş dentinde kırılma tipleri incelendiğinde, Clearfil Bond Universal grubunda hem 24 saat hem de termal siklus sonrasında kırılmaların neredeyse tamamının adeziv tipinde gerçekleştiği, karışık kırılmaların ise çok düşük oranlarda kaldığı görüldü. Gluma Bond Universal grubunda ise karışık kırılma oranlarının Clearfil Bond Universal'e kıyasla daha yüksek olduğu, özellikle SE modunda karışık kırılmaların belirgin şekilde arttığı tespit edildi. G2 Bond Universal grubunda ise diğer iki adezive kıyasla tüm koşullarda karışık kırılmaların daha yüksek oranda gerçekleştiği gözlemlendi.



Şekil 4. 5. (a) Adeziv kırık (b) Karışık kırık

4.3.SEM Görüntüleri



Şekil 4. 6. SEM görüntüleri

SE ve E&R bağlanma yöntemleri uygulandığında dentinde oluşan rezin tagların SEM görüntüleri Şekil 4.6’da gösterildi. Analizler, her iki yöntemle hem sağlam hem de çürükten etkilenmiş dentinde belirgin morfolojik farklılıkların ortaya çıktığını gösterdi. İki dentin tipinde de E&R modunda SE’ye kıyasla daha yoğun ve uzun yapılar görüldü. En belirgin rezin taglar çürükten etkilenmiş dentinde, G2 Bond Universal kullanıldığında

E&R modunda; en az ise sağlam dentinde, Clearfil Bond Universal kullandığında SE modunda görüldü. Ayrıca, çürükten etkilenmiş dentinde genel olarak sağlam dentine göre daha fazla rezin tag görüldü. Dentin tipinden bağımsız olarak en fazla rezin tag G2 Bond Universal'de en az Clearfil Bond Universal'de görüldü.

4.4. Dönüşüm Derecesi Sonuçları

Tablo 4. 3. Dönüşüm derecesi sonuçları

Adeziv	Minimum-Maksimum	Ortalama ± SS	Ortanca	Test İstatistiği	p-değeri
Clearfil	46,68 – 66,46	61,31 ± 8,25	64,54 A	8,571	0,014
G2	41,79 – 43,71	42,90 ± 0,88	43,30 B		
Gluma	30,22 – 45,03	40,27 ± 5,82	42,34 B		

Dönüşüm derecesi açısından gruplar arası fark Kruskal-Wallis testi ile değerlendirildi. Elde edilen sonuçlara göre, Clearfil Bond Universal grubunun dönüşüm derecesi, G2 Bond Universal ve Gluma Bond Universal gruplarına kıyasla anlamlı derecede daha yüksek bulundu (ortanca değer = 64,54). G2 Bond Universal (ortanca değer= 43,30) ve Gluma Bond Universal (ortanca değer = 42,34) grupları arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmedi ($p > 0,05$).

5. TARTIŞMA

Diş hekimliğinde geliştirilen materyallerin etkinliği, hem laboratuvar ortamında hem de klinik araştırmalarla değerlendirilmektedir. Ancak klinik çalışmalarda hasta takibinin zorlukları, uzun sürede sonuç alınması ve yüksek maliyet gibi faktörler nedeniyle laboratuvar çalışmaları daha tercih edilir hale gelmiştir. Ayrıca, klinik araştırmalarda bireysel değişkenlikler sonucu başarısızlığın kaynağını net biçimde saptamak ve çalışma koşullarında standardizasyon sağlamak çoğu zaman güç olmaktadır.¹⁹¹⁻¹⁹³

İn vitro deneysel çalışmalar için en ideal örnek insan dişleri olsa da, bu örneklerin teminindeki güçlükler nedeniyle alternatif olarak sığır veya koyun dişlerine de başvurulmaktadır.^{194,195} Ancak sığır dişlerinin yapısal özellikleri, özellikle intertübüler dentinin daha gözenekli olması gibi farklılıklar nedeniyle, insan dentininden ayrılmaktadır.¹⁹⁶ Ayrıca FT-Raman spektroskopisiyle yapılan karşılaştırmalı analizlerde, bu iki tür arasındaki dentin dokusunun organik ve inorganik bileşimlerinde anlamlı yapısal farklılıklar bulunduğu bildirilmiştir.¹⁹⁷ Bu nedenle, deneysel bulguların klinik uygulamalarla daha uyumlu olması amacıyla, bu çalışmada çekilmiş insan dişlerinin kullanılması tercih edilmiştir.

Dentin ile adeziv arasındaki bağlanma, doğrudan uygulama yapılan yüzeyin morfolojik ve yapısal özelliklerine bağlıdır.^{198,199} Sağlam dentin dokusu, çürükle enfekte, çürükten etkilenmiş, sklerotik ya da erozyonlu dentin yüzeylerine kıyasla, dental adezivlerin bağlanma performansını değerlendirmede daha güvenilir ve standart bir yüzey sunmaktadır.²⁰⁰ Bu nedenle, çalışmamızda standart bağlanma yüzeylerinin sağlanabilmesi ve karşılaştırılabilir sonuçlar elde edilebilmesi amacıyla, periodontal ya da protetik nedenlerle çekilmiş, çürüksüz ve restorasyon içermeyen molar dişlerin kullanımı tercih edildi.

Diş çekimini takiben en doğru bağlanma dayanımı ölçümleri yapılabilse de, bu klinik olarak çoğu zaman uygulanabilir değildir. Literatürde, dentinde protein denatürasyonu nedeniyle çekimden sonra 6 ay içinde dişlerin kullanılmaları gerektiği bildirilmiştir.²⁰¹ Ancak bazı çalışmalar, dişlerin farklı sürelerde bekletilmesinin bağlanma dayanımını anlamlı düzeyde etkilemediğini göstermiştir.^{202,203} Pek çok araştırma, çekim sonrası bekletme süresinin mine ve dentine bağlanma kuvveti üzerinde sınırlı bir etkisi olduğunu ortaya koymakla birlikte, altı aylık saklama süresi araştırmalar arasında metodolojik uyum sağlamak açısından uygun görülmektedir.^{202,204-206}

Dentin dokusunun hem kimyasal bileşimi hem de histolojik özellikleri, adezivlerin bu dokuya bağlanma performansını etkileyen önemli parametrelerdendir. Literatürde, derin dentinde elde edilen bağlanma dayanımı sonuçlarının, yüzeysel dentine kıyasla daha düşük olduğu bildirilmiştir.^{207,208} Bu farklılığın temel nedeni, dentin derinliği arttıkça dentin tübüllerinin çap ve yoğunluğunun artmasıyla birlikte bağlanma yüzeyi olarak işlev görebilecek intertübüler dentin miktarının azalmasıdır.^{209,210} Bu nedenle, çalışmamızda dentin derinliğinin bağlanma dayanımı üzerindeki etkisini kontrol altında tutabilmek ve sonuçların standardizasyonunu sağlamak amacıyla örnekler benzer dentin seviyelerinden hazırlanmıştır.

Ağız içi restorasyonlar ile kavite duvarı arasında oluşan stresler oldukça karmaşık yapıya sahiptir. Ancak bu stresler çoğunlukla gerilme ve makaslama biçiminde ortaya çıkmaktadır.¹⁶¹ Makaslama bağlanma dayanımı testleri, oral ortamda meydana gelen yükleme biçimlerini daha gerçekçi şekilde simüle edebilme potansiyeline sahiptir.^{88,211} Cardoso ve ark.²¹² çalışmalarında, makaslama ve çekme test yöntemleri karşılaştırılmıştır; makaslama testlerinin daha yüksek bağlanma değerleri sağladığı ve klinik koşulları daha başarılı bir şekilde taklit ettiği sonucuna varılmıştır. Ayrıca uygulaması daha kolaydır, daha düşük teknik hassasiyet gerektirir ve kısa sürede daha

fazla örneğin test edilebilmesine olanak tanımaktadır. Mikrotensil test yöntemi gibi yüksek teknik duyarlılık gerektiren yöntemler, numune hazırlama aşamasında daha fazla zaman, hassasiyet ve özel ekipman gerektirdiğinden, laboratuvar koşullarında pratikliği sınırlı olabilmektedir.^{147,153} Bu nedenle çalışmamızda dentine bağlanmayı değerlendirmek için makaslama bağlanma dayanımı testi kullanılmıştır.

ISO standartları ve literatürde, kompozit rezinin polimerizasyonunun tamamlanması ve artık monomer miktarının azaltılabilmesi amacıyla, restore edilmiş dişlerin in vitro testlerden önce 24 saat süreyle distile suda bekletilmesi önerilmektedir.²⁰¹ Bu nedenle çalışmamızda da numuneler, aynı gerekçeler doğrultusunda 24 saat distile suda tutulmuştur.

Adeziv sistemlerin performansı, içerdikleri monomer yapısı, solvent tipi ve HEMA varlığı ile doğrudan ilişkilidir.^{213, 219} Bu çalışmada kullanılan G2 Bond Universal, MDP, 4-MET ve gibi fonksiyonel monomerler içerirken; Gluma Bond Universal MDP ve 4-META içeriklidir. Clearfil Bond Universal ise MDP dışında HEMA içermektedir. MDP, dentin yüzeyindeki hidroksiapatit ile kimyasal bağ kurma kapasitesine sahip olup, uzun süreli bağlanma stabilitesi sağlar.^{214,215}

HEMA, birçok adeziv sistemin formülasyonunda yer alan hidrofilik bir monomerdir. Dentin yüzeyini etkin şekilde ıslatabilmesi ve dentin tübüllerine kolayca penetre olabilmesi gibi avantajları nedeniyle yaygın olarak kullanılmaktadır. Bununla birlikte, bu hidrofilik özellikler uzun dönemde su absorpsiyonuna neden olarak polimer matrisin hidrolitik bozulmasını tetikleyebilmektedir.^{110,216} HEMA içermeyen sistemler ise, özellikle yaşlandırma sonrası bağlanma dayanımlarını daha iyi koruyarak hidrolitik stabilite açısından üstünlük göstermektedir. Ayrıca, HEMA içermeyen formülasyonlar alerjik reaksiyon riskinin azalması gibi biyouyumluluk açısından da avantaj sunmaktadır.¹¹²

Literatürde bazı çalışmalar, HEMA içermeyen adeziv sistemlerin, HEMA içerenlere kıyasla daha iyi klinik performans sergilediğini belirtmektedir.^{217,218} Öte yandan, her iki sistem arasında klinik açıdan anlamlı bir fark gözlenmediğini bildiren çalışmalar da mevcuttur.^{219,220}

Silva ve ark.²²¹ tarafından gerçekleştirilen sistematik derlemede, HEMA içeren ve içermeyen adeziv sistemlerin çürüksüz servikal restorasyonlarda benzer klinik performans gösterdiği bildirilmiştir. Ancak bu incelemenin bazı sınırlamaları mevcuttur. Modern universal adezivler 2010'larda tanıtılmıştır. Derleme universal adeziv sistemlerinin tanıtılmasından önceki 1990'lardan kalma eski çalışmaları da içermektedir. Bu da sonuçların evrensel olarak genellenebilirliğini sınırlayabilmektedir.

HEMA içermeyen sistemlerde sıklıkla 4-META kristal tozunun su ile hidrolize edilmesiyle elde edilen 4-MET kullanılır.²²²⁻²²⁵ 4-MET, yapısında bulunan karboksilik gruplar sayesinde hem demineralize edici hem de adezyonu destekleyici bir monomer olarak işlev görmektedir. Aromatik gruba bağlı olan iki karboksilik grup, substrat yüzeyinde demineralizasyona ve monomer infiltrasyonuna katkı sağlarken, aromatik yapı ise hidrofobik karakter kazandırarak karboksil gruplarından gelen asiditeyi ve hidrofilikliği azaltır. 4-MET monomeri, hidroksiapatitteki kalsiyum ile iyonik bağ oluşturarak Ca-4MET tuzu meydana getirir. 4-META'nın SE adeziv sistemler için bir adezyon artırıcı olduğunu gösteren çalışmalar mevcuttur.^{12,226,227}

Iwai ve ark.¹² yaptıkları çalışmada HEMA yerine kullanılan 4-META'nın, dentin ve mineye bağlanmayı HEMA'ya kıyasla daha etkili biçimde arttırdığı görülmüştür. Bu etkinin, 4-META'daki karboksilik asidin, mine ve dentin kollajeniyle HEMA'ya göre daha güçlü kimyasal bağlanma sağlamasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Bu çalışmada, Gluma Bond Universal ve G2 Bond Universal'in dentine bağlanma

değerlerinin, Clearfil Bond Universal'e göre yüksek çıkmasının nedeni içeriklerinde bulunan HEMA yerine kullanılan 4-META'ya atfedilebilir.

SE adeziv sistemlerin pH değerlerine göre asidik karakterleri, bağlanma arayüzünde oluşturdukları etkiyi doğrudan etkileyen önemli bir faktördür. Bu sistemler, pH değerlerine bağlı olarak güçlü ($\text{pH} < 1$), orta güçlü ($\text{pH} \approx 1,5$), hafif ($\text{pH} \approx 2$) ve ultra-hafif ($\text{pH} \geq 2,5$) olarak sınıflandırılmaktadır.¹¹⁵ Güçlü SE sistemleri, dentinde smear tabakasını tamamen çözerek daha derin bir demineralizasyon oluşturur. Ancak durulama aşaması bulunmadığından, çözünmüş kalsiyum fosfatlar ortamda kalır ve kolajen ağı içine gömülür. Bu gömülü tuzların hidrolik stabilitesinin düşük olması, özellikle uzun vadede dentin bağlanma başarısını olumsuz etkileyebilmektedir.^{117,228,229} Mine yüzeyinde ise bu daha agresif etki sayesinde daha başarılı sonuçlar elde edilebilmektedir.^{230,231}

Gluma Bond Universal ve G2 Bond Universal adezivler orta derecede güçlü asidik etkiye sahip olup pH değerleri sırasıyla 1,6–1,8 ve 1,5'tir. Bu adezivlerle oluşan hibrit tabakada güçlü ve hafif etki arasında bir geçiş özelliği sergiler. Bu sistemler, demineralize üst tabaka ve kısmen demineralize alt tabakadan oluşan bir hibrit yapı oluşturur.⁹⁶ Clearfil Bond Universal hafif asidik etkiye sahip olup pH değeri 2,3'tür. Bu adezivler dentin yüzeyinde submikron kalınlığında hibrit tabaka oluştururken kolajen fibrilleri çevresinde önemli miktarda hidroksiapatit kristallerini koruyabilmektedir.¹¹⁹ Bu kristaller, MDP gibi fonksiyonel monomerlerle primer iyonik bağlar kurarak kimyasal bağlanmayı destekler.^{119,232}

Ultra hafif SE sistemler ise yalnızca yüzeyel kolajeni açığa çıkarabilir ve nanometre düzeyinde bir etkileşim zonu oluştururlar.²³³ Smear tabakası varlığı bu sistemlerde daha belirgin bir engel oluşturabileceğinden, bağlanma performansı açısından daha sınırlı olabilir.^{234,235} Buna karşın smear tabakası kalınlığının bağlanma performansına etkisi hâlâ tartışmalı olup, literatürde çelişkili bulgular mevcuttur.²³⁶⁻²³⁸

Güçlü SE sistemlerinin daha derin bir demineralizasyona neden olmasına rağmen yüksek bağlanma dayanımı ile doğrudan ilişkilendirilemediği gösteren çalışmalar mevcuttur.^{96,230,239-241} Hatırlı²⁴² da yaptığı çalışmada orta, hafif ve ultra hafif güçte pH değerlerine sahip adezivlerin bağlanma değerlerini karşılaştırmıştır ve beklenilenin aksine kullandığı ultra hafif etkili adezivin (Single Bond Universal, pH 2,7) bağlanma değerleri orta derecede güçlü adezive (G-Premio Bond, pH 1,5) göre daha yüksek çıkmıştır. Bu nedenle çalışmamızda bağlanma değerleri ile pH değerleri arasında çıkan paralelliğin sebebini sadece pH'ya bağlamak yanlış olacaktır. PH değerlerine ek olarak, uygulama prosedürlerindeki, formülasyondaki ve içeriklerdeki farklılıklar da universal adezivlerin anında ve uzun vadeli bağlanma performansını etkiler.¹²⁶

Dentin, mineye kıyasla daha nemli ve organik bir yapıya sahiptir. E&R uygulamalarında kullanılan fosforik asit, smear tabakasını tamamen uzaklaştırarak dentin yüzeyinde yoğun bir demineralizasyona neden olur. Ancak bu süreç sonrası dentin matrisinde açığa çıkan kollajen fibrillerin uygun şekilde rehidrate edilememesi, liflerin kollabe olmasına ve adeziv monomerlerin infiltrasyonunun yetersiz kalmasına yol açabilir. Bu durum, hibrit tabakasının homojenliğini ve bütünlüğünü olumsuz etkileyerek bağlanma arayüzünde zayıf bir yapı oluşmasına neden olur. Yetersiz penetrasyon, hem mikro sızıntıyı artırabilir hem de bağlanma dayanımını azaltarak hibrit tabakanın uzun dönemli stabilitesini tehlikeye atar.²⁴³⁻²⁴⁵

Hibrit tabakasındaki bozulmanın bir başka nedeninin, matrikse bağlı MMP'ler gibi endojen enzimlerin aktivasyonu olduğu bildirilmektedir. De Munck ve ark.²⁴⁶ yaptığı bir çalışmada, fosforik asit uygulanmış dentin yüzeylerinden matrikse bağlı MMP enzimlerinin (özellikle MMP-2) serbest kalıp kalmadığı araştırılmıştır. Çalışmada, asitlenmemiş dentinden az miktarda MMP-2 elde edilirken, %35 fosforik asit uygulanan dentinden daha fazla MMP-2'nin salındığı görülmüştür. Enzimatik degradasyon, kollajen

liflerinin parçalanmasına yol açarak hibrit tabakasının bütünlüğünü zayıflatmakta ve dolayısıyla dentin-rezin bağ arayüzünde mekanik dayanımın azalmasına neden olmaktadır. Bu süreç, restorasyonların başarısını ve ömrünü olumsuz yönde etkileyen başlıca etmenlerden biri olarak kabul edilmektedir.^{245,247}

Rosa ve ark.²⁴⁸ yaptıkları sistematik incelemede universal adezivlerin mineye bağlanma mukavemetinin fosforik asitle aşındırma işlemi uygulandığında arttırdığı ancak dentinde artış görülmediği sonucuna varılmıştır. Cuevaz-Suarez ve ark.¹²⁹ yaptığı ve Huan Chen'in²⁴⁹ yaptığı sistematik incelemeler de bu sonucu desteklemektedir. Giacomini ve ark.²⁵⁰ SE adeziv stratejisi ile daha iyi anlık ve uzun dönem mikrogerilim bağlanma dayanımı sonuçları elde edildiğini bildirmiştir. Ancak Ahmed ve ark.²⁵¹, Marchesi ve ark.¹³¹ ile Cardoso ve ark.²⁵² tarafından yapılan çalışmalarda, E&R uygulama grubunda daha yüksek anlık bağlanma dayanımı değerleri elde edilmiştir. Yaptığımız çalışmada dentine bağlanma asitleme sonrasında bazı gruplarda aynı kalırken bazılarında azalmıştır.

Diş hekimliğinde kavite preparasyonu sırasında farklı yüzeylerin sıklıkla açığa çıktığı göz önüne alındığında, universal adezivlerin hem sağlam hem de çürükten etkilenmiş dentine bağlanma performansının değerlendirilmesi önemlidir. Her ne kadar doğal ve yapay olarak oluşturulmuş çürükten etkilenmiş dentin arasında bazı morfolojik farklılıklar olsa da, bağ kuvvetlerinin çürük türünden etkilenmediği görülmektedir.²⁵³ Dentin çürüğü oluşturma yönteminin seçimi araştırmacının neyi incelemek istediğine bağlıdır. Marquezan ve ark.²⁵⁴ çalışmalarının sonuçlarına göre araştırmacının, etkilenmiş çürük dentin tabakasına benzeyen, çürüğün uzaklaştırılmasından sonraki substratı simüle eden bir substrata ihtiyacı varsa, pH döngüsü diğer yöntemlere göre daha uygun görülmektedir. Öte yandan, çalışmanın belirgin bir enfekte katmana sahip dentin çürüğü lezyonunu simüle etmesi gerekiyorsa ya da çürüğün çıkarılmasından önce bir lezyonu

simüle etmesi gerekiyorsa, doğal olanlarla karşılaştırıldığında daha yumuşak lezyonlar oluşturulmasına rağmen mikrobiyolojik yöntemin kullanılması önerilmektedir.²⁵⁴

Bu çalışmada, bağlanma kuvveti değerlendirmesi için standartlaştırılmış yapay olarak oluşturulmuş çürükten etkilenmiş dentin elde etmek amacıyla pH döngüsüyle yapay çürük indüksiyonu yöntemi kullanılmıştır. PH döngüsü modeli, alternatif demineralizasyon ve remineralizasyon periyotları sağlar ve çözeltilerdeki sürekli değişiklikler doygunluğu engeller. Bu yaklaşımın en büyük avantajı lezyonların güvenilir bir şekilde oluşmasıdır.^{47,255} Aynı zamanda düşük maliyetlidir ve minimum teknolojik kaynak içerir. Dezavantajı ise bu yöntemin, biyofilm ve tükürük de dahil olmak üzere çürük sürecine dahil olan tüm faktörleri yeniden üretememesidir.²⁵⁴

Her üç adeziv için de dentin substratına bağlı olmaksızın benzer bağlanma dayanımı değerleri elde edilmiş olup, aralarındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı belirlenmiştir. Literatürde yer alan çalışmalar, çürükten etkilenmiş dentinde elde edilen bağlanma dayanımının, sağlam dentine kıyasla genellikle daha düşük olduğunu ortaya koymaktadır.²⁵⁶ Ancak nadir olsa da, bazı çalışmalar dentin yapısındaki organik içerik farklılığına rağmen, çürükten etkilenmiş dentinde de kabul edilebilir bağlanma değerleri elde edilebileceğini ortaya koymuştur.^{199,257-261} Follak ve ark.²⁶² universal adezivlerin dentin tipinden bağımsız olarak belirli bir dayanım stabilitesi sağlayabildiğini ve SE modunda substrat tipinin bağlanma üzerinde her zaman anlamlı fark oluşturmadığını, E&R modunda ise çürükten etkilenmiş dentinde bağlantının azaldığını bildirmiştir. Bu bulgular, E&R adezivlerinin çürükten etkilenmiş dentine SE adezivlere kıyasla daha yüksek anlık bağlanma dayanımı sağladığını bildiren sistematik derlemelerin gözlemleriyle çelişmektedir.^{263,264} Bu fark, çalışmalarda test edilen adezivlerin farklı içeriklerine ve uygulama aşamalarına bağlanabilir.

Ayrıca universal adezivlerin yapısında bulunan MDP gibi fonksiyonel monomerlerin hidroksiapatit ile kimyasal bağ oluşturabilmesi sayesinde dentin yapı farklılıklarına karşı tolerans geliştiği düşünülmektedir.²⁶⁵ Üreticiler universal adezivlerin içerdikleri MDP sayesinde esnek uygulama protokollerine sahip olduğunu bildirmektedir. Bu da, demineralize olmuş dentin gibi zorlu substratlarda bile benzer bağlanma performansının mümkün olduğuna işaret eder.²⁶⁶

SEM görüntüleri incelendiğinde E&R uygulama modunda daha fazla sayıda ve daha uzun rezin taglar görülürken, SBS değerleri SE modunda daha yüksek çıkmıştır. Dentin-restorasyon arayüzünde bağlanma mekanizması, rezinin demineralize dentin tübüllerine ve intertübüler boşluklara nüfuz etmesine dayanır.²⁶⁷ E&R modu uygulamalarında ve pH'ı en düşük olan G2 Bond Universal'de daha fazla rezin tag görmemizin nedeni de demineralizasyonun diğer gruplara göre fazla olması olabilir. Ancak literatür, hibrit tabaka kalınlığı ve rezin tag uzunluğunun tek başına bağ dayanımıyla doğrudan ilişkili olmadığını, daha çok hibrit tabakanın kalitesi ve rezin infiltrasyonunun yeterliliğinin belirleyici olduğunu göstermektedir.²⁶⁸ Özellikle tübül içindeki rezin tagların üstteki 5–10 µm'lik kısmının bağ gücünde kritik rol oynadığı, derin ve duvarlara yapışmayan tagların ise polimerizasyon büzülmesiyle “boş” yapılar oluşturarak dayanıklılığa katkı sağlamadığı bildirilmiştir.^{267,269-271} Joves ve ark.²⁵³ yaptıkları çalışmada yapay çürükten etkilenmiş dentin, doğal çürükten etkilenmiş dentin ve sağlan dentinin bağlanma değerlerini ve SEM görüntülerini incelemişlerdir. Yapay çürükten etkilenmiş dentin, doğal çürükten etkilenmiş substrata kıyasla benzer mineral içeriği ve bağlanma dayanımı göstermesine rağmen bazı morfolojik farklılıklar göstermiştir. Doğal çürükten etkilenmiş dentin uzun sürede devam eden demineralizasyon ve remineralizasyon süreçlerinin olduğu hipomineralize bir dokudur. İnorganik matrisin çözünmesi ve yeniden çökmesiyle dentin tübüllerinde kristal kütleler oluşabilmektedir.

Buna karşılık yapay çürükten etkilenmiş dentin modelinde bu kristaller oluşmamıştır; çünkü demineralizasyon kısa sürede gerçekleşmiştir. Bu morfolojik farklılıklar tübül geçirgenliğinin azalmasına ve rezin tag oluşumunun sınırlanmasına yol açabilmektedir.^{253,272-274} Ancak mevcut bulgular, bu kristal tıkaçların veya rezin tag miktarının bağ dayanımına anlamlı katkı sağlamadığını, özellikle hafif SE adezivlerde bağlanma etkinliğinin daha çok hibrit tabakanın bütünlüğü ve adezivin infiltrasyon kalitesi ile ilişkili olduğunu ortaya koymaktadır.^{275,276}

Termal siklus, restoratif materyallerin ağız içi ortamda karşılaşılabilecekleri sıcaklık değişimlerini taklit ederek, bağlanma dayanımının yaşlandırma sonrası stabilitesini değerlendirmek amacıyla sıklıkla kullanılan bir in vitro yaşlandırma yöntemidir. Bu işlem sırasında restorasyon ve diş dokusu arasında oluşabilecek termal genleşme farkları ile oluşan stresler zamanla hibrit tabakasında bozulmalara neden olabilir. Bu bozulmalar, restorasyonun başarısını olumsuz etkileyebileceği gibi, bazı durumlarda ise bağlanma değerlerinde beklenmedik artışlar da gözlenebilir.²⁷⁷⁻²⁷⁹ Yaptığımız çalışmada ise termal siklus sonrası bağlanma değerlerinde artışlar ve azalmalar gözlemlenmiş olup bu değişimler istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

Leloup ve ark.²⁸⁰ 1992–1996 yıllarına ait verileri içeren meta-analizinde, termal döngülemenin bağlanma dayanımı üzerinde anlamlı bir etkisinin olmadığı bildirilmiştir. Bu çalışmalarda uygulanan ortalama döngü sayısı 630'dur. Yapılan yaşlandırma önerilerinin çoğu ISO standardı olan 5°C-55°C havuzlarda 30 sn bekleme ve 20 sn geçiş süresiyle 500 döngüye dayanmaktadır.²⁸¹ Bu sayının, belirgin bir yaşlandırma etkisi oluşturmak için yetersiz olduğu düşünülmektedir.^{171,192,282} Ayrıca, örnek geometrilerinin genellikle dikkate alınmaması ve büyük kompozit silindirlerin düz yüzeylere uygulanması, çevreleyen diş ve kompozit dokularının arayüzü termal etkilerden korumuş olabileceğini göstermektedir.²⁸³ Düşük C-faktörü nedeniyle oluşan genleşme ve büzülme

streslerinin de sınırlı kalması, termal siklusun bağlanma dayanımına etkisini azaltmış olabilir.²⁸⁰

Bu çıkarım, düz yüzeylere uygulanan termal döngünün mikro gerilme bağlanma dayanımı üzerinde etkili olmadığını, ancak restore edilmiş kavitelere aynı protokolün uygulanmasının bağ dayanımında anlamlı bir azalma oluşturduğunu bildiren çalışmalarla da desteklenmektedir.¹⁹² Özellikle difüzyon yolu 1 mm'den kısa olan küçük μ TBS örneklerinde yapılan termal döngü, arayüzde kimyasal bozulmayı hızlandırmakta ve bağlanma dayanımını azaltmaktadır.²⁸⁴

Bununla birlikte, bazı çalışmalarda termal döngü sonrasında bağlanma dayanımında artış da rapor edilmiştir. Sayaka Kitahara'nın çalışmasında,²⁸⁵ aralarında G2 Bond Universal'inde bulunduğu 4 farklı universal adeziv kullanılmıştır. 10.000 termal döngü sonrasında bağlanma dayanımında tüm gruplarda artış gözlenmiştir. Ancak 20.000 termal döngü sonrasında bu değerlerin G2 Bond Universal'in de dahil olduğu iki grup için azaldığı belirtilmiştir. Gözlemlenen artışlar, termal uygulamanın kürlenme sonrası polimerizasyonu (post-polimerizasyon) hızlandırarak, adezivin dönüşüm derecesini arttırmasına bağlanmıştır.

Post-polimerizasyon olgusu, fotopolimerize materyallerde ilk ışık uygulamasından sonra reaktiflerin tam dönüşüme ulaşmamasıyla oluşan ve zamanla devam eden bir reaksiyon sürecini ifade eder.²⁸⁶ Kısa ışınlama süresi sonrasında serbest radikaller matris içinde hapsolabilir ve bu da reaksiyonun yavaş fakat uzun süre devam etmesine olanak tanır.²⁸⁷ Serbest radikaller ve reaktif metakrilat grupları ortamda yeterince hareketli kaldığı sürece polimerizasyon devam edebilir. Bu mekanizma, termal döngü sırasında sıcaklık değişimlerinin moleküler hareketliliği artırması yoluyla tetiklenebilir ve bazı adeziv sistemlerde geçici bağlanma artışlarına neden olabilir.²⁸⁸

Ülker ve ark.²⁸⁹ çalışmalarında SE adeziv sistemlerde termal siklus uygulanan örneklerde bağlanma dayanımında anlamlı bir azalma gözlemlenmediğini bildirmiştir. Benzer şekilde, Leloup ve ark.²⁸⁰ bulguları da çalışmamızdaki sonuçlarla örtüşmektedir. Ancak, termal siklusun bağlanma dayanımını azalttığını bildiren bir çok çalışma da mevcuttur.^{129,290} Bu çelişkili bulgular, adeziv sistemin içeriğine, uygulama protokolüne, adezivin hidrofobik/hidrofilik karakterine, uygulanan test metoduna ve termal siklusun sayısına bağlı olarak farklı sonuçların gözlenebileceğini ortaya koymaktadır.^{203,291,292}

Dönüşüm derecesi, dental adezivlerin polimerizasyon etkinliğini ve dolayısıyla bağlantı dayanımını etkileyen önemli bir parametredir.^{293,294} Bazı in vitro çalışmalarda, dönüşüm derecesiyle adezivlerin mekanik özellikleri ve diş dokularına bağlanma gücü arasında pozitif korelasyon olduğu bildirilmiştir.²⁹⁵⁻²⁹⁷ Ancak Balkaya ve ark.²⁹⁸ universal adezivlerle yaptığı çalışmada tutarlı bir korelasyon görülmemiştir. Yaptığımız çalışmada da benzer bir sonuç bulunmuştur.

Dönüşüm derecesinin artması, bağlantı ara yüzündeki geçirgenliğin azalmasına, degradasyona karşı direncin artmasına ve nanosızıntının azalmasına katkıda bulunabilir.²⁹⁹⁻³⁰¹ Bununla birlikte, dönüşüm hiçbir zaman tamamen sağlanamaz ve adeziv sistemlerdeki monomer dönüşüm oranı genellikle %35–77 arasında değişmektedir; bu oran, kompozit rezinlere kıyasla daha düşüktür.³⁰²⁻³⁰⁵ Bu çalışmada, grupların dönüşüm dereceleri, polimerizasyon işlemini takiben hemen ölçülmüştür. Ancak literatürde, dönüşüm derecesinin zamanla artabileceği ve ölçüm zamanının sonuçlar üzerinde etkili olabileceği bildirilmiştir.^{306,307}

Adeziv içerisinde bulunan çözücü tipi de polimerizasyon etkinliğini etkileyen önemli faktörlerden biridir. Çalışmamızda kullanılan G2 Bond Universal ve Gluma Bond Universal aseton, Clearfil Bond Universal ise etanol içermektedir. HEMA içermeyen ve aseton bazlı adeziv sistemlerin, yapısal olarak faz ayrımına daha yatkın oldukları

bilinmektedir.¹⁴⁸ Aseton, etanol ve sudan daha yüksek buhar basıncına sahiptir.¹⁴⁷ Asetonun yeterli derecede uzaklaştırılamaması, adeziv sistemin bağlanma dayanımını ve mekanik özelliklerini olumsuz etkileyebilmektedir.³⁰⁸⁻³¹⁰ Bail ve ark.³¹¹, aseton bazlı adezivlerin buharlaştırılmasında en etkili yaklaşımın daha uzun çözücü buharlaştırma protokolleri olduğunu bildirmiştir. Bu uygulamanın, dönüşüm derecesini optimize edebileceği ve çözünürlük ile su tutma eğilimini azaltabileceği ortaya konulmuştur.³¹² Su varlığı, adeziv monomerlerin polimerizasyonunu inhibe edebilir ve bu alanlar polimer matris içinde optimum dönüşümün sağlanamadığı bölgeler olarak görülür.^{313,314} Çalışmamızda HEMA içermeyen adezivlerin dönüşüm derecesinin daha düşük çıkmasının nedeni de bunlarla ilişkilendirilebilir.

Çalışmamızın bazı sınırlılıkları bulunmaktadır. Öncelikle, araştırma in vitro koşullarda yürütülmüştür ve elde edilen bulgular, ağız ortamındaki nem, pH değişimleri, mekanik stresler ve biyolojik faktörler gibi klinik değişkenleri tam olarak yansıtmayabilir.³¹⁵ Termal siklus işlemiyle yapay yaşlandırma sağlanmış olsa da, bu yöntem gerçek klinik ortamı tamamen simüle edemez.¹⁷¹ Kullanılan dişler farklı bireylerden elde edildiği için, dentin yapısındaki bireysel farklılıklar bağlanma dayanımı sonuçlarını etkileyebilecek bir faktördür.³¹⁶ Yapay çürük oluşturma amacıyla uygulanan pH döngüsü protokolü, doğal çürükten etkilenmiş dentinin histolojik ve yapısal özelliklerini tamamen taklit edemeyebilir.²⁵⁴ Dönüşüm derecesi analizinde yalnızca polimerizasyonun hemen sonrası değerlendirilmiş olup, uzun dönem polimerizasyon değişimleri izlenmemiştir.³⁰⁶

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

HEMA içeren ve HEMA içermeyen üç farklı universal adezivın sağlam dentin ve çürükten etkilenmiş dentin yüzeylerindeki bağlanma dayanımı, dönüşüm derecesi ve kırık tipleri değerlendirildi. Elde edilen bulgulara göre:

1. G2 Bond Universal ve Gluma Bond Universal, özellikle SE modunda, Clearfil Bond Universal'e kıyasla daha yüksek bağlanma dayanımı sergiledi.
2. Clearfil Bond Universal tüm koşullarda en düşük bağlanma dayanımına sahip olmasına rağmen, dönüşüm derecesi açısından en yüksek değeri gösterdi.
3. Kırık tipi analizinde, G2 Bond Universal SE grubunda karışık kırıklar baskınken, Clearfil Bond Universal özellikle E&R modunda en yüksek adeziv kırık oranına sahipti.
4. Çürükten etkilenmiş dentinde G2 Bond Universal SE ve Gluma Bond Universal SE, daha az adeziv kırık oranı ile daha iyi bağlanma performansı gösterdi.
5. Her bir adeziv için çürükten etkilenmiş dentinde sağlam dentine benzer bağlanma gücü bulundu.
6. Termal siklus bağlanma gücünü etkilemedi.
7. Hibrit tabakalar incelendiğinde en fazla rezin tag G2 Bond Universal'de; en az Clearfil Bond Universal'de görüldü.

Bu in vitro çalışmanın sınırlamalarını göz önünde bulundurarak, uzun dönem bağlanma başarısını artırmak amacıyla, HEMA içermeyen ve SE modda uygulanan universal adezivlerin tercih edilmesi önerilmektedir. Elde edilen sonuçlar in vitro koşullarda elde edildiğinden, klinik ortama uyarlanabilirliğini değerlendirmek için farklı hasta popülasyonlarında ve uzun süreli in vivo çalışmaların yapılması gerekmektedir. Ayrıca, farklı üretici firmalara ait HEMA içermeyen adezivlerin, çeşitli solvent sistemleri ve uygulama protokolleri ile

karşılaştırıldığı araştırmalar literatüre önemli katkı sağlayacaktır. Dönüşüm derecesinin uzun dönem değişimini izleyebilmek için ise farklı zaman aralıklarında yapılacak FTIR ölçümleri, adezivlerin polimerizasyon davranışları hakkında daha kapsamlı bilgi sağlayabilir.



KAYNAKÇA

1. Murdoch-Kinch CA, McLean ME. Minimally invasive dentistry. J Am Dent Assoc, 2003; 134: 87-95.
2. Fusayama T. Clinical guide for removing caries using a caries-detecting solution. Quintessence Int, 1988; 19: 397-401.
3. Momoi Y ve ark. Clinical guidelines for treating caries in adults following a minimal intervention policy—evidence and consensus based report. J Dent, 2012; 40: 95-105.
4. Zanchi CH ve ark. Microtensile bond strength of two-step etch-and-rinse adhesive systems on sound and artificial caries-affected dentin. Am J Dent, 2010; 23: 152-156.
5. Perdigão J ve ark. Adhesive dentistry: Current concepts and clinical considerations. J Esthet Restor Dent, 2021; 33: 51-68.
6. Van Meerbeek B ve ark. Technique-sensitivity of contemporary adhesives. Dent Mater, 2005; 24: 1-13.
7. Grégoire G ve ark. Performance of a universal adhesive on etched and non-etched surfaces: Do the results match the expectations? Mater Sci Eng C Mater Biol Appl, 2016; 66: 199-205.
8. Wagner A ve ark. Bonding performance of universal adhesives in different etching modes. J Dent, 2014; 42: 800-807.
9. Jacobsen T, Söderholm KJM. Some effects of water on dentin adhesive systems. Dent Mater, 1995; 11(2): 132-136.
10. Demirci M ve ark. General monomer structure of self-etch adhesive systems. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg, 2018; 28: 443-449.
11. Tay FR, Pashley DH. Aggressiveness of contemporary self-etching systems. I: Depth of penetration beyond dentin smear layers. Dent Mater, 2001; 17: 296-308.
12. Iwai H ve ark. Development of MDP-based one-step self-etch adhesive-effect of additional 4-META on bonding performance. Dent Mater, 2013; 32: 1-9.
13. Nguyen DH, Martin JT. Common dental infections in the primary care setting. Am Fam Physician, 2008; 77: 797-802.
14. Bostanci N, Belibasakis GN. Pathogenesis of Periodontal Diseases: Biological Concepts for Clinicians. Cham, Springer, 2017; 5: 43-48.
15. Aas JA ve ark. Bacteria of dental caries in primary and permanent teeth in children and young adults. J Clin Microbiol, 2008; 46: 1407-1417.

16. Goldberg M. Understanding Dental Caries: From Pathogenesis to Prevention and Therapy. Cham, Springer, 2016; 6: 34-36.
17. Zhou X. Dental Caries: Principles and Management. Cham, Springer, 2015; 11: 7-15.
18. Selwitz RH ve ark. Dental caries. Lancet, 2007; 369(9555): 51-59.
19. Geddes DA. Acids produced by human dental plaque metabolism in situ. Caries Res, 1975; 9: 98-109.
20. Matsui R, Cvitkovitch D. Acid tolerance mechanisms utilized by *Streptococcus mutans*. Future Microbiol, 2010; 5: 403-417.
21. Touger-Decker R, van Loveren C. Sugars and dental caries. Am J Clin Nutr, 2003; 78: 881S-892S.
22. Silverstone LM. Structure of carious enamel, including the early lesion. Oral Sci Rev, 1973; 3: 100-160.
23. Garcia-Godoy F, Hicks MJ. Maintaining the integrity of the enamel surface: the role of dental biofilm, saliva and preventive agents in enamel demineralization and remineralization. J Am Dent Assoc, 2008; 139 Suppl: 25S-34S.
24. Harris NO, Garcia-Godoy F. Primary Preventive Dentistry. 6. Baskı. Upper Saddle River, NJ: Prentice Hall; 2004.
25. Stephan RM. Changes in hydrogen-ion concentration on tooth surfaces and in carious lesions. J Am Dent Assoc, 1940; 27: 718-723.
26. Tenuta LM, Cury JA. Fluoride: its role in dentistry. Braz Oral Res, 2010; 24 Suppl 1: 9-17.
27. Krol DM. Dental caries oral health and pediatricians. Curr Probl Pediatr Adolesc Health Care, 2003; 33: 253-270.
28. Fehrenbach MJ, Popowics T. Unit III dental histology. Illustrated dental embryology, histology and anatomy. Elsevier Health Sciences, 2015; 4: 151.
29. Hicks J ve ark. Biological factors in dental caries enamel structure and the caries process in the dynamic process of demineralization and remineralization (part 2). J Clin Pediatr Dent, 2004; 28: 119-124.
30. Songsiripradubboon S ve ark. Sodium fluoride mouthrinse used twice daily increased incipient caries lesion remineralization in an in situ model. J Dent, 2014; 42: 271-278.
31. Kidd E. The Disease and its management. Essentials of Dental Caries, 3. Baskı. Oxford, Oxford University Press, 2005:22.

32. Caufield PW, Griffen AL. Dental caries. An infectious and transmissible disease. *Pediatr Clin North Am*, 2000; 47: 1001-1019.
33. Robinson C ve ark. The chemistry of enamel caries. *Crit Rev Oral Biol Med*, 2000; 11: 481-495.
34. Roberson T ve ark. Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry. 5. Baskı. St. Louis, Elsevier Health Sciences, 2006:1-1220.
35. Nanci A. Enamel: Composition, formation and structure. 7. Baskı. St. Louis, Elsevier Health Sciences, 2008:141-170.
36. Kudiyirickal MG, Ivancakova R. Early enamel lesion part II. Histo-morphology and prevention. *Acta Medica (Hradec Kralove)*, 2008; 51: 151-156.
37. Mazzoni A ve ark. Role of dentin MMPs in caries progression and bond stability. *J Dent Res*, 2015; 94: 241-251.
38. Rocas IN ve ark. Advanced caries microbiota in teeth with irreversible pulpitis. *J Endod*, 2015; 41: 1450-1455.
39. Frank RM. Structural events in the caries process in enamel, cementum, and dentin. *J Dent Res*, 1990; 69 Spec No: 559-566; discussion 634-556.
40. Bjorndal L, Mjor IA. Pulp-dentin biology in restorative dentistry. Part 4: Dental caries--characteristics of lesions and pulpal reactions. *Quintessence Int*, 2001; 32: 717-736.
41. Buzalaf MA ve ark. pH-cycling models for in vitro evaluation of the efficacy of fluoridated dentifrices for caries control: strengths and limitations. *J Appl Oral Sci*, 2010; 18: 316-334.
42. Gallagher IH ve ark. Artificial caries produced by different oral bacterial cultures incubated with bovine dental enamel. *Arch Oral Biol*, 1983; 28: 317-325.
43. Skucha-Nowak M ve ark. Natural and Controlled Demineralization for Study Purposes in Minimally Invasive Dentistry. *Adv Clin Exp Med*, 2015; 24: 891-898.
44. Schemehorn BR ve ark. Remineralization by fluoride enhanced with calcium and phosphate ingredients. *J Clin Dent*, 1999; 10: 13-16.
45. Featherstone JD, Mellberg JR. Relative rates of progress of artificial carious lesions in bovine, ovine and human enamel. *Caries Res*, 1981; 15: 109-114.
46. ten Cate JM. In situ models, physico-chemical aspects. *Adv Dent Res*, 1994; 8: 125-133.
47. Featherstone JD. Modeling the caries-inhibitory effects of dental materials. *Dent Mater*, 1996; 12: 194-197.

48. Staninec M ve ark. Caries penetration and cement thickness of three luting agents. *Int J Prosthodont*, 1988; 1: 259-263.
49. Featherstone JD. Fluoride, remineralization and root caries. *Am J Dent*, 1994; 7: 271-274.
50. Featherstone JD ve ark. Dependence of in vitro demineralization of apatite and remineralization of dental enamel on fluoride concentration. *J Dent Res*, 1990; 69 Spec No: 620-625; discussion 634-626.
51. ten Cate JM, Duijsters PP. Alternating demineralization and remineralization of artificial enamel lesions. *Caries Res*, 1982; 16: 201-210.
52. Tedesco TK ve ark. Effect of cariogenic challenge on bond strength of adhesive systems to sound and demineralized primary and permanent enamel. *J Adhes Dent*, 2014; 16: 421-428.
53. Bowen WH. Interpretation and use of microbiological findings in dental caries. *Oral Microbiol Immunol*, 1986; 1(1): 82-86.
54. Stookey GK ve ark. Animal caries models for evaluating fluoride dentifrices. *Adv Dent Res*, 1995; 9: 198-207; discussion 208-213.
55. Featherstone JD, Zero DT. An in situ model for simultaneous assessment of inhibition of demineralization and enhancement of remineralization. *J Dent Res*, 1992; 71 Spec No: 804-810.
56. Dijkman GE, Arends J. Secondary caries in situ around fluoride-releasing light-curing composites: a quantitative model investigation on four materials with a fluoride content between 0 and 26 vol%. *Caries Res*, 1992; 26: 351-357.
57. Zero DT. In situ caries models. *Adv Dent Res*, 1995; 9: 214-230; discussion 214-231.
58. O'Reilly MM, Featherstone JD. Demineralization and remineralization around orthodontic appliances: an in vivo study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 1987; 92: 33-40.
59. Dayangaç GB. *Kompozit Restorasyonlar*, 1. Baskı. İstanbul, Quintessence Yayıncılık, 2011.
60. Kazak M, Dönmez N. Development of dentin bonding systems from past to present. *Bezmialem Sci*, 2019; 7(4):322-330.
61. O'Brien JW. *Dental materials and their selection*. Chicago, Quintessence Pub, 2002.

62. Van Noort R. Introduction to Dental Materials. 4. Baskı. St. Louis, Elsevier Health Sciences, 2013.
63. Ritter AV ve ark. Sturdevant's Art & Science of Operative Dentistry. 7. Baskı. St. Louis, Elsevier Health Sciences, 2019.
64. West NX, Joiner A. Enamel mineral loss. J Dent, 2014; 42 Suppl 1: S2-11.
65. Van Meerbeek B ve ark. Bonding to enamel and dentin. In: Summitt JB, Robbins JW, Hilton TJ, Schwartz RS (editörler). Fundamentals of Operative Dentistry. 3. Baskı. Chicago, Quintessence Publishing, 2006:183-260.
66. Eliades G ve ark. Dental hard tissues and bonding. Cham, Springer, 2005: 1.
67. Gupta ve ark. Dentin bonding agents: An overview. J Adv Med Dent Sci Res, 2014; 2: 82-84.
68. Pashley DH ve ark. State of the art etch-and-rinse adhesives. Dent Mater, 2011; 27: 1-16.
69. Takamizawa T ve ark. SEM observation of novel characteristic of the dentin bond interfaces of universal adhesives. Dent Mater, 2019; 35: 1791-1804.
70. Swift EJ Jr. Dentin/enamel adhesives: review of the literature. Pediatr Dent, 2002; 24: 456-461.
71. Garberoglio R, Brannstrom M. Scanning electron microscopic investigation of human dentinal tubules. Arch Oral Biol, 1976; 21: 355-362.
72. Pashley DH ve ark. Scanning electron microscopy of the substructure of smear layers in human dentine. Arch Oral Biol, 1988; 33: 265-270.
73. Sofan E ve ark. Classification review of dental adhesive systems: From the IV generation to the universal type. Ann Stomatol, 2017; 8: 1.
74. Alomari QD ve ark. Effect of liners on cusp deflection and gap formation in composite restorations. Oper Dent, 2001; 26: 406-411.
75. Cardenas AFM ve ark. Impact of pH and application time of meta-phosphoric acid on resin-enamel and resin-dentin bonding. J Mech Behav Biomed Mater, 2018; 78: 352-361.
76. Kimmes NS ve ark. Adhesive bond strengths to enamel and dentin using recommended and extended treatment times. Oper Dent, 2010; 35: 112-119.

77. Wang Y, Spencer P. Effect of acid etching time and technique on interfacial characteristics of the adhesive-dentin bond using differential staining. *Eur J Oral Sci*, 2004; 112: 293-299.
78. Kakar S ve ark. Dentine bonding agents I: complete classification—a review. *World J Dent*, 2011; 2:367-370.
79. Sezinando A. Looking for the ideal adhesive—a review. *Rev Port Estomatol Cir Maxilofac*, 2014; 55:194-206.
80. Tekçe N. Matriks metalloproteinaz (MMPs) enzimlerinin adezivlerin bağlanma etkinliği üzerindeki rolü. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*, 2014; 24:326-335.
81. Heymann H ve ark. *Sturdevant's art and science of operative dentistry*. 6. Baskı. St. Louis, Elsevier Health Sciences, 2012.
82. Van Meerbeek B ve ark. Adhesives and cements to promote preservation dentistry. *Oper Dent*, 2001; 26:119-144.
83. Mine A ve ark. TEM characterization of a silorane composite bonded to enamel/dentin. *Dent Mater*, 2010; 26: 524-532.
84. Pashley DH ve ark. Regional resistances to fluid flow in human dentine in vitro. *Arch Oral Biol*, 1978; 23: 807-810.
85. Suyama Y ve ark. Potential smear layer interference with bonding of self-etching adhesives to dentin. *J Adhes Dent*, 2013; 15: 317-324.
86. Yoshihara K ve ark. Nanolayering of phosphoric acid ester monomer on enamel and dentin. *Acta Biomater*, 2011; 7: 3187-3195.
87. Swift EJ, Triolo PT. Bond strengths of Scotchbond Multi-Purpose to moist dentin and enamel. *Am J Dent*, 1992; 5(6): 318-320.
88. Kanca J. Effect of resin primer solvents and surface wetness on resin composite bond strength to dentin. *Am J Dent*, 1992; 5(4): 213-215.
89. Kanca J. Resin bonding to wet substrate. 1. Bonding to dentin. *Quintessence Int*, 1992; 23(1): 39-41.
90. Barkmeier WW ve ark. Shear bond strength to dentin and Ni-Cr-Be alloy with the All-Bond universal adhesive system. *J Esthet Dent*, 1992; 3(4): 148-153.
91. Perdigão J ve ark. Morphological field emission-SEM study of the effect of six phosphoric acid etching agents on human dentin. *Dent Mater*, 1996; 12(4): 262-271.

92. Van Meerbeek B ve ark. From Buonocore's pioneering acid-etch technique to self-adhering restoratives. A status perspective of rapidly advancing dental adhesive technology. *J Adhes Dent*, 2020; 22(1): 7-34.
93. Van Meerbeek B ve ark. Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems. *J Dent Res*, 1992; 71: 1530-1540.
94. Kidd E ve ark. Infected dentine revisited. *Dent Update*, 2015; 42: 802-806, 808-809.
95. Peumans M ve ark. A 13-year clinical evaluation of two three-step etch-and-rinse adhesives in non-carious class-V lesions. *Clin Oral Investig*, 2012; 16: 129-137.
96. Van Meerbeek B ve ark. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent*, 2003; 28(1): 215-235.
97. Perdigão J ve ark. In vitro bonding performance of all-in-one adhesives. Part I: microtensile bond strengths. *J Adhes Dent*, 2006; 8: 367-373.
98. Lopes GC ve ark. Shear bond strength of acetone-based one-bottle adhesive systems. *Braz Oral Res*, 2003; 17: 39-43.
99. Inoue S ve ark. Microtensile bond strength of eleven contemporary adhesives to dentin. *J Adhes Dent*, 2001; 3: 237-245.
100. van Dijken JW. Clinical evaluation of three adhesive systems in class V non-carious lesions. *Dent Mater*, 2000; 16: 285-291.
101. Inoue S ve ark. Microtensile bond strength of eleven contemporary adhesives to enamel. *Am J Dent*, 2003; 16: 329-334.
102. Armstrong SR ve ark. Microtensile bond strength of a total-etch 3-step, total-etch 2-step, self-etch 2-step, and a self-etch 1-step dentin bonding system through 15-month water storage. *J Adhes Dent*, 2003; 5: 47-56.
103. De Munck J ve ark. Meta-analytical review of parameters involved in dentin bonding. *J Dent Res*, 2012; 91: 351-357.
104. Sundfeld RH ve ark. Hybrid layer thickness and resin tag length of a self-etching adhesive bonded to sound dentin. *J Dent*, 2005; 33: 675-681.
105. Watanabe T ve ark. Effect of prior acid etching on bonding durability of single-step adhesives. *Oper Dent*, 2008; 33: 426-433.
106. Strydom C. Self-etching adhesives: review of adhesion to tooth structure part I. *SADJ*, 2004; 59: 413, 415-417, 419.
107. Tay FR, Pashley DH. Have dentin adhesives become too hydrophilic? *J Can Dent Assoc*, 2003; 69: 726-731.

108. Fukuoka A ve ark. Hydrolytic stability of one-step self-etching adhesives bonded to dentin. *J Adhes Dent*, 2011; 13: 243-248.
109. Tay FR ve ark. Single-step, self-etch adhesives behave as permeable membranes after polymerization. Part II: Silver tracer penetration evidence. *Am J Dent*, 2004; 17: 315-322.
110. Van Landuyt KL ve ark. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials*, 2007; 28: 3757-3785.
111. Van Landuyt KL ve ark. Monomer-solvent phase separation in one-step self-etch adhesives. *J Dent Res*, 2005; 84: 183-188.
112. Giannini M ve ark. Self-etch adhesive systems: a literature review. *Braz Dent J*, 2015; 26: 3-10.
113. Tay FR ve ark. Single-step adhesives are permeable membranes. *J Dent*, 2002; 30: 371-382.
114. Ito S ve ark. Effects of multiple coatings of two all-in-one adhesives on dentin bonding. *J Adhes Dent*, 2005; 7: 133-141.
115. Van Meerbeek B ve ark. Relationship between bond strength tests and clinical outcomes. *Dent Mater*, 2010; 26: e100-121.
116. Tjäderhane L ve ark. Strategies to prevent hydrolytic degradation of the hybrid layer-A review. *Dent Mater*, 2013; 29: 999-1011.
117. Van Meerbeek B ve ark. State of the art of self-etch adhesives. *Dent Mater*, 2011; 27: 17-28.
118. De Munck J ve ark. Effect of water storage on the bonding effectiveness of 6 adhesives to Class I cavity dentin. *Oper Dent*, 2006; 31: 456-465.
119. Yoshida Y ve ark. Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *J Dent Res*, 2004; 83: 454-458.
120. Sekhri S ve ark. Tensile Bond Strength of Self Adhesive Resin Cement After Various Surface Treatment of Enamel. *J Clin Diagn Res*, 2016; 10: ZC01-ZC04.
121. Van Landuyt KL ve ark. Technique sensitivity of water-free one-step adhesives. *Dent Mater*, 2008; 24: 1258-1267.
122. Carvalho RM ve ark. A challenge to the conventional wisdom that simultaneous etching and resin infiltration always occurs in self-etch adhesives. *Biomaterials*, 2005; 26: 1035-1042.
123. De Munck J ve ark. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res*, 2005; 84: 118-132.

124. Mine A ve ark. Enamel smear compromises bonding by mild self-etch adhesives. *J Dent Res*, 2010; 89: 1505-1509.
125. McLean DE ve ark. Enamel bond strength of new universal adhesive bonding agents. *Oper Dent*, 2015; 40: 410-417.
126. Muñoz MA ve ark. Immediate bonding properties of universal adhesives to dentine. *J Dent*, 2013; 41: 404-411.
127. Loguercio AD ve ark. Does active application of universal adhesives to enamel in self-etch mode improve their performance? *J Dent*, 2015; 43: 1060-1070.
128. Muñoz MA ve ark. In vitro longevity of bonding properties of universal adhesives to dentin. *Oper Dent*, 2015; 40: 282-292.
129. Cuevas-Suarez CE ve ark. Bonding performance of universal adhesives: an updated systematic review and meta-analysis. *J Adhes Dent*, 2019; 21: 7-26.
130. Jäggi M ve ark. Shear bond strength of universal adhesives to human enamel. *J Esthet Restor Dent*, 2024; 36: ePub ahead of print.
131. Marchesi G ve ark. Adhesive performance of a multi-mode adhesive system: 1 year in vitro study. *J Dent*, 2014; 42: 603-612.
132. Ferreira F, Bedran-Russo AK ve ark. Bond strength of universal adhesives to dentin: a systematic review and meta-analysis. *Polymers*, 2021; 13: 814.
133. Nagarkar S ve ark. Universal dental adhesives: Current status, laboratory testing, and clinical performance. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 2019; 107: 2121-2131.
134. Moritake N ve ark. Effect of Active Application on Bond Durability of Universal Adhesives. *Oper Dent*, 2019; 44: 188-199.
135. Thanatvarakorn O ve ark. Effect of scrubbing technique with mild self-etching adhesives on dentin bond strengths and nanoleakage expression. *J Adhes Dent*, 2016; 18:197-204.
136. Wang T, Nikaido T, Nakabayashi N. Photocure bonding agent containing phosphoric methacrylate. *Dent Mater*, 1991; 7(1): 59-62.
137. Fukegawa D ve ark. Chemical interaction of phosphoric acid ester with hydroxyapatite. *J Dent Res*, 2006; 85: 941-944.
138. Van Landuyt KL ve ark. Influence of the chemical structure of functional monomers on their adhesive performance. *J Dent Res*, 2008; 87: 757-761.
139. Alex G. Universal adhesives: the next evolution in adhesive dentistry? *Compend Contin Educ Dent*, 2015; 36: 15-26, 28, 40.

140. Kadoma Y. Surface treatment agent for dental metals using a thiirane monomer and a phosphoric acid monomer. *Dent Mater J*, 2002; 21: 156-169.
141. Chen L ve ark. Bonding of primed zirconia ceramics: evidence of chemical bonding and improved bond strengths. *Am J Dent*, 2012; 25: 103-108.
142. Lawson NC ve ark. Two-year clinical trial of a universal adhesive in total-etch and self-etch mode in non-carious cervical lesions. *J Dent*, 2015; 43: 1229-1234.
143. Tian F ve ark. Paucity of nanolayering in resin-dentin interfaces of MDP-based adhesives. *J Dent Res*, 2016; 95: 380-387.
144. Moszner N ve ark. Chemical aspects of self-etching enamel-dentin adhesives: a systematic review. *Dent Mater*, 2005; 21: 895-910.
145. Yoshida Y ve ark. HEMA inhibits interfacial nano-layering of the functional monomer MDP. *J Dent Res*, 2012; 91: 1060-1065.
146. Nakabayashi N, Takarada K. Effect of HEMA on bonding to dentin. *Dent Mater*, 1992; 8: 125-130.
147. Pashley EL ve ark. Effects of HEMA on water evaporation from water-HEMA mixtures. *Dent Mater*, 1998; 14: 6-10.
148. Perdigão J ve ark. Immediate adhesive properties to dentin and enamel of a universal adhesive associated with a hydrophobic resin coat. *Oper Dent*, 2014; 39: 489-499.
149. Tanumiharja M ve ark. Microtensile bond strengths of seven dentin adhesive systems. *Dent Mater*, 2000; 16: 180-187.
150. Yesilyurt C, Bulucu B. Bond strength of total-etch and self-etch dentin adhesive systems on peripheral and central dentinal tissue: a microtensile bond strength test. *J Contemp Dent Pract*, 2006; 7: 26-36.
151. Al-Salehi SK, Burke FJ. Methods used in dentin bonding tests: an analysis of 50 investigations on bond strength. *Quintessence Int*, 1997; 28: 717-723.
152. Shimada Y, Tagami J. Effects of regional enamel and prism orientation on resin bonding. *Oper Dent*, 2003; 28: 20-27.
153. Poitevin A ve ark. Critical analysis of the influence of different parameters on the microtensile bond strength of adhesives to dentin. *J Adhes Dent*, 2008; 10: 7-16.
154. International Organization for Standardization. ISO/TS 11405: Dental materials—Testing of adhesion to tooth structure. Geneva: ISO; 2003.

155. Leinfelder KF. Dentin adhesives for the twenty-first century. *Dent Clin North Am*, 2001; 45: 1-6.
156. Swift EJ Jr. ve ark. Shear bond strengths of resin-modified glass-ionomer restorative materials. *Oper Dent*, 1995; 20: 138-143.
157. Armstrong S ve ark. Adhesion to tooth structure: a critical review of "micro" bond strength test methods. *Dent Mater*, 2010; 26: e50-62.
158. De Munck J ve ark. Testing bond strength: a review of the literature. *Dent Mater*, 2009; 25: 976-993.
159. Braga RR ve ark. Adhesion to tooth structure: a critical review of "macro" test methods. *Dent Mater*, 2010; 26: e38-49.
160. Sano H ve ark. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength--evaluation of a micro-tensile bond test. *Dent Mater*, 1994; 10: 236-240.
161. Sakaguchi RL, Powers JM. *Craig's Restorative Dental Materials*, 14th ed. St. Louis, Elsevier Health Sciences, 2019.
162. Bancroft JD, Stevens A. *Theory and Practice of Histological Techniques*, 4th ed. New York, Churchill Livingstone, 1996.
163. Sano H ve ark. Comparative SEM and TEM observations of nanoleakage within the hybrid layer. *Oper Dent*, 1995; 20: 160-167.
164. Yanez MJ, Barbosa SE. Changes in particle area measurements due to SEM accelerating voltage and magnification. *Microsc Res Tech*, 2003; 61: 463-468.
165. Armstrong SR ve ark. Microtensile bond strength testing and failure analysis of two dentin adhesives. *Dent Mater*, 1998; 14: 44-50.
166. Schmidt P ve ark. Investigations of the hydrophobic and hydrophilic interactions in polymer-water systems by ATR-FTIR and Raman spectroscopy. *Vib Spectrosc*, 2006; 42: 278-283.
167. Moraes LG ve ark. Infrared spectroscopy: a tool for determination of the degree of conversion in dental composites. *J Appl Oral Sci*, 2008; 16: 145-149.
168. Oréfiçe RL ve ark. In situ evaluation of the polymerization kinetics and corresponding evolution of the mechanical properties of dental composites. *Polym Test*, 2003; 22: 77-81.
169. Aguiar TR ve ark. Influence of curing mode and time on degree of conversion of one conventional and two self-adhesive resin cements. *Oper Dent*, 2010; 35: 295-299.

170. Kopperud HM ve ark. Effect of short LED lamp exposure on wear resistance, residual monomer and degree of conversion for Filtek Z250 and Tetric EvoCeram composites. *Dent Mater*, 2013; 29: 824-834.
171. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent*, 1999; 27: 89-99.
172. Nelsen RJ ve ark. Fluid exchange at the margins of dental restorations. *J Am Dent Assoc*, 1952; 44: 288-295.
173. Amaral FL ve ark. Assessment of in vitro methods used to promote adhesive interface degradation: a critical review. *J Esthet Restor Dent*, 2007; 19: 340-353; discussion 354.
174. Palmer DS ve ark. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *J Prosthet Dent*, 1992; 67: 325-327.
175. Dos Santos PA ve ark. Shear bond strength of adhesive systems to enamel and dentin: thermocycling influence. *J Mater Sci Mater Med*, 2005; 16: 727-732.
176. Ernst CP ve ark. In vivo validation of the historical in vitro thermocycling temperature range for dental materials testing. *Clin Oral Investig*, 2004; 8: 130-138.
177. Barclay CW ve ark. Intra-oral temperatures during function. *J Oral Rehabil*, 2005; 32: 886-894.
178. Ernst CP ve ark. Marginal integrity of different resin-based composites for posterior teeth: an in vitro dye-penetration study on eight resin-composite and compomer/adhesive combinations with a particular look at the additional use of flow-composites. *Dent Mater*, 2002; 18: 351-358.
179. De Munck J ve ark. Micro-tensile bond strength of adhesives bonded to Class-I cavity-bottom dentin after thermo-cycling. *Dent Mater*, 2005; 21: 999-1007.
180. Abdalla AI, Feilzer AJ. Four-year water degradation of a total-etch and two self-etching adhesives bonded to dentin. *J Dent*, 2008; 36: 611-617.
181. Shono Y ve ark. Durability of resin-dentin bonds. *J Adhes Dent*, 1999; 1: 211-218.
182. Musanje L, Darvell BW. Aspects of water sorption from the air, water and artificial saliva in resin composite restorative materials. *Dent Mater*, 2003; 19: 414-422.
183. Frankenberger R ve ark. Evaluation of the fatigue behavior of the resin-dentin bond with the use of different methods. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 2003; 67: 712-721.

184. Wendlinger M ve ark. Effect of the absence of HEMA on the bonding properties of universal adhesive systems containing 10-MDP: an in vitro study. *Oper Dent*, 2023; 48: 500-512.
185. Kunawarote S ve ark. Effect of dentin pretreatment with mild acidic HOCl solution on microtensile bond strength and surface pH. *J Dent*, 2010; 38: 261-268.
186. Özcan M ve ark. Effect of surface conditioning methods on the microtensile bond strength of resin composite to composite after aging conditions. *Dent Mater*, 2007; 23: 1276-1282.
187. Perdigão J, Geraldeli S. Bonding characteristics of self-etching adhesives to intact versus prepared enamel. *J Esthet Restor Dent*, 2003; 15: 32-41; discussion 42.
188. Kambara K ve ark. Effect of smear layer treatment on dentin bond strength of self-adhesive cements. *Dent Mater J*, 2012; 31: 980-987.
189. Hasiija P ve ark. Deproteinizing agents as an effective enamel bond enhancer—an in vitro study. *J Clin Pediatr Dent*, 2017; 41: 280-283.
190. Collares FM ve ark. Discrepancies in degree of conversion measurements by FTIR. *Braz Oral Res*, 2013; 27: 453-454.
191. Moll K ve ark. In vitro comparison of dentin bonding systems: effect of testing method and operator. *Quintessence Int*, 2004; 35: 845-852.
192. Nikaido T ve ark. Evaluation of thermal cycling and mechanical loading on bond strength of a self-etching primer system to dentin. *Dent Mater*, 2002; 18: 269-275.
193. Perdigão J. Dentin bonding—variables related to the clinical situation and the substrate treatment. *Dent Mater*, 2010; 26: e24-e37.
194. Burrow MF ve ark. Bond strength to crown and root dentin. *Am J Dent*, 1996; 9: 223-229.
195. Krifka S ve ark. Bond strength of adhesive systems to dentin and enamel: human vs. bovine primary teeth in vitro. *Dent Mater*, 2008; 24: 888-894.
196. Lopes MB ve ark. Comparative study of the dental substrate used in shear bond strength tests. *Pesqui Odontol Bras*, 2003; 17: 171-175.
197. Soares L ve ark. Human and bovine dentin composition and its hybridization mechanism assessed by FT-Raman spectroscopy. *J Spectrosc*, 2013; 2013: 210671.
198. Harnirattisai C ve ark. Interfacial morphology of an adhesive composite resin and etched caries-affected dentin. *Oper Dent*, 1992; 17: 222-228.
199. Nakajima M ve ark. Tensile bond strength and SEM evaluation of caries-affected dentin using dentin adhesives. *J Dent Res*, 1995; 74: 1679-1688.

200. Marshall GW ve ark. The dentin substrate: structure and properties related to bonding. *J Dent*, 1997; 25: 441-458.
201. Al-Zain AO ve ark. Impact of storage conditions on the fracture reliability and physical properties of a dental resin-based composite. *Braz Oral Res*, 2024; 38: e062.
202. Pashley EL ve ark. Comparison of in vivo and in vitro bonding of composite resin to the dentin of canine teeth. *J Dent Res*, 1988; 67: 467-470.
203. El Mourad AM. Assessment of bonding effectiveness of adhesive materials to tooth structure using bond strength test methods: a review of literature. *Open Dent J*, 2018; 12: 664-678.
204. Retief D. Standardizing laboratory adhesion tests. *Am J Dent*, 1991; 4: 231-236.
205. Saikaew P ve ark. The effect of dentine surface preparation and reduced application time of adhesive on bonding strength. *J Dent*, 2016; 47: 63-70.
206. Klein-Junior CA ve ark. Evaporating solvents with a warm air-stream: effects on adhesive layer properties and resin–dentin bond strengths. *J Dent*, 2008; 36: 618-625.
207. Pegado REF ve ark. Effect of different bonding strategies on adhesion to deep and superficial permanent dentin. *Eur J Dent*, 2010; 4: 110-117.
208. Wang Y ve ark. Comparison of interfacial characteristics of adhesive bonding to superficial versus deep dentine using SEM and staining techniques. *J Dent*, 2006; 34: 26-34.
209. Prati C, Pashley DH. Dentin wetness, permeability and thickness and bond strength of adhesive systems. *Am J Dent*, 1992; 5: 33-38.
210. Reis AF ve ark. The effect of organic solvents on one-bottle adhesives' bond strength to enamel and dentin. *Oper Dent*, 2003; 28: 700-706.
211. Özyeşil A ve ark. İki farklı bağlanma dayanımı testinin karşılaştırılması (mikroshear ve mikrotensile). *SÜ Dişhek Fak Derg*, 2009; 18: 118-121.
212. Cardoso PE ve ark. Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. *Dent Mater*, 1998; 14: 394-398.
213. Ikemura K, Endo T. Recent advances in dental adhesives and adhesive monomers. *Dent Mater J*, 2010; 29(2): 109-121.
214. Wang R ve ark. Adhesive interfacial characteristics and the related bonding performance of four self-etching adhesives with different functional monomers applied to dentin. *J Dent*, 2017; 62: 72-80.
215. Arandi SZ ve ark. The classification and selection of adhesive agents: an overview for the general dentist. *Clin Cosmet Investig Dent*, 2023; 15: 165-180.

216. Sideridou I ve ark. Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials*, 2002; 23: 1819-1829.
217. van Dijken JW. A randomized controlled 5-year prospective study of two HEMA-free adhesives, a 1-step self etching and a 3-step etch-and-rinse, in non-carious cervical lesions. *Dent Mater*, 2013; 29: e271-280.
218. Van Landuyt KL ve ark. Five-year clinical performance of a HEMA-free one-step self-etch adhesive in noncarious cervical lesions. *Clin Oral Investig*, 2014; 18: 1045-1052.
219. Burrow MF, Tyas MJ. Comparison of two all-in-one adhesives bonded to non-carious cervical lesions-results at 3 years. *Clin Oral Investig*, 2012; 16: 1089-1094.
220. Kubo S ve ark. Two-year clinical evaluation of one-step self-etch systems in non-carious cervical lesions. *J Dent*, 2009; 37: 149-155.
221. da Silva TSP ve ark. Do HEMA-free adhesive systems have better clinical performance than HEMA-containing systems in noncarious cervical lesions? A systematic review and meta-analysis. *J Dent*, 2018; 74: 1-14.
222. Chang JC ve ark. 4-META use in dentistry: a literature review. *J Prosthet Dent*, 2002; 87: 216-224.
223. Nakabayashi N ve ark. Dentin adhesion of modified 4-META/MMA-TBB resin: function of HEMA. *Dent Mater*, 1992; 8: 259-264.
224. Nakabayashi N, Hiranuma K. Effect of etchant variation on wet and dry dentin bonding primed with 4-META/acetone. *Dent Mater*, 2000; 16: 274-279.
225. Fujisawa S, Ito S. ¹H-NMR studies of the interaction of dental adhesive monomer 4-META with calcium. *Dent Mater J*, 1999; 18(1): 54-62.
226. Hosoya Y, Tay FR. Bonding ability of 4-META self-etching primer used with 4-META/MMA-TBB resin to enamel and dentine: primary vs permanent teeth. *J Dent*, 2014; 42: 425-431.
227. Nikaido T ve ark. Effect of functional monomers in all-in-one adhesive systems on formation of enamel/dentin acid-base resistant zone. *Dent Mater*, 2011; 30: 576-582.
228. Inoue S. Adhesion mechanism of self-etching adhesives. In: *Advanced Adhesive Dentistry, Proceedings of the 3rd International Kuraray Symposium, Granada, Spain, Dec 3-4, 1999*. Grafiche Erredue, 2000.
229. Brackett WW ve ark. One-year clinical performance of a self-etching adhesive in class V resin composites cured by two methods. *Oper Dent*, 2002; 27: 218-222.

230. Perdigão J ve ark. In vitro bonding performance of self-etch adhesives: II—ultramorphological evaluation. *Oper Dent*, 2008; 33: 534-549.
231. Sato T ve ark. Update on enamel bonding strategies. *Front Dent Med*, 2021; 2: 666379.
232. Van Meerbeek B ve ark. *Fundamentals of Operative Dentistry: A Contemporary Approach*. Chicago, Quintessence Publishing, 1996.
233. Koshiro K ve ark. New concept of resin-dentin interfacial adhesion: the nanointeraction zone. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 2006; 77: 401-408.
234. Ermis RB ve ark. Bond strength of self-etch adhesives to dentin prepared with three different diamond burs. *Dent Mater*, 2008; 24: 978-985.
235. Cardoso MV ve ark. Influence of dentin cavity surface finishing on micro-tensile bond strength of adhesives. *Dent Mater*, 2008; 24: 492-501.
236. Lima Gda S ve ark. Influence of water concentration in an experimental self-etching primer on the bond strength to dentin. *J Adhes Dent*, 2008; 10: 167-172.
237. Reis A ve ark. Effect of smear layer thickness and acidity of self-etching solutions on early and long-term bond strength to dentin. *J Dent*, 2005; 33: 549-559.
238. Hiraishi N ve ark. Water concentration in self-etching primers affects their aggressiveness and bonding efficacy to dentin. *J Dent Res*, 2005; 84: 653-658.
239. Kenshima S ve ark. Effect of smear layer thickness and pH of self-etching adhesive systems on the bond strength and gap formation to dentin. *J Adhes Dent*, 2005; 7: 117-126
240. Moura SK ve ark. Does the acidity of self-etching primers affect bond strength and surface morphology of enamel? *J Adhes Dent*, 2006; 8: 75-83.
241. Margvelashvili M ve ark. In vitro evaluation of bonding effectiveness to dentin of all-in-one adhesives. *J Dent*, 2010; 38: 106-112.
242. Hatirli H, Yerliyurt K. Effect of Clinically Relevant Smear Layers and pH of Universal Adhesives on Dentin Bond Strength and Durability. *J Adhes Dent*, 2022; 24: 87-94.
243. Hashimoto M ve ark. In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years. *J Dent Res*, 2000; 79: 1385-1391.
244. Hashimoto M ve ark. SEM and TEM analysis of water degradation of human dentinal collagen. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 2003; 66: 287-298.
245. Tay FR ve ark. Water treeing in simplified dentin adhesives--deja vu? *Oper Dent*, 2005; 30: 561-579.

246. De Munck J ve ark. Inhibition of enzymatic degradation of adhesive-dentin interfaces. *J Dent Res*, 2009; 88: 1101-1106.
247. Hashimoto M ve ark. In vitro degradation of resin-dentin bonds analyzed by microtensile bond test, scanning and transmission electron microscopy. *Biomaterials*, 2003; 24: 3795-3803.
248. Da Rosa WLDO ve ark. Bond strength of universal adhesives: a systematic review and meta-analysis. *J Dent*, 2015; 43: 765-776.
249. Chen H ve ark. Comparison of bond strength of universal adhesives using different etching modes: A systematic review and meta-analysis. *Dent Mater*, 2022; 41: 1-10.
250. Giacomini MC ve ark. Profile of a 10-MDP-based universal adhesive system associated with chlorhexidine: Dentin bond strength and in situ zymography performance. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2020; 110: 103925.
251. Ahmed MH ve ark. Quick bonding using a universal adhesive. *Clin Oral Investig*, 2020; 24: 2837-2851.
252. Cardoso GCd ve ark. Bond stability of universal adhesives applied to dentin using etch-and-rinse or self-etch strategies. *Braz Dent J*, 2019; 30: 467-475.
253. Joves GJ ve ark. Mineral density, morphology and bond strength of natural versus artificial caries-affected dentin. *Dent Mater*, 2013; 32: 138-143.
254. Marquezan M ve ark. Artificial methods of dentine caries induction: A hardness and morphological comparative study. *Arch Oral Biol*, 2009; 54: 1111-1117.
255. Peris AR ve ark. Adhesive systems and secondary caries formation: Assessment of dentin bond strength, caries lesions depth and fluoride release. *Dent Mater*, 2007; 23: 308-316.
256. Karadas M ve ark. The role of etching protocols on bond strength of universal adhesives applied to caries affected dentin: a systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Investig*, 2024; 28: 683.
257. Sonoda H ve ark. An in vitro investigation of microtensile bond strengths of two dentine adhesives to caries-affected dentine. *J Dent*, 2005; 33: 335-342.
258. Omar H ve ark. Microtensile bond strength of resin composite bonded to caries-affected dentin with three adhesives. *Oper Dent*, 2007; 32: 24-30.
259. Nakajima M ve ark. Effect of moist vs. dry bonding to normal vs. caries-affected dentin with Scotchbond Multi-Purpose Plus. *J Dent Res*, 1999; 78: 1298-1303.
260. Scholtanus JD ve ark. Microtensile bond strength of three simplified adhesive systems to caries-affected dentin. *J Adhes Dent*, 2010; 12: 273-278.

261. Ceballos L ve ark. Microtensile bond strength of total-etch and self-etching adhesives to caries-affected dentine. *J Dent*, 2003; 31: 469-477.
262. Follak AC ve ark. The impact of artificially caries-affected dentin on bond strength of multi-mode adhesives. *J Conserv Dent*, 2018; 21: 136-141.
263. Ekambaram M ve ark. Bonding of resin adhesives to caries-affected dentin—a systematic review. *Int J Adhes Adhes*, 2015; 61: 23-34.
264. Isolan CP ve ark. Bonding to Sound and Caries-Affected Dentin: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Adhes Dent*, 2018; 20: 7-18.
265. Martos R ve ark. Comparative Analysis of Bond Strength Durability of 10-Methacryloyloxydecyl Dihydrogen Phosphate-Containing Adhesives on a Low-Viscosity Bulk-Fill Composite Surface. *J Adhes Dent*, 2022; 24: 427-434.
266. Carrilho E ve ark. 10-MDP-based dental adhesives: adhesive interface characterization and adhesive stability-a systematic review. *Materials (Basel)*, 2019; 12(5): 790.
267. Dayem RN, Tameesh MA. A new concept in hybridization: Bromelain enzyme for deproteinizing dentin before application of adhesive system. *Contemp Clin Dent*, 2013; 4: 421-426.
268. Spencer P ve ark. Interfacial chemistry of the dentin/adhesive bond. *J Dent Res*, 2000; 79: 1458-1463.
269. Edgar S ve ark. Effects of collagen-derived bioactive peptides and natural antioxidant compounds on proliferation and matrix protein synthesis by cultured normal human dermal fibroblasts. *Sci Rep*, 2018; 8(1): 10474.
270. Daood U ve ark. In vitro analysis of riboflavin-modified, experimental, two-step etch-and-rinse dentin adhesive: Fourier transform infrared spectroscopy and micro-Raman studies. *Int J Oral Sci*, 2015; 7: 110-124.
271. Firouzmandi M ve ark. Effect of Silver Diamine Fluoride and Proanthocyanidin on Mechanical Properties of Caries-Affected Dentin. *Eur J Dent*, 2019; 13: 255-260.
272. Nakajima M ve ark. Elemental distributions and microtensile bond strength of the adhesive interface to normal and caries-affected dentin. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 2005; 72: 268-275.
273. Marshall GW ve ark. Nanomechanical properties of hydrated carious human dentin. *J Dent Res*, 2001; 80: 1768-1771.
274. Vidmar J ve ark. Assessment of the dentin–pulp complex response to caries by ADC mapping. *NMR Biomed*, 2012; 25(9): 1056-1062.

275. Yazici AR ve ark. Bond strength of a self-etching adhesive system to caries-affected dentin. *Oper Dent*, 2004; 29: 176-181.
276. Lohbauer U ve ark. Resin tags do not contribute to dentin adhesion in self-etching adhesives. *J Adhes Dent*, 2008; 10: 97-103.
277. Catalbas B ve ark. Effects of thermocycling on the degree of cure of two lingual retainer composites. *Dent Mater J*, 2010; 29: 41-46.
278. El-Araby AM, Talic YF. The effect of thermocycling on the adhesion of self-etching adhesives on dental enamel and dentin. *J Contemp Dent Pract*, 2007; 8: 17-24.
279. Youngson CC, Barclay CW. A pilot study of intraoral temperature changes. *Clin Oral Investig*, 2000; 4: 183-189.
280. Leloup G ve ark. Meta-analytical review of factors involved in dentin adherence. *J Dent Res*, 2001; 80: 1605-1614.
281. International Organization for Standardization. ISO 11405: Dental materials—testing of adhesion to tooth structure. Geneva, Switzerland, ISO, 2015.
282. Miyazaki M ve ark. Influence of thermal cycling on dentin bond strength of two-step bonding systems. *Am J Dent*, 1998; 11: 118-122.
283. Watts DC ve ark. Thermal diffusivity of composite restorative materials. *J Dent Res*, 1987; 66: 1576-1578.
284. Xie B ve ark. Microtensile bond strength of thermally stressed composite-dentin bonds mediated by one-bottle adhesives. *Am J Dent*, 2002; 15: 177-184.
285. Kitahara S ve ark. Dentin bonding durability of four different recently introduced self-etch adhesives. *Materials (Basel)*, 2024; 17(7): 1524.
286. Andrzejewska E. Photopolymerization kinetics of multifunctional monomers. *Prog Polym Sci*, 2001; 26: 605-665.
287. Burtscher P. Stability of radicals in cured composite materials. *Dent Mater*, 1993; 9: 218-221.
288. Leprince J ve ark. Kinetic study of free radicals trapped in dental resins stored in different environments. *Acta Biomater*, 2009; 5: 2518-2524.
289. Ulker M ve ark. Effect of artificial aging regimens on the performance of self-etching adhesives. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 2010; 93: 175-184.
290. Chen C ve ark. Bonding of universal adhesives to dentine—old wine in new bottles? *J Dent*, 2015; 43: 525-536.
291. Hardan L ve ark. Bond strength of universal adhesives to dentin: a systematic review and meta-analysis. *Polymers (Basel)*, 2021; 13(23): 4251.

292. Gomes IA ve ark. Aging protocols and their effects on bond strength of total-etch and self-etch adhesive systems to dentin. *Open Dent J*, 2020; 14: 91-97.
293. Tichy A ve ark. Degree of Conversion Contributes to Dentin Bonding Durability of Contemporary Universal Adhesives. *Oper Dent*, 2020; 45: 556-566.
294. Sampaio PCP ve ark. Comparative bonding ability to dentin of a universal adhesive system and monomer conversion as functions of extended light curing times and storage. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2017; 75: 41-49.
295. Bae JH ve ark. Adhesive layer properties as a determinant of dentin bond strength. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 2005; 74: 822-828.
296. Dickens SH, Cho BH. Interpretation of bond failure through conversion and residual solvent measurements and Weibull analyses of flexural and microtensile bond strengths of bonding agents. *Dent Mater*, 2005; 21: 354-364.
297. Kanehira M ve ark. Relationship between degree of polymerization and enamel bonding strength with self-etching adhesives. *J Adhes Dent*, 2006; 8: 211-216.
298. Balkaya H, Demirbuga S. Evaluation of six different one-step universal adhesive systems in terms of dentin bond strength, adhesive interface characterization, surface tension, contact angle, degree of conversion and solvent evaporation after immediate and delayed use. *J Esthet Restor Dent*, 2023; 35: 479-492.
299. Cadenaro M ve ark. Degree of conversion and permeability of dental adhesives. *Eur J Oral Sci*, 2005; 113: 525-530.
300. Navarra CO ve ark. Degree of conversion of Filtek Silorane Adhesive System and Clearfil SE Bond within the hybrid and adhesive layer: an in situ Raman analysis. *Dent Mater*, 2009; 25: 1178-1185.
301. Navarra CO ve ark. Degree of conversion of two-step etch-and-rinse adhesives: In situ micro-Raman analysis. *J Dent*, 2012; 40: 711-717.
302. Spahl W ve ark. Determination of leachable components from four commercial dental composites by gas and liquid chromatography/mass spectrometry. *J Dent*, 1998; 26: 137-145.
303. Tekçe N ve ark. Self-etch adeziv sistemlerin genel monomer yapısı. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg*, 2018; 28: 443-449.
304. Ferracane JL. Elution of leachable components from composites. *J Oral Rehabil*, 1994; 21: 441-452.
305. Franz A ve ark. Cytotoxic effects of dental bonding substances as a function of degree of conversion. *Dent Mater*, 2009; 25: 232-239.

306. Arrais CA ve ark. Degree of conversion of adhesive systems light-cured by LED and halogen light. *Braz Dent J*, 2007; 18: 54-59.
307. Sadek FT ve ark. Early and 24-hour bond strength and degree of conversion of etch-and-rinse and self-etch adhesives. *Am J Dent*, 2008; 21: 30-34.
308. Luque-Martinez IV ve ark. Effects of solvent evaporation time on immediate adhesive properties of universal adhesives to dentin. *Dent Mater*, 2014; 30: 1126-1135.
309. Garcia FC ve ark. Influence of drying time and temperature on bond strength of contemporary adhesives to dentine. *J Dent*, 2009; 37: 315-320.
310. Ikeda T ve ark. Effect of air-drying and solvent evaporation on the strength of HEMA-rich versus HEMA-free one-step adhesives. *Dent Mater*, 2008; 24: 1316-1323.
311. Bail M ve ark. Effect of air-drying on the solvent evaporation, degree of conversion and water sorption/solubility of dental adhesive models. *J Mater Sci Mater Med*, 2012; 23: 629-638.
312. Giannini M ve ark. Effects of the solvent evaporation technique on the degree of conversion of one-bottle adhesive systems. *Oper Dent*, 2008; 33: 149-154.
313. Breschi L ve ark. Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. *Dent Mater*, 2008; 24: 90-101.
314. Bedran-Russo A ve ark. An overview of dental adhesive systems and the dynamic tooth-adhesive interface. *Dent Clin North Am*, 2017; 61: 713-731.
315. Heintze SD, Zimmerli B. Relevance of in vitro tests of adhesive and composite dental materials. A review in 3 parts. Part 3: in vitro tests of adhesive systems. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*, 2011; 121: 1024-1040.
316. Loguercio AD ve ark. Comparison of intra- and intertooth resin-dentin bond strength variability. *J Adhes Dent*, 2005; 7: 151-158.

EKLER

EK-1. Özgeçmiş

Kişisel Bilgiler

Adı Soyadı: Melike BİLCE

Eğitim

Lise Batman Fen Lisesi(2015)

Lisans Ordu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi (2015-2020)

Uzmanlık Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi,
Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı (2022-2025)

Yabancı Dil Bilgisi

İngilizce

EK-2. Etik Kurul Onayı



T.C.
RECEP TAYYİP ERDOĞAN ÜNİVERSİTESİ
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurul Başkanlığı

Sayı : E-40465587-050.01.04-1365
Konu : Etik Kurul

12.02.2025

Sayın Prof. Dr. Muhammet KARADAŞ

Üniversitemiz Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kuruluna yapmış olduğunuz **“HEMA içermeyen adezivlerin uzun dönemde çürükten etkilenmiş dentine bağlantısının değerlendirilmesi”** isimli başvurunuz etik kurulumuz yönergesine göre 06.02.2025 tarihinde yapmış olduğu toplantıda incelenmiş olup, 2025/48 karar numarası ile bilimsel ve etik yönden uygun bulunmuştur.

Bilgilerinizi ve gereğini saygılarımla rica ederim.

Doç. Dr. Tahsin Gökhan TELATAR
Başkan

Bu belge, güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.

Belge Doğrulama Kodu : d48d7b358d95

Belge Takip Adresi: <http://ebys.erdogan.edu.tr/EBYS/eimzadogrulama>

Zihni Derin Yerleşkesi 53100 Merkez-RİZE
Telefon No: (0 464) 223 61 26 Faks No: (0 464) 223 53 76
e-Posta: Internet Adresi: www.erdogan.edu.tr
Kep Adresi:

Bilgi için: Burak HANKAYA
Bilgisayar İşletmeni
Telefon No:



EK-3. İntihal Raporu

melike bilce intihal

melike

intihal

Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi

Belge Ayrıntıları

Gönderi Kimliği

trnoid::1:3379815493

Gönderi Tarihi

20 Eki 2025 13:30 GMT+3

İndirme Tarihi

20 Eki 2025 13:34 GMT+3

Dosya Adı

intihal_5_.docx

Dosya Boyutu

4.6 MB

61 Sayfa

12.039 Sözcük

86.978 Karakter



Sayfa 1 / 67 - Kapak Sayfası

Gönderi Kimliği trnoid::1:3379815493



Sayfa 2 / 67 - Bütünlük Genel Bakış

Gönderi Kimliği trnoid::1:3379815493

15% Genel Benzerlik

Her veri tabanı için çıkan kaynaklar da dâhil tüm eşleşmelerin kombine toplamı.

Ön Sıradaki Kaynaklar

12% İnternet kaynakları

5% Yayınlar

4% Gönderilen çalışmalar (Öğrenci Makaleleri)

Bütünlük Bayrakları

İnceleme için 0 Bütünlük Bayrağı

Herhangi bir şüpheli metin manipülasyonu belirlenmedi.

Sistemimizin algoritmaları bir belgede, onu normal bir gönderiden ayıracak her türlü tutarlılığı derinlemesine inceler. Tuhaf bir şey fark ederseniz incelemeniz için bayrak ekleriz.

Bir Bayrak mutlaka bir sorun olduğunu göstermez. Ancak daha fazla inceleme için dikkatinizi vermenizi öneririz.