

**T.C.
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**LİGHİ VE DUAL CURE DİREKT KOMPOZİTLERİN
DENTİNE BAĞLANMASINA UNİVERSAL ADEZİV İLE
BİRLİKTE DUAL CURE AKTİVATÖR KULLANIMININ
ETKİSİ**

Dt. Ezgi ÖLÇER

**Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Uzmanlık Tezi**

**Tez Danışmanı
Prof. Dr. Yusuf Ziya BAYINDIR**

ERZURUM-2021

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

LİGH T VE DUAL CURE DİREKT KOMPOZİTLERİN DENTİNE
BAĞLANMASINA UNİVERSAL ADEZİV İLE BİRLİKTE DUAL CURE
AKTİVATÖR KULLANIMININ ETKİSİ

Dt. Ezgi ÖLÇER

Tez Savunma Tarihi : 22.04.2021

Tez Danışmanı : Prof. Dr. Yusuf Ziya BAYINDIR (Atatürk Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Yusuf Ziya BAYINDIR (Atatürk Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Nilgün SEVEN (Atatürk Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Mehmet YILDIZ (Atatürk Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Doç. Dr. Serdar BAĞLAR (Ordu Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Doç. Dr. Nurcan ÖZAKAR İLDAY (Atatürk Üniversitesi)

Onay

Bu çalışma yukarıdaki Jüri tarafından **Uzmanlık Tezi** olarak kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Abdulvahit ERDEM
Fakülte Dekanı

Uzmanlık Tezi

ERZURUM – 2021

İÇİNDEKİLER

İÇİNDEKİLER	I
TEŞEKKÜR	IV
ÖZET	V
ABSTRACT.....	VI
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	VII
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	IX
TABLolar DİZİNİ	XI
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	4
2.1. Kompozit Resinler	4
2.1.1. Kompozit Resinlerin Yapısı	4
2.1.1.1. Organik Polimer Matriks (Taşıyıcı Faz)	5
2.1.1.2. İnorganik Matriks (Dağılan Faz)	5
2.1.1.3. Ara faz (Bağlayıcı Faz)	6
2.1.2. Kompozit Resinlerin Polimerizasyonu	7
2.1.3. Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması	8
2.1.3.1. Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kompozitlerin Sınıflandırılması	9
2.2. Adezyon	10
2.3. Dental Adezivler	10
2.3.1. Mineye Bağlanma	11
2.3.2. Dentine Bağlanma.....	12
2.3.3. Adezivlerin Klinik Uygulamalarına Göre Sınıflandırılmaları	14
2.3.3.1. Total-Etch Adeziv Sistemler.....	15
2.3.3.2. Self Etch Adeziv Sistemler	18

2.3.3.3. Cam İyonomer Adeziv Sistemler.....	21
2.4. Universal Adezivler	21
2.5. Dual Cure Aktivatör.....	25
2.6. Adeziv Sistemlerin Laboratuvar Performanslarının Değerlendirilmesi	26
2.6.1. Makaslama Bağlanma Dayanıklılık Testi (Shear Bond Strenght Test).....	26
2.6.2. Gerilim Bağlanma Dayanıklılık Testi (Tensile Bond Strenght Test)	27
2.6.3. Mikromakaslama Bağlanma Dayanıklılık Testi (Microshear Bond Strenght Test)	28
2.6.4. Mikrogerilim Bağlanma Dayanıklılık Testi (Microtensile Bond Strenght Test)..	28
2.7. Bağlanma Dayanım Testleri Sırasında Meydana Gelen Kırık Tiplerinin Değerlendirilmesi.....	30
2.8. Taramalı Elektron Mikroskobu Analizleri.....	30
3. MATERYAL VE METOD	32
3.1. Dişlerin Toplanması ve Saklanması	32
3.2. Örneklerin Hazırlanması.....	32
3.3. Adeziv Sistemlerin Uygulanması	33
3.4. Örneklerle Kompozit Uygulanması	38
3.6. Kırılma Analizi	40
3.7. Taramalı Elektron Mikroskobu İle Görüntüleme	41
3.8. İstatistiksel Analiz.....	43
4. BULGULAR.....	44
4.1. Makaslama Bağlanma Dayanım Testine Ait Bulgular	44
4.2. Kırılma Analizi Bulguları	50
4.3. ESEM Bulguları.....	53
5. TARTIŞMA.....	58

6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	71
KAYNAKLAR	73
EKLER	99
EK-1. ÖZGEÇMİŞ	99
EK-2. ETİK KURUL ONAYI.....	100
EK-3. PROJE ÖZET RAPORU	102



TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince akademik bilgi ve klinik deneyimlerini benimle paylaşan, tezimin hazırlanma süresince karşılaştığım her soruna çözüm getiren ve bana yol gösteren, öğrencisi olmaktan büyük onur ve gurur duyduğum, sevgili danışman hocam Prof. Dr. Yusuf Ziya BAYINDIR'a,

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan bölümümüzün değerli öğretim üyeleri Prof. Dr. Nilgün SEVEN, Prof. Dr. Mehmet YILDIZ, Doç. Dr. Nurcan ÖZAKAR İLDAY, Doç. Dr. Pınar GÜL, Doç.Dr. Ömer SAĞSÖZ, Dr. Öğr. Üyesi Neslihan ÇELİK, Dr. Öğr. Üyesi Merve İŞCAN YAPAR'a,

Laboratuvar çalışmalarımda desteğini esirgemeyen Dr. Taha Çağrı ŞENOCAK'a ve çalışmanın istatistik sonuçlarını değerlendirmedeki katkılarından dolayı Prof. Dr. Memiş ÖZDEMİR'e,

Samimiyetin, iyi niyetin ve adalet duygusunun ne kadar önemli olduğunu öğrendiğim ve zorluklarla geçirdiğim günlerde her zaman yanımda olan, Erzurum'un bana kazandırdığı değerli dostum Arş.Gör. Pınar Yılmaz'a,

Kısa zamanda çok güzel anılar biriktirdiğimiz ve bundan sonra da biriktireceğimiz, arkadaşlıklarıyla günlerimize neşe katan, beraber çalışmaktan büyük keyif aldığım değerli arkadaşlarım Arş.Gör. İklima Gündoğdu ve Arş.Gör. İpek Çubukçu' ya, klinik bilgisiyle ve desteğiyle uzmanlık eğitimime katkı sağlayan abim Uzm. Dt. M.Emre Sönmezateş'e,

Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi'ndeki tüm mesai arkadaşlarıma ve bölüm çalışanlarımıza,

Her zaman yanımda olan, desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen canım babama ve kardeşime,

Hayatımın her döneminde sevgiyle sabırla ve inançla bana destek olan, büyük bir emek ve fedakarlıkla beni bugünlere getiren çok sevgili annem **Gonca ÖLÇER' e**

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım...

Ezgi ÖLÇER

ÖZET

Light ve Dual Cure Direkt Kompozitlerin Dentine Bağlanmasına Universal Adeziv ile Birlikte Dual Cure Aktivatör Kullanımının Etkisi

Amaç: Bu çalışmanın amacı, light cure ve dual cure kompozitlerin dentine bağlantısında, universal adezivlerin dual cure aktivatörleri ile birlikte kullanılmasının etkisini değerlendirmektir.

Materyal ve Metot: Çalışmamızda üç adet universal adeziv sistem [Prime Bond Universal (Dentsply Sirona, Milford, DE, ABD) , Clearfil Universal Bond Quick (Kuraray Noritake Dental Inc., Okuyama, Japonya) , G Premio Bond (GC Corporation, Tokyo, Japonya)] ve üç adet dual cure aktivatör [Self Cure Aktivatör (Dentsply Sirona, Milford, DE, ABD), Clearfil Dual Cure Aktivatör (Kuraray Noritake Dental Inc., Okuyama, Japonya) , G Premio Dual Cure Aktivatör (GC Corporation, Tokyo, Japonya)] kullanıldı. Kontrol grubu olarak Clearfil SE Bond (Kuraray Noritake Dental Inc., Okuyama, Japonya) kullanıldı. 130 çürüksüz insan molar dişinin minesini uzaklaştırılarak düz dentin yüzeyi elde edildi. Dişler; uygulanacak adeziv ajana göre önce üç gruba ardından adezivin polimerizasyon moduna göre dört alt gruba (light cure, dual cure, self cure, aktivatörsüz self cure) ayrıldı (n=10). Polimerizasyon moduna göre polimerize edildikten sonra adezivler kompozit tipine göre [Clearfil Majesty Posterior, Clearfil DC Core Plus Refill Dentin (Kuraray Noritake Dental Inc., Okuyama, Japonya)] iki gruba daha ayrıldı (n=5). 4 mm çapında 4mm yüksekliğinde silikon kalıplar kullanılarak kompozitler yerleştirildi. Makaslama bağlanma kuvveti, universal bir test cihazı (AGS-X, Shimadzu, Japonya) kullanılarak ölçüldü. Kaydedilen veriler varyans analizi (ANOVA) ve Tukey HSD testleri ile analiz edildi (p<0.05).

Bulgular: Bonding ajanlar, kompozitler ve polimerizasyon modları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar tespit edildi (p<0.05). Adezivin light cure modda uygulandığı dual cure kompozit örneklerinde; light cure kompozite kıyasla, PB ve CU' de anlamlı düşüş gözlenmiştir (p<0.05). Dual cure aktivatör kullanımı, dual cure kompozitin bağlanma dayanımında, PB ve CU için istatistiksel olarak anlamlı bir artış göstermemiştir (p>0.05). GP de ise bağlanma dayanımında azalma meydana gelmiştir (p>0.05). Dual cure aktivatör kullanımı, light cure kompozitle restore edilen tüm gruplarda bağlantı dayanımını azaltmıştır.

Sonuç: Universal adeziv sistemlerin dual cure aktivatörler ile birlikte kullanımı, light cure kompozitin dentine bağlanma dayanımının azalmasına neden olmuştur. Dual cure aktivatörler, dual cure kompozit ile universal adeziv arasındaki uyumsuzluğu azaltmada yeterli olmamıştır.

Anahtar Kelimeler: Dual cure aktivatör, Dual cure kompozit, Light cure kompozit, Makaslama bağlanma dayanımı, Universal adeziv

ABSTRACT

The Effect of Using Dual Cure Activator with Universal Adhesive on Bonding of Light and Dual Cure Direct Composites to Dentin

Aim: The aim of this study is to evaluate the effect of using universal adhesives with dual cure activators on the bonding of light cure and dual cure composites to dentin.

Materials and Methods: In our study, three universal adhesive systems [Prime Bond Universal (Dentsply Sirona, Milford, DE, USA), Clearfil Universal Bond Quick (Kuraray Noritake Dental Inc., Okuyama, Japan), G Premio Bond (GC Corporation, Tokyo, Japan)] and three dual cure activators [Self Cure Activator (Dentsply Sirona, Milford, DE, USA), Clearfil Dual Cure Activator (Kuraray Noritake Dental Inc., Okuyama, Japan), G Premio Dual Cure Activator (GC Corporation, Tokyo, Japan)] was used. Clearfil SE Bond (Kuraray Noritake Dental Inc., Okuyama, Japan) was used as the control group. By removing the enamel of 130 carious-free human molar teeth, a flat dentin surface was obtained. Teeth; according to the adhesive agent to be applied, they were first divided into three groups and then into four subgroups (light cure, dual cure, self cure, self cure without activator) according to the polymerization mode of the adhesive (n = 10). After polymerization according to the polymerization mode, the adhesives were further divided into two groups according to the composite type [Clearfil Majesty Posterior, Clearfil DC Core Plus Refill Dentin (Kuraray Noritake Dental Inc., Okuyama, Japan)] (n = 5). The composites were placed using silicone molds of 4 mm diameter and 4 mm height. Shear bond strength was measured using a universal tester (AGS-X, Shimadzu, Japan). The recorded data were analyzed by analysis of variance (ANOVA) and Tukey HSD tests ($p < 0.05$).

Results: Statistically significant differences were found between bonding agents, composites and polymerization modes ($p < 0.05$). In dual cure composite samples where the adhesive is applied in light cure mode; compared to light cure composite, a significant decrease was observed in PB and CU ($p < 0.05$). The use of dual cure activators did not show a statistically significant increase in the bond strength of the dual cure composite for PB and CU ($p > 0.05$). On the other hand, there was a decrease in bond strength in GP ($p > 0.05$). The use of dual cure activators reduced the bond strength in all groups restored with light cure composite.

Conclusion: Usage of universal adhesive systems with dual cure activators was decreased the bond strength of light cure composite to dentin. Dual cure activators, did not have enough effect in reducing the incompatibility between the dual cure composite with universal adhesive.

Keywords: Dual cure activator, Dual cure composite, Light cure composite, Shear bond strength, Universal adhesive

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

%	: Yüzde
4-AETA	: 4-akrilo oksietil trimellitat anhidrat
10-MDP	: 10-Metakriloksidetil dihidrojen fosfat
4-MET	: 4-metakriloksietil trimellitik asit
4-META	: 4-Metakriloksetil trimellitat anhidrit
Bis-GMA	: Bisfenol glisidil metakrilat
BPDM	: Bifenil dimetakrilat
Ca	: Kalsiyum
cm	: Santimetre
dk	: Dakika
ESEM	: Çevresel SEM- Environmental SEM
HEMA	: Hidroksietil metakrilat
ISO	: Uluslararası standardizasyon organizasyonu
keV	: Kilo elektronvolt
LED	: Light emitted diode
MAC-10	: Metakriloloksialkil asit fosfat
MDPB	: Metakriloloksidodesilpridinium bromid
MEP	: Metakriloksietil fenil hidrojen
mm	: Milimetre
mm/dk	: Milimetre/dakika
mm²	: Milimetrekare
MPa	: Megapascal
mW/cm²	: Milivolt/Santimetrekare
N	: Kuvvet

nm	: Nanometre
°C	: Santigrat derece
p	: İstatistiksel anlamlılık düzeyi
PENTA	: Fosfatlanmış penta-akrilat esteri
pH	: Bir çözeltinin asitlik veya alkalilik derecesi
Phenyl-P	: 2-fenil hidrojen fosfat
PMMA	: Polimetil metakrilat
SEM	: Taramalı elektron mikroskobu
sn	: Saniye
SPSS	: Statistical Package for the Social Sciences
std	: Standart sapma
TEGDMA	: Trietilen glikol dimetakrilat
UDMA	: Üretan dimetakrilat
µm	: Mikrometre
µSBS	: Mikro makaslama bağlanma dayanımı

ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Şekil No</u>	<u>Sayfa No</u>
Şekil 2.1. Makaslama bağlanma testinin şematik gösterimi.....	27
Şekil 3.1. Isomet cihazı ve mine yüzeylerinin kesilmesi.....	33
Şekil 3.2. Kullanılan universal adezivler ve dual cure aktivatörleri.....	34
Şekil 3.3. Uygulanacak universal adeziv sisteme göre gruplara ayrılan örnekler.....	36
Şekil 3.4. Kullanılan silikon kalıp	38
Şekil 3.5. LED cihazı.....	38
Şekil 3.6. Polimerizasyon modlarına ve kompozit tiplerine göre gruplara ayrılan örnekler.....	39
Şekil 3.7. Shimadzu Universal Test Cihazı	40
Şekil 3.8. Ultrasonik temizleyici	42
Şekil 3.9. ESEM cihazı ve hazırlanmış örnekler	42
Şekil 4.1. Uygulanan adeziv ajana göre bağlanma başarısızlık tipleri	51
Şekil 4.2. Polimerizasyon modlarına göre bağlanma başarısızlık tipleri	52
Şekil 4.3. Adeziv tipte kırılma örneği.....	52
Şekil 4.4. Koheziv tipte kırılma örneği.....	53
Şekil 4.5. Karışık (miks) tipte kırılma örneği.....	53
Şekil 4.6. Kontrol grubunun (Clearfil SE Bond) x500, x2500, x5000 büyütmede rezin- dentin arayüzünün SEM görüntüleri	54
Şekil 4.7. Universal adezivlerin light cure modda uygulandığı örneklerin rezin-dentin arayüzünün x500 ve x5000 büyütmede SEM görüntüleri.....	55
Şekil 4.8. Universal adezivlerin dual cure modda uygulandığı örneklerin rezin-dentin arayüzünün x500 ve x5000 büyütmede SEM görüntüleri.....	56

Şekil 4.9. Adezivlerin self cure modda rezin-dentin arayüzünün x500 büyütmede SEM

görüntüleri 57



TABLÖLAR DİZİNİ

<u>Tablo No</u>	<u>Sayfa No</u>
Tablo 3.1. Kullanılan adeziv sistemlerin ve dual cure aktivatörlerinin özellikleri	35
Tablo 3.2. Kullanılan adezivlerin polimerizasyon çeşidine göre uygulama şekilleri	37
Tablo 4.1. Varyans analizi (ANOVA) sonuçları ve gruplar arası interaksiyonlar	44
Tablo 4.3. Adezivin light cure moduna ait örneklerin bağlanma dayanımının ortalama, standart sapma değerleri (MPa) ve Tukey HSD testi sonuçları	46
Tablo 4.4. Adezivin dual cure moduna ait örneklerin bağlanma dayanımının ortalama, standart sapma değerleri (MPa) ve Tukey HSD testi sonuçları	47
Tablo 4.5. Adezivin self cure moduna ait örneklerin bağlanma dayanımının ortalama, standart sapma değerleri (MPa) ve Tukey HSD testi sonuçları	47
Tablo 4.6. Prime Bond Universal'e ait örneklerin bağlanma dayanımının ortalama, standart sapma değerleri (MPa) ve Tukey HSD testi sonuçları	48
Tablo 4.7. Clearfil Universal Quick Bond 'a ait örneklerin bağlanma dayanımının ortalama, standart sapma değerleri (MPa) ve Tukey HSD testi sonuçları ...	49
Tablo 4.8. G-Premio Bond 'a ait örneklerin bağlanma dayanımının ortalama, standart sapma değerleri (MPa) ve Tukey HSD testi sonuçları	49
Tablo 4.9. Makaslama testi uygulanan örneklerde görülen bağlanma başarısızlık tipleri	51

1. GİRİŞ

Direkt restorasyonlar; ekonomik olmaları, başarılı uzun dönem klinik performansları, indirekt restorasyonlara göre daha az doku kaybına sebep olmaları ve tek seansta bitirilebilmeleri nedeniyle tercih edilen restorasyonlardır.¹ Diş restorasyonları için de mevcut olan çeşitli materyellere rağmen, şu anda klinikte en sık kullanılan materyal, adeziv sistemle kombinasyon halinde kullanılan rezin kompozitlerdir. Bu materyaller restorasyon için retansiyon ve rezistans sağlamak üzere kalan diş yapısına bağlanabilirler.²

Rezin kompozit materyallerin; light cure, dual cure veya self cure formülasyonları mevcuttur.^{3, 4} Kimyasal polimerizasyon başlatıcıları ve fotopolimerizasyon başlatıcıları birleştirilerek, self cure ve light cure kompozit materyallerin sınırlamalarının üstesinden gelmek için dual cure rezin kompozitler geliştirilmiştir. Dual cure polimerize olan materyaller hem oksidasyon azaltıcı (redoks olarak da bilinir) başlatıcı sistemi hem de fotobaşlatıcılar içerir.⁵ Polimerizasyon, esas olarak ilk polimerizasyonu sağlamak için rezin kompozitin yüzeysel katmanlarında ışık aktivasyonu, ardından ışığın ulaşmasının azaldığı daha derin katmanlarda kimyasal aktivasyon ile başlatılır.^{5, 6}

Fakat basit amin (tersiyer amin) içeren bu dual cure rezin bazlı materyaller, self etch (ph <3) yaklaşımındaki yüksek asidik monomer konsantrasyonu ile uyumsuzdur.⁷ Asidik monomerler ve tersiyer amin arasındaki etkileşim, tersiyer aminin tükenmesiyle sonuçlanır. Bu da polimerizasyon için gerekli olan serbest radikallerinin oluşumunu azaltır.⁸ Sonuç olarak dentin bağlantısı başarısızlıkla sonuçlanır.

Dual cure aktivatörler de bu uyumsuzluğu gidermek amacıyla; aril sülfonik asit tuzları, organoboron bileşikler ve barbitürik asit / kuprik klorür gibi yardımcı başlatıcılar eklenerek geliştirilmiştir.⁹

Son zamanlarda klinik olarak kullanım kolaylığı sağlayan tek aşamalı self-etch adezivlerin dezavantajlarını ortadan kaldırmaya yönelik çalışmalar sonucunda ‘Universal’ veya ‘Multi mode’ olarak isimlendirilen adezivler ortaya çıkmıştır.¹⁰ Bu ürünler hem self-etch, hem selektif etch (minenin seçici asitlenmesi), hem de etch&rinse adeziv olarak kullanılabilirler. Fakat birçok ticari markanın asit monomer içeriği tek aşamalı self etch adeziv sistemlerle benzerdir. Bu sebepten, dual cure rezin bazlı materyallerle kullanımı self etch adeziv sistemlerle benzer dezavantajları doğurabilir.

Gutiérrez ve ark.¹¹, farklı polimerizasyon modlarında uygulanan universal adezivler ile dual cure kompozit rezinin dentine bağlanma dayanımını araştırdıkları çalışmalarında, universal adezivlerle dual cure aktivatör kullanımının dentine bağlanma dayanımını etkilediğini bulmuşlardır. Fakat literatürde, universal adezivin dual cure aktivatörleri ile birlikte kullanıldığı çalışmalar çok sınırlıdır.

Klinik koşullar altında, adeziv fotoaktivasyonu sırasında, ışık tüm kavite boşluğuna aynı şiddette ulaşmayabilir. Polimerizasyon cihazı daha derin alanlarda doğrudan kavite duvarına doğru yerleştirilemez. Polimerizasyon cihazı ile ışınlanacak yüzey arasındaki uzun mesafe, ışık kaybı yaratır ve dentin bağlanma dayanımını olumsuz yönde etkileyebilir.¹² Bu nedenle, dual cure adeziv sistemler kullanılarak derin dentin yüzeylerindeki polimerizasyon dönüşüm derecesinin artmasını sağlamak, restorasyonların uzun dönem bağlanma dayanımına olumlu katkıda bulunabilir.¹³

Çalışmamızda 3 farklı universal adeziv sistemin, farklı polimerizasyon modlarında (light cure, dual cure, self cure, aktivatörsüz self cure) ve dual cure aktivatörler ile birlikte kullanımının, light cure ve dual cure kompozit materyallerin dentine makaslama bağlanma dayanımına etkisinin incelenmesi amaçlanmıştır.

Çalışmanın sıfır hipotezleri şu şekildedir:

- 1- Universal adezivler (light cure modda) ve dual cure kompozitler arasında dentine bağlanma dayanımını etkileyecek bir uyumsuzluk yoktur.
- 2- Universal adezivlerin dual cure aktivatörleri ile birlikte (dual cure modda) kullanılmasının, light ve dual cure kompozitlerin dentine bağlantısına etkisi yoktur.
- 3- Universal adezivlerin farklı polimerizasyon modlarında kullanılmasının aynı tür kompozitlerin dentine bağlantısına etkisi yoktur.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kompozit Rezinler

Kompozit kelime olarak; seramik, polimer, metal, gibi iki veya daha fazla materyalin karışımı anlamına gelmektedir.¹⁴ Fiziksel olarak karıştırılan parçaların hedeflenen özelliklerinin ortak bir noktada buluşması istenmiştir.^{15, 16} Kompozit rezinler, 1950'lerde akriliklerin ortaya çıkardığı olumsuz etkilerinden kurtulmak için diş hekimliği alanına girmiştir. Araştırmacılar akrilik yapısını güçlendirmek için, akrilik içerisine silikalar ve seramik doldurucular ilave etmişlerdir. Akrilik rezinlerin organik bölümü Polimetil metakrilat (PMMA) ile silikat simanın inorganik bölümü birleştirilerek, günümüzde yaygın olarak kullanılan kompozit restoratif materyallerin temeli oluşturulmuştur.^{17, 18}

Dr. Ray Bowen, Bisfenol A glisidil metakrilat (BİS-GMA) isimli monomeri 1956 yılında geliştirmiş ve bu monomeri içeren rezin kompozitleri ise bundan 6 yıl sonra tanıtmıştır. 1965 yılında ise; silanlanmış kuartz partiküllerinden ve BİS-GMA yapısından oluşan rezin materyallerin patenti alınmıştır.^{19, 20}

Kompozit rezinler; biyolojik olarak uyumlu olmaları, estetik materyaller olmaları, diş dokularına adezyonlarının ve adaptasyonlarının iyi olması nedeniyle diş hekimliği klinik uygulamalarında sıklıkla tercih edilirler.²¹⁻²⁵

2.1.1. Kompozit Rezinlerin Yapısı

Diş hekimliğinde kullanılan kompozit rezinler 3 temel bileşenden oluşur.²⁶

- Organik polimer matriks (taşıyıcı faz)
- İnorganik matriks (dağılan faz)
- Ara faz (bağlayıcı faz)

2.1.1.1. Organik Polimer Matriks (Taşıyıcı Faz)

Organik matriks polimer bir yapıdır ve monomerlerin birbirlerine bağlanarak polimer zincirlerini oluşturmasıyla meydana gelir. Kompozit rezinlerin polimerizasyon derecesini ve klinik performansını; monomerler, ko-monomerler, polimerizasyon başlatıcılar, hızlandırıcı sistem, inhibitörler, stabilizörler, ve ultraviyole ışınlarını absorbe eden ajanlar içeren organik matriks adı verilen faz etkilemektedir.^{27, 28} Organik fazın miktarının fazlalığı polimerizasyon büzülmesini artırır.

Monomerler genelde bisfenol A glisidil metakrilat (Bis-GMA) ya da üretan dimetakrilat (UDMA)'dır.²⁹⁻³¹ Bu iki monomerin viskozitesi yüksek olduğundan, dilüe etmek için kısa zincir yapısına sahip tri etilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) ko-monomeri kullanılmaktadır.^{29, 31, 32} TEGDMA, Bis-GMA'ya göre daha küçük ve daha esnek yapıya sahip olduğundan, kompozitlerde oluşan viskoziteyi azaltmak için materyallere eklenmiştir. TEGDMA, kompozitlerde aşınmaya karşı direnci düşürürken, esnekliğin ve marjinal dayanıklılığın artmasına sebep olur.³³

Kompozit dolgu maddesinin farklı yollarla polimerize olmalarını engellemek için organik matriks içine fenol türevleri ilave edilmektedir. İnhibitör olarak sıklıkla farklı tiplerdeki hidrokinonlar kullanılır.³⁴

Polimerizasyon başlatıcıları; monomerin çift bağlarıyla kimyasal veya fiziksel aktivasyon ile reaksiyona giren enerjiden zengin serbest radikallerin ve polimer zincirlerinin oluşmasını sağlar.^{25, 35}

Renklenmenin önüne geçmek için kompozitlerin organik matriksine ultraviyole stabilizatörleri (2-hidroksi-4-metoksibenzofenon) eklenmektedir.

2.1.1.2. İnorganik Matriks (Dağılan Faz)

Kompozit rezin içerisine, değişik şekil, boyut ve kimyasal yapıda inorganik doldurucular ilave edilmektedir. Kompozit rezinin inorganik fazını, matriks içine

dağılmış olan çeşitli büyüklük ve şekildeki baryum, kuartz, stronsiyum, çinko, yitriyum, borosilikat cam, baryum alüminyum silikat ve lityum alüminyum silikat gibi partiküller oluşturur.³⁶ İnorganik faz, kompozit rezin materyallerinin mekanik ve fiziksel özelliklerinin en önemli belirleyicisidir. Kompozit rezinin mekanik özellikleri, inorganik doldurucu partiküllerin nasıl elde edildiği ve hangi oranda ilave edildiğinden de etkilenmektedir. Doldurucu partiküller organik faz içerisine ne kadar fazla ilave edilebilirse o kadar yararlı olur. İnorganik doldurucu partiküller kompozit materyalin ısısal genleşme katsayısını ve polimerizasyon büzülmesini azaltır, radyoopasiteyi artırır ve materyalin estetik özelliklerini geliştirir.^{37, 38} Partiküller kompozite kıvam kazandırarak şekillendirilebilmesini sağlar. Stronsiyum, baryum, çinko ve yitriyum kompozit rezinde radyoopasiteyi sağlar.³⁹ Özellikle silika olmak üzere, diğer partiküller ise kompozit rezinin fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirir.⁴⁰

2.1.1.3. Ara faz (Bağlayıcı Faz)

Ara faz, kompozit rezinlerde organik faz ile inorganik faz arasındaki kimyasal bağlanmayı gerçekleştirir.^{21, 41} Organik ve inorganik matriks arasındaki bağlantıyı sağlayan bu ajanlar silanlardır. Silikon ve metan kelimelerinden meydana gelerek ‘silan’ adını almışlardır.⁴² Bağlayıcının bir ucu organik matriksteki metakrilat grubuyla diğer ucu doldurucuların yüzeyindeki hidroksil grubuyla bağlanır.^{22, 43}

Bu ajanlar rezin materyallerin mekanik ve fiziksel özelliklerini geliştirmeye yardımcı olurlar. Silanın fonksiyon görmesi, su emilimi ve rezinin çözünürlüğü gibi bazı dezavantajları azaltabilir. Suyun geçişini, rezin partikül arayüz boyunca engelleyerek hidrolitik dengeyi sağlar. Böylelikle silan bağlayıcı ajanlar, asıl görevleri olan organik ve inorganik yapıları birbirine bağlarken, rezin materyallerin suya dirençli yapıda olmasına da katkı sağlamış olurlar.⁴⁴⁻⁴⁶

2.1.2. Kompozit Resinlerin Polimerizasyonu

$C=C$ (karbon çift bağı) şeklindeki monomerler çift bağlarının açılması ile birbirleriyle bağlar oluşturmaya başlar ve polimer zincirleri oluşur. Monomerlerin polimerlere dönüşme süreci de polimerizasyon olarak adlandırılmaktadır.⁴⁷ Polimerizasyon sırasında dört farklı reaksiyon meydana gelir: Aktivasyon, başlangıç, çoğalma ve sonlandırma reaksiyonları.⁴⁸

Aktivasyon safhası, serbest radikallerin oluşum safhasıdır. Bunlar; doymamış, tek elektrona sahip reaktif moleküllerdir. Serbest radikaller başlatıcıların kimyasal, ısı, görünür ışık, ultraviyole ışık veya serbest radikal gibi davranan başka bir bileşikten enerji transfer edebilen radikal üreten moleküllerin aktivasyonu ile oluşmaktadır. Başlatıcılar içinde kimyasal veya fiziksel etkilerle parçalanabilen zayıf bağlar mevcuttur. Benzoil peroksit, diş hekimliğinde en sık kullanılan başlatıcıdır. Polimerizasyon çeşitli aktivatörler ile başlatıcıların parçalanmasıyla oluşmaktadır. Kimyasal ajanlar, görünür ışık ve ısı diş hekimliğinde en çok kullanılan aktivatörlerdir.⁴⁰

Kimyasal ajanlar: Kimyasal olarak polimerize olan kompozitlerde de bu yöntem kullanılmaktadır. Polimerizasyon iki patın karıştırılması ile başlar. Patlardan biri polimerizasyonu başlatan benzoil peroksit, diğeri ise polimerizasyonu hızlandıran tersiyer amin içerir. Benzoil peroksit, dimetil-p-toluidin gibi tersiyer aminle temasa geçtiği zaman aktive olur.⁴⁹⁻⁵¹

Işık: Işık uygulama yönteminde aktivatör olarak ultraviyole ya da görünür ışık kullanılmaktadır. Bu tür kompozitlerde ışığa duyarlı başlatıcılar kullanılır. Dental materyallerde genellikle kullanılan ışık emici bileşik kamforokinondur (CQ). Işıkla sertleşen kompozitlerde polimerizasyon reaksiyon hızını arttırmak için genellikle karışıma amin ilave edilmektedir.⁴⁹

Isı: Dental materyallerde kullanılan ısı ile aktivasyon başlatıcı benzoil peroksittir. Benzoil peroksit 65 C°'nin üzerinde ısıtıldığı zaman parçalanmaktadır.⁴⁹

Başlangıç safhasında ise, monomer molekülündeki doymamış çift bağ, serbest radikaller tarafından açılır ve molekülü aktive eder. Ardından monomerler birleşerek polimer zincirleri oluşturur. Bu işlem ortamda serbest radikal kalmayana kadar devam eder.⁵² Çoğalma safhasında, polimer zincirine yeni monomerler eklenir. Ortamdaki monomer miktarının azalması gibi sebeplerden dolayı reaksiyonun bitmesi ile de sonlandırma safhası gerçekleşir.²⁶

Çift karbon bağı değişimi ne kadar fazla gerçekleşirse, polimerizasyon o kadar başarılıdır ve daha iyi fiziko-mekanik sonuçlar alınır. Reaksiyona girmeyen karbon çift bağları, ya serbest radikaller olarak kalırlar veya monomer zincirine artık monomer olarak katılırlar.⁵³ Polimerizasyonun tam olarak sağlanabilmesi, başarılı bir restorasyon için önemli bir faktördür. Çünkü yetersiz polimerizasyon; restorasyonda sızıntının artmasına, dış yüzeyine bağlanmanın ve mekanik özelliklerin zayıflamasına neden olur.⁵⁴

2.1.3. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

Kompozit rezin materyallerindeki farklılıklar; organik, inorganik kısımlar ve bağlayıcı miktarı yüzdesi ile ilgili farklılıklar; üretilen kompozit rezinlerin çeşitliliği, uygulanmaları, özelliklerinin değerlendirilmesi ve sınıflandırılmalarında karmaşaya yol açmaktadır. Kompozit rezinlerin sınıflandırılmasında pek çok farklılık olmasına rağmen, en geçerli olanlar; inorganik doldurucu partiküllerin büyüklüğü, polimerizasyon şekilleri ve viskoziteleri esas alınarak yapılan sınıflamalardır.³⁶

1. İnorganik doldurucu partikül büyüklükleri ve yüzdelere göre kompozitlerin sınıflandırılması
2. Polimerizasyon yöntemlerine göre kompozitlerin sınıflandırılması
3. Viskozitelerine göre kompozitlerin sınıflandırılması

2.1.3.1. Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kompozitlerin Sınıflandırılması

- a) Kimyasal yolla polimerize olan kompozitler,
- b) Işıkla polimerize olan kompozitler,
- c) Hem kimyasal hem de ışıkla polimerize olan kompozitler⁴³ olmak üzere üç sınıfa ayrılabilir.

Kimyasal yolla polimerize olan kompozitler pat-pat, pat-likit, toz-likit sistemler olabilir.⁴³ Çalışma süresinin hekim tarafından kontrol edilememesi, karıştırma sırasında hava kabarcığının kalabilmesi ve amin renklenmesi olması dezavantajlarıdır.^{43, 55}

1972 yılında ışıkla polimerize olan ve tek pat şeklinde üretilen kompozit rezinler kullanıma sunulmuştur.³⁶ Bu kompozitlerde çalışma süresi hekime bağlı olduğundan çalışma rahatlığı ve uygulama kolaylığı avantajlarına sahiptir.^{43, 55, 56} Polimerizasyon görünür mavi ışıkla başlatıldığından, ışık ile polimerize olan kompozitler olarak (light-cure) adlandırılırlar. Görünür mavi ışık 420-450 nm dalga boyundadır. Polimerizasyon ışık uygulanmadan başlamaz. Kamforokinon gibi bileşikler başlatıcı olarak kullanılır. Hızlandırıcı olarak ise alifatik amin kullanılır.³⁶ Geçmişte ışıkla sertleşen rezinlerin polimerizasyonunda en çok halojen ışık kaynakları kullanılmaktaydı. Plazma ark ışık kaynakları, halojen, argon lazer, diyot lazer ve LED (Light Emitting Diode) ışık cihazları günümüzde kompozit rezinlerin polimerizasyonu için kullanılan cihazlardır.^{57, 58}

Hem kimyasal yolla hem de ışıkla polimerize olan (dual-cure) kompozitlerin polimerizasyon mekanizmaları hem ışık aktivasyonu ile hem kimyasal olarak gerçekleşir.³⁶ Bu kompozit rezinler ışık aktivatörleri ve kimyasal başlatıcılar içerir. Bu nedenle polimerizasyon ışıkla başlatılıp, sonra kendiliğinden devam edebilir. Akışkan özellikte olduğundan daha çok simantasyon işleminde kullanılır.⁵⁵ Ayrıca bu kompozitlerin; derin kavitelerde 2 mm'den kalın kompozit uygulama gereksiniminde ve

giriş alanının dar olduğu aproksimal bölgelerde olduğu gibi, polimerizasyonun tam olarak gerçekleşmesinden endişe edildiği durumlarda kullanılması önerilmiştir.⁴⁰

2.2. Adezyon

Adezyon (bağlanma) kelime olarak Latincedeki adhaerere kelimesinden gelmektedir. Adezyon materyaller arasındaki moleküler etkileşimle meydana gelir. Adezyonu meydana getiren materyale “adeziv”, adezivin uygulandığı maddeye “aderent” denir.^{59, 60} Bağlanma üç farklı mekanizma ile gerçekleşir:

Fiziksel bağlanma: Farklı yapıdaki düz yüzeyler arasında gerçekleşen zayıf bir bağlanma türüdür. Hidrojen bağları, Van der Waals kuvvetleri veya diğer elektrostatik etkileşimler gibi sekonder kuvvetler sonucunda meydana gelir.⁶¹

Kimyasal bağlanma: İyonik, kovalent, metalik bağlar gibi primer kimyasal bağların etkisi ile farklı yapıdaki atomların yüzeyleri arasında oluşan bağlanmadır.⁶¹

Mekaniksel bağlanma: Geometrik ve reolojik etkenlere bağlı olarak düzensiz yüzeyler arasında meydana gelen güçlü kilitlenmedir. Mikroskobik pörözite veya yüzey pürüzlülüğünün neden olduğu mekanik bağlanma geometrik etkenlere örnektir. Reolojik etkenlere ise; materyalin akışkanlık özelliği sebebiyle bir çıkıntı etrafına akması ve büzülerek tutunması örnek gösterilebilir. Bağlantı yüzeyindeki mikrometre boyutlarındaki pürüzlülüğe ise mikromekanik tutuculuk denir.⁶¹

2.3. Dental Adezivler

Diş hekimliğinde kullanılan rezin materyallerin diş yapısına bağlanması dört mekanizmanın sonucunda gerçekleşir. Bunlar mekanik, difüzyon, adsorpsiyon ve bu üç mekanizmanın kombinasyonudur. Mekanik olarak bağlanma, rezinin penetrasyonu ve diş yüzeyinde rezin tagların oluşumudur. Difüzyonda, rezin monomerlerin mekanik ya da kimyasal olarak bağlanabileceği diş yüzeylerine materyallerin çökmesi söz konusudur. Diş yapısının inorganik bileşeni olan hidroksiapatite ve organik bileşeni olan Tip I

kollajene kimyasal bağlanma, adsorpsiyon olarak ifade edilir. Bu üç mekanizmanın kombinasyonu da rezinlerin diş yapılarına bağlanmasında dördüncü mekanizmayı meydana getirir.^{16, 59, 61, 62}

Adeziv diş hekimliğinin yeni dönemi 1955’ te Buonocore ile başlamıştır. Buonocore, akrilik rezinin çukur ve çatlaklara yapışmasını iyileştirmek için %85 fosforik asitle minenin pürüzlendirilmesini önermiştir. Bu, minimal invaziv diş hekimliğinin öncü araştırmasıdır.⁶³

Adezyon işlemi yüzey koşullarının uygun hale getirilmesi, primer uygulanması ve adeziv uygulanması olarak 3 aşamada meydana gelir. Adeziv rezinler Bis-GMA, TEGDMA ve UDMA gibi monomerler içerir. Adeziv rezin uygulandığında rezin tag adı verilen demineralize doku içerisine uzanan çıkıntılar oluşur. Bu rezin makro veya mikro taglar, adeziv rezinin diş yüzeyine tutunmasını sağlarken diğer yandan kompozitin polimer matriksine kimyasal olarak bağlanır. Kompozit rezinle diş dokuları arası bağlantı yani adezyon bu şekilde gerçekleşir.⁶⁴

2.3.1. Mineye Bağlanma

Mine dokusu inorganik yapısı ağırlıkça %95- 98 arasında değişirken bu oran hacimce %86 dır. İnorganik dokunun ana bileşenin hidroksiapatittir. Ağırlıkça %4 hacimce %12 oranında su ve ağırlıkça %1-2, hacimce %2 oranında organik dokudan oluşmaktadır.⁶⁵

Mine dokusu dentinden daha fazla inorganik madde içerir, daha yüksek yüzey enerjisine sahiptir, daha az su içerir. Bu özellikleri ile mine dokusu adezivlerin bağlanmasına dentinden daha elverişlidir.^{26, 61, 66}

Mine, yapısal olarak mine prizmalarından ve prizmalar arasındaki boşluğu dolduran interprizmatik alanlardan meydana gelmektedir. İşlem yapılmamış mine yüzeyi

pürüzsüz, düzgün ya da plakla kaplı olabilir. Bu durum herhangi bir materyalin dış yüzeyi ile sıkı kontağa geçmesine engel olacağından mineye asit uygulaması yapılmalıdır.⁶⁶

Günümüzde kullanılan pürüzlendirme ajanları genellikle %30-40'lık fosforik asit içermektedir. Minenin asitlenmesinin amaçları; mineyi temizlemek, minedeki smear tabakasını uzaklaştırmak, prizmatik ve interprizmatik mineral kristallerini uzaklaştırarak mikropöröziteyi ve minenin yüzey enerjisini arttırmaktır.^{59, 67, 68}

Minenin asitle pürüzlendirilmesi, 10 µm'lik mine yüzeyini uzaklaştırır ve 5- 50 µm derinliğinde poröz bir tabaka oluşturur.⁶⁹ Minenin pürüzlendirilmesi ile adeziv rezinler için ideal bir bağlanma alanı elde edilir. Düşük viskoziteli rezin uygulandığında, interprizmatik boşluklara penetrasyonu sonucu rezin taglar oluşur ve mikromekanik bir bağlantı meydana gelir.^{69, 70}

2.3.2. Dentine Bağlanma

Dentinin kimyasal yapısı; ağırlıkça %70 inorganik, %18 organik ve %12 su; hacimce %50 inorganik, %25 organik, %25 sudur.^{26, 66}

Organik doku esas olarak tip 1 kollajen, inorganik doku ise hidroksiapatit içermektedir.⁶⁵ Dentin heterojen bir yapıdadır. Dentin dokusunun organik içeriğinin mineye göre daha fazla olması, yüksek oranda protein içermesi nedeniyle mine dokusunda olduğu gibi ideal bir bağlanma sağlamak oldukça zordur.⁷¹

Dentin içerisinde içi sıvı dolu çok sayıda tübül vardır. Tübüller iyi mineralize olmuş peritübüler dentinle sarılmıştır. Tübüller arasında intertübüler dentin bulunur. Mineralizasyonları peritübüler dentinden daha azdır. Hücre gövdeleri pulpa odası çeperine sıralanmış odontoblastların protoplazmik uzantıları ve dentin lenfi ile dolu olan tübüller, pulpadan başlayarak dentin içerisinde mine dentin sınırına ulaşırlar.^{68, 69} Tübüller içerisindeki sıvı intrapulpal basınç ile pulpadan dış yüzeye doğru hareket eder.

Dinamik yapıda olan dentinde devamlı bir sıvı hareketi vardır.⁷² Bu durum dentin yüzeyinin sürekli nemli olmasına neden olmaktadır.^{67, 69, 73, 74}

Ortalama mineral içeriği dentinin derinliği ile değişmez. Fakat dentin derinliği arttıkça kollajenden zengin intertübüler dentinin miktarı azalmakta, hipermineralize peritübüler dentin miktarı ise artmaktadır. Dentinin kollajen miktarı da derin dentine doğru azalmaktadır.^{72, 73}

Pulpaya yakın olan dentindeki tübül sayısı ve çapı, mine-dentin sınırındaki tübül sayısı ve çapına göre daha fazladır.^{26, 66} Bu faktörlerle beraber pulpaya yakın bölgedeki dentin dokusunun daha ince olmasına bağlı olarak geçirgenliğin artması, bu bölgedeki dentin yüzeylerinde adezivlerin bağlanma dayanımının daha düşük olmasına neden olur.^{72, 73, 75}

Dentin bağlanma dayanımı; yaş, kalsiyum konsantrasyonu, nemlilik dentin derinliği gibi faktörlerden etkilenir.⁷⁶ Kavitenin hazırlanması sırasında çelik, elmas frezlerle, el aletleriyle dentin dokusu üzerinde oluşan 1-5 mikron kalınlığında amorf bir tabaka olan smear tabakası da bağlanma dayanımını etkilemektedir.⁷⁷

Dentin yüzeyinin ve tübüllerin demineralize olmasını sağlayıp kollajenlerin ortaya çıkarılması dentine bağlanmada ilk aşamadır. Bu işlem ile smear tabakası ya tamamen ortadan kaldırılır ya da geçirgen hale getirilir. Yüzey düzenleyicisi uygulanması ile dentin yüzeyi demineralize olur ve peritübüler dentin ortadan kalkar. Kollajen lifler çevrelerindeki hidroksiapatit kristallerinden arınmış olur.⁵⁹ Böylelikle, monomerin mikromekanik iç kilitlenmesi için mikroretantif bir ağ (hibridizasyon) oluşmuş olur. Hibridizasyon ile aynı anda rezin uzantıları da dentin tübüllerini tıkar ve tübül duvarlarındaki hibridizasyon ile birlikte ek bir retansiyon alanı (rezin tag) ortaya çıkar.⁷⁸ Nakabayashi ve ark. asitle pürüzlendirilmiş dentinde gerçek hibrit tabakasını ilk gösteren kişilerdir. Nakabayashi ve ark. kollajen fibrillerle güçlendirilmiş rezin matriks

karışımıyla yeni bir yapı oluşturmak için rezinlerin, asit uygulanmış dentine penetre olabildiğini göstermiştir. Bu yeni oluşuma “hibrit tabaka” adını vermişlerdir.⁷⁹

Son yıllarda dentin adezyonunun mine adezyonu kadar başarılı olabilmesi için çalışılmaktadır. Hızla ilerlemekte olan bağlayıcı sistemlerle dentin adezyonundaki sorunlar aşılma istenmektedir. Çünkü adeziv sistemler ve dentin arasındaki bağlantı, kompozit restorasyonların başarısının artması için çok önemlidir.

2.3.3. Adezivlerin Klinik Uygulamalarına Göre Sınıflandırılmaları

Adezivler 50 yıldan fazla bir süre önce tanıtıldığından beri hızla gelişmektedir. Adezivler için asıl zorluk farklı yapıdaki iki sert dokuya eşit derecede etkili bağlanmayı sağlamaktır. Ayrıca mevcut adezivler teknik hassasiyet gerektirirler, klinik uygulama prosedüründeki en küçük hata erken marjinal bozulma ya da debonding'e sonuçlanabilir.⁸⁰ Bu nedenle adeziv sistemler bağlanma dayanımının geliştirilmesinin yanı sıra teknik hassasiyetin azaltılması ve klinik uygulama zamanının kısaltılması yönünde gelişmeler göstermiştir.⁶¹

Van Meerbeek ve ark. 1992 yılında, klinik uygulamadaki basamaklara ve adeziv sistemlerin dentin dokusu ile etkileşim biçimlerine göre, dental adezivler ile ilgili en sık kullanılan sınıflamayı yapmıştır.⁸¹ Buna göre günümüzde adeziv sistemleri üç başlık altında incelemek mümkündür;

Total-etch adeziv sistemler

- Üç aşamalı
- İki aşamalı

Self-etch adeziv sistemler

- İki aşamalı
- Tek aşamalı

Cam iyonomer adeziv sistemler

2.3.3.1. Total-Etch Adeziv Sistemler

Total-etch sistemlerde, mine ve dentin dokusunun her ikisi de asit ile pürüzlendirilmektedir.⁸² Bu gruptaki adeziv sistemlerde, asit uygulama (çoğunlukla %30-40 fosforik asit) ve yıkama işlemleri ilk aşamayı oluşturmaktadır. Bu işlem nedeniyle, bu gruptaki adezivler “pürüzlendirme ve yıkama” anlamına gelen “etch&rinse” adeziv sistemler olarak da adlandırılmaktadırlar. Dokulara asit işlemi uygulaması ve ardından yıkanmasıyla birlikte, asit ile smear tabakası da uzaklaştırılmaktadır.^{50, 82-85}

Total-etch adeziv sistemler klinik uygulama aşamalarına göre iki gruba (üç aşamalı ve iki aşamalı total-etch adeziv sistemler) ayrılmaktadır. Üç aşamalı total-etch adeziv sistemde birinci aşama asitleme, ikinci aşama primer uygulanması, üçüncü aşama ise adeziv rezinin uygulanması şeklindedir. İki aşamalı total etch sistemde ise adeziv ve primer tek bir şişede birleştirilmiştir.⁸⁶

Her iki grup total-etch adeziv sistemin uygulama aşamaları ve kimyasal içerikleri farklılık göstermekle birlikte bağlanma mekanizmaları aynı şekilde gerçekleşmektedir. Temel bağlanma mekanizması difüzyon esaslıdır. Resinin mümkün olan en yüksek oranda kollajen ağı infiltrasyonuna ya da hibridizasyona bağlıdır. Kimyasal bağlanma ise çok olası değildir. Çünkü monomerlerin fonksiyonel grupları, hidroksiapatitten arınmış kollajene karşı zayıf afinite göstermektedir.^{59, 86}

Sistemin ilk aşaması olan asit uygulaması, smear tabası ve smear tıkaçlarının kısmen veya tamamen kaldırılmasını sağlar ve alttaki dentinin 3-5 µm veya daha fazla miktarda demineralize olmasına neden olur. Ayrıca asit uygulaması dentin kanallarının ağzlarının açılmasına, kollagen fibrillerin açığa çıkarılmasına, intertübüler dentinin porözitesinin artmasına neden olur.⁸² Hidroksiapatit kristalleri azalır ve dentin geçirgenliği artar. Dentin geçirgenliği arttığı için dentin yüzeyinin ıslanabilirliği de artar.⁸⁷ Bu durum bağlanmayı olumlu etkiler. Ancak fazla kurutma yapılırsa kollajenler

kollabe olur. Rezinin yüzeye penetrasyonunu engeller. Asit uygulamasıyla oluşan dekalsifikasyon derecesini asitin; pH'sı, konsantrasyonu, viskozitesi ve uygulama zamanı etkiler.⁷¹

Sistemin ikinci aşaması, primer, yani bağlanmayı arttırıcı monomerlerin uygulanmasıdır. Üç aşamalı total-etch sistemlerde primer ajan, açığa çıkmış olan kollajen fibrillerin yeterince ıslanmasını, ardından kalan suyun uzaklaştırılması sağlamakla görevlidir.^{71, 82} Primer; su, etanol, aseton gibi çözücülerden birini içerir. Aseton, etanol, su gibi çözücüler; rezinin dentin içine nüfuz etmesini sağlar.^{71, 88} Çözücüler içeriklerine göre karşılaştırıldığında, içeriğinde etanol olanların, aseton olanlara göre daha başarılı olduğu gözlenmiştir.⁸⁹ Primer solüsyonlarının içeriğinde, çoğunlukla HEMA adlı monomer bulunmaktadır. Bu monomer düşük moleküler ağırlığı ve hidrofilik özelliği sebebi ile rezinin kollajen ağına penetrasyonunu ve kollajen ağının genişlemesini sağlar.

Sistemin üçüncü parçası ise, adeziv rezinin uygulanmasıdır. Adeziv rezin, hidrofobik monomerlerden oluşan, çözücü içermeyen, dolduruculu ya da doldurucusuz bir solüsyondur. ^{71, 82} Adezivin rezinin polimerizasyonu sonucunda rezin-kollajen bileşiminden oluşan, submikron düzeyinde görülen tabakaya 'hibrit tabaka' denir.^{59, 71} Hibrit tabakası açılmış dentin kanallarına infiltre olarak 'rezin tagları' meydana getirir.⁵⁹

3 basamaklı total-etch adeziv sistem sayesinde daha yüksek bağlanma kuvvetleri ve daha düşük mikrosızıntı skorları elde edilebildiği bildirilmiştir.⁷⁹ Bu sistem altın standart olarak kabul edilmektedir. Ancak işlem basamağının çok olması kullanımını zorlaştırmaktadır. Ciddi ölçüde teknik hassasiyet gerektirir. Bu durum da gelişebilecek hata riskini artırır. İki aşamalı total etch adezivlerin (asit/primer+bond) üretilmesinin sebebi de işte bu sorundur. Asitleme iki aşamalı total etch sisteminin ilk basamağıdır, sonrasında aynı şişede olan primer ve bond uygulanır. Bu sistem üç aşamalı sisteme göre daha nemli bir bağlantı oluşturur.⁷¹ Primer ve adezivin tek bir şişede bulunması ve aynı

anda uygulanması nedeniyle bu adezivlere ‘tek-siše adezivler’ adı da verilmektedir. Üç aşamalı total-etch sistemler ile aynı bağlanma mekanizmasına sahiptir.⁸²

2 basamaklı total-etch sistemlerle demineralize dentinde kollagen çökmesini engelleyerek postoperatif hassasiyetin azaltılması amaçlanmıştır.⁹⁰ Primer ve bond’un beraber uygulanmasından önce asitle pürüzlendirme yapılarak bağlanma dayanımının artırılması sağlanmıştır.⁹¹ İçeriğinde bulunan hidrofilik yapıdaki polimerize edilmiş primerin varlığı sayesinde suyun neden olduğu çözünme, 3 basamaklı total-etch adeziv sistemlere kıyasla daha azdır.

3 aşamalı ya da iki aşamalı total-etch sistemlerin her ikisinde de uygulama ve manipulasyon sırasında hata yapma olasılığı fazladır. Teknik hassasiyet büyük oranda asitleme ve yıkama aşamasından kaynaklanmaktadır. Asitleme ve yıkama sonrası mineral yapı çözünmekte ve kollajen fibriller suda asılı olarak kalmaktadır. İyi bir bağlanma için minenin iyice kurutulması gerekmektedir. Dentinin ise aşırı kurutulmasından kaçınılmalıdır. Dentin, kollajen fibrillerin büzülmesini engellemek için bir miktar nemli kalmalıdır. Bu sorunun çözülmesi ve kollajen ağı içerisindeki fibriller arası boşlukların yapısal bütünlüğünün korunabilmesi için adeziv sistem primeri ile ilgili olarak iki yaklaşım sunulmuştur.^{59, 86}

İlk yaklaşım kuru bağlanma (dry bonding) tekniği olarak ifade edilmektedir. Bu teknikte dentin asitlenmekte ardından hava spreyi ile kurutulmaktadır ve sonrasında su bazlı bir primer uygulanmaktadır. Kurutma sonrası kollaps olmuş kollajen ağının su bazlı primer uygulaması ile yeniden açılması sağlanmaktadır. Nemli bağlanma (wet bonding) tekniği olarak bilinen teknik ise diğer yaklaşımdır. Bu teknikte dentin tam kurutulmadan nemli bırakılmaktadır. Amaç, kollajen ağının büzülmesini engellemektir. Sonrasında su ile yer değiştirme özelliğine sahip aseton ya da etanol esaslı bir primer kullanılmaktadır. Nemli dentin yüzeyine bu sistem uygulandığı zaman çözücüler kollajen fibriller

arasındaki su ile yer değiştirerek HEMA gibi hidrofilik monomerlerin kollajen fibriller arasına girmesini sağlarlar. Sonrasında uygulanan hava ile kurutma işlemi ile bu çözücüler su ile beraber uzaklaştırılmış olur. Sonuç olarak bu monomerlerin konsantrasyonu demineralize dentinde artar ve uygulanan bonding rezin bu monomerler ile kolayca birleşerek hibridizasyon oluşur. Ancak bu sistemde, aseton esaslı primerin kollajen ağ içindeki suyun tamamı ile yer değiştirebileceği oranda dentinin nemli bırakılmasının saptanması oldukça zordur.⁸⁶

2.3.3.2. Self Etch Adeziv Sistemler

Asitlenen ve yıkanan sistemlerin, asit uygulama aşamasının getirdiği teknik hassasiyet sebebiyle, 1990'lı yılların başlarında asitleme işleminin ortadan kaldırıldığı kendinden asitli 'self-etch' sistemler piyasaya sunulmuştur. Self-etch sistemlerde asit uygulama prosedürü ortadan kalkmış ve asidik monomer yapı primer içerisine katılmıştır.⁹² Böylece fazla kurutmaya bağlı oluşabilecek hassasiyet riski ve uygulama süresi azaltılmış olur.^{59, 71, 93} Bu sistemlerde smear tabakası ortadan kaldırılmaz sadece çözünür.⁸⁸

Asitleme ve rezin infiltrasyonu aynı zamanda olduğu için eksik infiltrasyon olasılığı yoktur ya da düşüktür. Buna bağlı olarak post operatif hassasiyetin de oluşmaması beklenir.⁵⁹

Self-etch adezivler, pH derecelerine göre üç grupta sınıflandırılmaktadır. Bunlar; hafif ($\text{pH} \geq 2$), orta ($\text{pH} \sim 1,5$) ve kuvvetli ($\text{pH} \leq 1$) self-etch adezivlerdir..^{82, 83, 94}

Hafif self-etch adezivler ($\text{pH} \geq 2$), dentin dokusunu yalnızca yüzeysel olarak demineralize ederler. Bunun sonucunda hidroksiapatit yapının tamamı çözünmez ve kollajen yapıya bağlı az miktarda hidroksiapatit çözünmeden kalır. Çoğunlukla smear tıkaçlarını bütünüyle kaldırmazlar. Buna karşın, yeterli bir yüzey pürüzlülüğü elde

edilmiş olur ve yüzeyel bir hibrit tabakası oluşur.⁸² Hafif self-etch adezivlerin olumsuz özelliği ise mineye bağlanmalarının zayıf olmasıdır.⁵⁹

Orta self etch adeziv sistemlerin pH'sı genellikle 2 civarındadır, demineralizasyon derinliği 1µm'dir. Bu yüzeysel demineralize alanlar mikromekanik tutuculuk sağlar ve geride kalan hidroksiapatitleri korur. Oluşan hibrit tabakası, total etch ve kuvvetli self etchler adezivlere göre daha incedir. Buna rağmen bağlanma etkinliği yeterlidir.^{59, 95} İki katlı dentinal hibrit tabaka yapısı en tipik görüntüsüdür. Bu yapıda üstte tamamen demineralize olmuş yapı, tabanda ise kısmen demineralize olmuş yapı vardır.⁵⁹ Submikron hibrit tabakası içindeki artık hidroksiapatitler ilave kimyasal bağlanma için bir reseptör gibi yardım eder.⁸³

Güçlü self etch adezivlerin pH'ları 1 civarındadır. Bundan dolayı derin dentin yüzeyinde demineralizasyon oluşturur.⁸⁸ Demineralizasyon derinliği yaklaşık 3.5 µm'dir.⁹⁵ Smear tabakası çözünür. Bu derin demineralizasyon ile birlikte minede, total-etch sistemlerde uygulanan fosforik asidin ardından elde edilen görüntü ile çok benzer bir görüntü oluşur.⁵⁹ Hafif self-etch adezivlere kıyasla dentine infiltrasyonları daha derindir. Dentinde, total etch adezivlerdeki ara yüz görüntülerine benzer ve bütün hibridizasyon özelliklerini gösteren TEM görüntüleri gözlenir.^{82, 83} Hidroksiapatitin tamamen uzaklaştırıldığı kalın bir hibrit tabakası ve rezin uzantıları gözlenmektedir.^{59, 83}

Self-etch adezivler uygulama basamağına göre de iki gruba ayrılabilir.⁹⁵

- İki basamaklı self-etch adezivler: Asidik monomer eklenmiş hidrofilik primer solusyonu uygulaması birinci basamağı oluşturur. İkinci basamak ise hidrofobik adeziv rezin uygulamasıdır.
- Tek basamaklı (all-in-one) self-etch adezivler: Asidik monomer eklenmiş primer ve adeziv rezin tek bir şişede yer almakta ve aynı anda uygulanmaktadır. Hidrofilik ve hidrofobik komponentler karışım halindedir.

2 basamaklı self-etch sistemlerde asitleme işleminin ayrı bir basamak gerektirmemesinden dolayı, uygulama etkinliği dentin hidrasyonuna az bağımlıdır ve ilave asitleme yapılmaması postoperatif hassasiyetin azaltılabilesini sağlamıştır.^{91, 96} Ayrıca bu sistemle hidrofilik primer uygulamasından sonra, ayrı bir basamak olarak uygulanan hidrofobik yapıdaki bağlayıcı ajan, ara yüzü hidrofobik hale getirir ve bağlanma dayanımının artmasını sağlar.⁸⁵

Total etch adezivlerle kıyasla self etch adezivlerin birçok avantajı bulunmaktadır. Asitleme, yıkama ve kurutma gibi, klinik uygulama sırasında standardizasyonu sağlamanın güç olduğu aşamalar elimine edilmiştir. Klinik uygulama sırasında geçen süre, bu aşamaların olmaması ile azalmış olur. Yıkama ve kurutma gerektirmediği için dehydrate demineralize dentine bonding uygulanması ile ilgili teknik hassasiyetler giderilmiş böylelikle kollajen ağın çökme riski ortadan kalkmıştır. Smear tabaka ve smear tıkaçları uzaklaştırılmadığı için dentinin dentin kanallarından gelen sıvı ile ıslanmasına engel olunmuş ve postoperatif hassasiyet riskinin azalması sağlanmıştır.⁸⁶

Tek basamaklı self-etch adezivler, genellikle iki basamaklı self-etch adeziv sistemlerden daha hidrofiliktir; bu durum onları su emilimine daha yatkın hale getirir.⁸⁵ Ayrıca bu durum sıvıların geçirgenliğine izin verdiğinden bağlanma dayanımının da düştüğü bildirilmiştir.⁹⁵ Bu düşük bağlanma dayanımı, restorasyonların mekanik özelliklerinin zayıflamasına ve su emiliminin artmasına neden olmaktadır.⁹⁷ Adeziv komponent uygulandıktan sonra, polimerizasyonun hızlı gerçekleştirilmesinin su emilimini azaltacağı düşünülmektedir.^{97, 98} Bununla birlikte, tüm bileşenlerin bir şişede olması raf ömrünü kısaltmıştır⁹⁹, ancak bazı üreticiler hidrolitik olarak daha dirençli akrilamid monomerleri kullanarak bu sorunu çözmeyi denemiştir.¹⁰⁰ Bütün bunların yanında, günümüzde bu sistemlerin giderek daha çok geliştirilmelerine bağlı olarak, daha iyi performans sergiledikleri gözlenmektedir.¹⁰¹

2.3.3.3. Cam İyonomer Adeziv Sistemler

Cam iyonomerler, diş yüzeyine herhangi bir yüzey hazırlık işlemi yapılmaksızın diş sert dokularıyla kimyasal bağlantı sağlayabilen materyallerdir.¹⁰² Cam iyonomer esaslı adeziv sistemler, cam iyonomerlerin diş dokusu ile kimyasal bağlanma etkisinden faydalanma amacı ile geliştirilmiştir.

Cam iyonomer materyallerinin yapısında bulunan polialkenoik asit smear tabakasını uzaklaşmasını sağlamakta ve kollajen fibrillerin 0,5-1 µm derinliğe kadar açığa çıkmasını sağlamaktadır. Bu şekilde de diş yüzeyine mikromekanik olarak bağlantısı, hibridizasyon prensipleri çerçevesinde gerçekleşmektedir. Ayrıca, hidroksiapatit yapıdaki kalsiyum iyonları, polialkenoik asit içerisindeki karboksil grupları ile iyonik olarak bağlanmaktadır. Böylece mikromekanik bağlantıya ek kimyasal bağlanma da oluşmaktadır.^{83, 84, 103}

2.4. Universal Adezivler

Mevcut adezivler için temel zorluk, farklı yapıdaki diş dokularına eşit derecede etkili bir bağlama sağlamaktır.⁸⁰ Adeziv strateji ve basamak sayısı seçimi ile ilgili klinisyenlerin kararlarındaki farklılıkları dikkate alarak bazı üreticiler diş hekimlerine hangi adeziv sistemin (etch&rinse yada self-etch) kullanılacağına karar verme imkanı tanıyan çok yönlü adezivleri piyasaya sürmüşlerdir. Bu yeni sınıf adezivler “universal” olarak adlandırılmışlardır. Universal adezivler piyasadaki en son jenerasyon adezivleri temsil etmektedirler.¹⁰⁴⁻¹⁰⁷

Yakın zamanda piyasaya sürülen bu çok yönlü universal adeziv sistemler, tek şişe içerisindeki adeziv çözeltisinin kullanılmasıyla, hem etch&rinse hem de self etch tekniikle diş yapılarına bağlanma sağlamak amacıyla tasarlanmıştır.¹⁰⁵ Üretici firmalar her iki adeziv tekniği kullanıldığında da bağlanma etkinliğinden ödün verilmediğini iddia etmişlerdir. Ayrıca bu adeziv sistemlerin sadece mine marjinlerine asitleme yapılarak

(selektif asitleme tekniği) kullanılabileceğini de belirtmişlerdir. Selektif asitleme tekniği klinisyene, self etch tekniği ile etch&rinse tekniğinin avantajlarını birleştirilme olanağını sağlamaktadır.¹⁰⁸

Universal adeziv sistemler, daha önceki adeziv jenerasyonların içeriğindeki elemanların bir araya gelmesiyle geliştirilmiş sistemlerdir. Bu elemanlardan en önemlisi olan asidik rezin monomerler; pulpa-dentin kompleksi ile biyouyumludur, diş dokusu ve dental restoratif materyaller ile kuvvetli bağlanmayı sağlar ve aynı zamanda stabil adeziv bir yapı oluşturur. Diğer elemanlar ise; bağlanmayı sağlayan çapraz bağlayıcı rezin monomerler, mono fonksiyonel rezin monomer, co-solventler, yapıya özgü spesifik maddeler, solventler, katalizörler, gerekli durumlarda kullanılan modifiye edici nano dolduruculardır.¹⁰⁹

Mevcut kendinden asitli adezivlerle arasındaki benzerliklere rağmen, universal adezivler diş dokularına kimyasal ve mikromekanik olarak bağlanmayı sağlayan monomer içeriği açısından bu adezivlerden farklıdır.¹¹⁰

Universal adezivlerin çoğunda birincil fonksiyonel monomer olarak fosfat esterleri (R- O-PO₃H₂) kullanılırlar. Universal adezivlerin önemli bir parçası olan bu monomerler, çözünür olmayan Ca⁺² tuzlarının oluşumu ile metallere¹¹¹, zirkonyaya¹¹² ve diş dokularına kimyasal bağlanırlar.^{113, 114} Self-etch, total-etch ve selektif asitleme ile birlikte kullanılabilmelerinin nedeni ise fosforik asit esterleri oldukları için asidik yapıları sayesinde diş dokularını aşındırma ve demineralize etme potansiyeline sahip olmalarıdır.¹¹⁵

Universal adezivlerin içeriğinde fonksiyonel monomerlerden bazıları; 2-fenil hidrojen fosfat (Phenyl-P), 10-metakriloloksidesil dihidrojen fosfat (10-MDP), metakriloloksidesilpridinium bromid (MDPB), 4-metakriloloksietil trimellitat anhidrat (4-META), 4-metakriloloksietil trimellitik asit (4-MET), 11-metakriloloksi-1,1-

andekandikarboksilik asit (MAC-10), 4-akrilooksietil trimellitat anhidrat (4-AETA), metakriloksietil fenil hidrojen (MEP), fosfat metakrilatları, akrilik eter fosforik asit ve diğer fosforik asit esterleridir.¹¹⁶

En sık kullanılan asidik fonksiyonel monomer ise MDP (metakriloloksidesil dihidrojen fosfat)'dir.¹¹⁷ MDP polimerize olabilen metakrilat grupları ve hidroksiapatitteki kalsiyum ile kimyasal bağlanma yeteneğine sahip fosfat gruplarına sahiptir. İçerdiği dihidrojen fosfat gruplarından dolayı asitleyici bir monomerdir. Uzun karbonil zincirine sahip olması nedeniyle oldukça hidrofobiktir. Hidroksiapatit ile adeziv ara yüzeyinde stabil bir nano tabaka oluşturur. Oluşan MDP -Ca (kalsiyum) tuzları bu tabaka boyunca çöker. Böylelikle yüksek ve stabil bir bağlanma dayanımı sağlanır.^{80, 118}

Diğer fonksiyonel monomerler 10-MDP'ye kıyasla daha düşük bağlanma değerleri göstermişlerdir. Ayrıca bu monomerlerin kalsiyum tuzları, hidrolitik çözülmeye karşı da daha dayanıksız olduğundan, bağlanma dayanımları daha düşük olarak saptanmıştır.^{96, 103, 119}

HEMA, universal adezivlerin de içerisinde bulunan hidrofilik bir monomerdir. HEMA, daha iyi bir rezin infiltrasyonu sağlayarak adeziv rezinin bağlanma dayanımını artırır.¹²⁰ HEMA içermeyen universal adezivlerde faz ayrılmasının meydana geldiği bildirilmiştir.¹²⁰

Adeziv içerisindeki çözücü ve hidrofilik monomer miktarının artması adeziv tabaka içerisinde residual çözücü ve polimerize olmamış monomer kalmasına neden olur. Bu sebeple polimerizasyonun tam olarak gerçekleşmesi engellenir, bağlantı zayıflar ve adeziv tabakanın geçirgenliği artar. Bu olumsuzlukları gidermenin bir yolu ilave hidrofobik rezin uygulamasıdır.^{106, 121-124}

İlave hidrofobik rezin uygulaması yapılarak adeziv tabakaya çözünmemiş hidrofobik monomer ilave edilir. Böylece adeziv tabakadaki hidrofobik monomer

konsantrasyonu artar. Hidrofilik monomer ve çözücü konsantrasyonu azalır. İlave hidroforik rezin uygulaması, kalın bir adeziv tabaka oluşumunu ve adeziv tabakanın daha homojen bir hale gelmesini sağlar. Adeziv tabakanın kalınlığının artması ile oksijen inhibisyon tabakasının olumsuz etkileri azaltılır. Adeziv tabaka boyunca oluşabilecek sıvı geçişi ve sıvı hareketi engellenir. Faz ayrılması nedeni ile adeziv tabakada oluşabilecek defektler giderilir. Adeziv tabaka, bu olumlu etkiler sayesinde mikrogerilme bağlanma dayanımı testi sırasında oluşan kuvvetlere karşı daha dirençli hale gelir.^{121, 123} Universal adezivlere ilave hidroforik rezin uygulaması yapılan çalışmalarda; adeziv mineye total-etch modunda dentine ise self-etch modunda uygulandığı zaman bu uygulamanın mikrogerilme bağlanma dayanımını arttırdığı bildirilmiştir.^{106, 110, 124}

Bazı universal adezivlerin içersine silan dahil edilmektedir. Silanın eklenmesindeki asıl amaç cam-seramik bağlanma protokolünü basitleştirmektir. Teorik anlamda klinisyenler, seramik restorasyona hidroforik asit uygulamasının ardından ayrı bir silan solüsyonu uygulamak zorunda kalmazlar.¹²⁵

Mevcut universal adezivlerin ph değeri ürüne bağlı olarak yaklaşık 2.2 ile 3.2 arasında değişmektedir. Universal adezivler genellikle zayıf ($pH > 2$) veya çok zayıf ($pH > 2.5$) asidiktirler.⁸⁰

Universal adezivler, kolaylaştırılmış klinik uygulama tekniklerine karşın diğer kolaylaştırılmış adeziv sistemlere benzer hidrolitik bozulma paternine sahiptirler. Aslında bütün universal adezivler içeriğinde su barındırmaktadırlar. Su, asidik monomer ile dentin ve mine arasında iyonik bağ meydana gelebilmesi için gerekmektedir. Fakat monomerin asidik pH' sı ile güçlendirilmiş olan polimer ve kollajen rezidüel su nedeniyle hidrolitik degradasyona uğrar.^{126, 127} Bu sebeple tüm su bazlı adezivlerin mine ve dentinde uygulaması sırasında dikkat edilmesi gereken adımlardan biri çözücü buharlaşma süresidir.¹²⁸ Üretici firmaların önerdiği çözücü buharlaşma süresinin

arttırılması, universal adezivlerde 24 saatlik dentin bağlanma dayanımı miktarında önemli artış sağlamıştır.¹²⁸

2.5. Dual Cure Aktivatör

Dual cure / self cure rezin bazlı malzemeler yapılarındaki tersiyer aminden dolayı yüksek asidik monomer içeren yani $pH < 3$ olan, self etch ve universal adeziv sistemler ile uyumsuzdur. Asidik monomerler ve tersiyer amin arasındaki etkileşim, tersiyer aminin tükenmesiyle sonuçlanır. Bu da polimerizasyon için kullanılan serbest radikallerinin oluşumunu azaltır.¹²⁹

Bu kimyasal uyumsuzluğu önlemek için üreticiler aril sülfonik asit tuzları, organoboron bileşikler ve barbitürik asit / kuprik klorür gibi yardımcı başlatıcılar ekleyerek dual cure adeziv sistemleri geliştirmişlerdir. Bu tür sistemler kullanıldığında, yardımcı başlatıcılar asidik rezin monomerleri ile reaksiyona girer ve dual cure rezin bazlı malzemelerin polimerizasyon reaksiyonunu başlatan fenil veya benzensülfonil içeren radikaller üretirler.⁹

Yardımcı başlatıcıların çoğu tuzlardan oluştuğu için, genellikle aseton veya etanol gibi organik çözücüler içinde karıştırılır ve tek şişelerde sunulur. Bu tuzlar ve organik çözücülerden oluşan çözelti, bağlama maddesi ile karıştırılır ve karışım, başlatıcı içermeyen bağlanma maddeleri için önerilen prosedürler izlenerek, üreticinin talimatlarına göre dentine uygulanır.¹²⁹

Ayrıca ışığın daha az ulaştığı dişin farklı bölümlerinde, dual cure aktivatörlere sahip dual cure adeziv sistemlerin bağlanma gücünün , daha homojen olabileceği görülmüştür.¹³⁰

Dual cure aktivatör eklenmiş adezivler klinikte çoğunlukla; indirekt restorasyonların simantasyonu için, ışığın nüfuz etmesinin zor veya imkansız olduğu

alanlarda ve fiber post uygulamasında dual cure kompozitler ve dual cure rezin simanlar ile birlikte kullanılmaktadır.

2.6. Adeziv Sistemlerin Laboratuvar Performanslarının Değerlendirilmesi

Adeziv sistemlerin etkinliğinin değerlendirilmesi amacıyla kullanılan en etkili yöntem klinik çalışmalardır. Fakat klinik çalışmaların uzun zaman almaktadır. Kullanılan materyallerin yerine sürekli yeni ürünlerin geliştirilmesi sebebiyle de in vitro testler adeziv sistemlerin başarısını değerlendirebilmek için gereklidir.¹³¹ Bu testlerden en yaygın kullanılanlar bağlanma dayanımı (bond strength) testleridir.¹³²

Bağlanma dayanım testleri olarak makaslama (shear), gerilme (tensile) ve mikro gerilme (microtensile), mikro makaslama (microshear) bağlanma dayanımı testleri kullanılmaktadır.¹³³ İdeal bağlanma dayanım testinin teknik hassasiyetinin düşük olması, uygulananın kolay ve hızlı olması gerekmektedir.

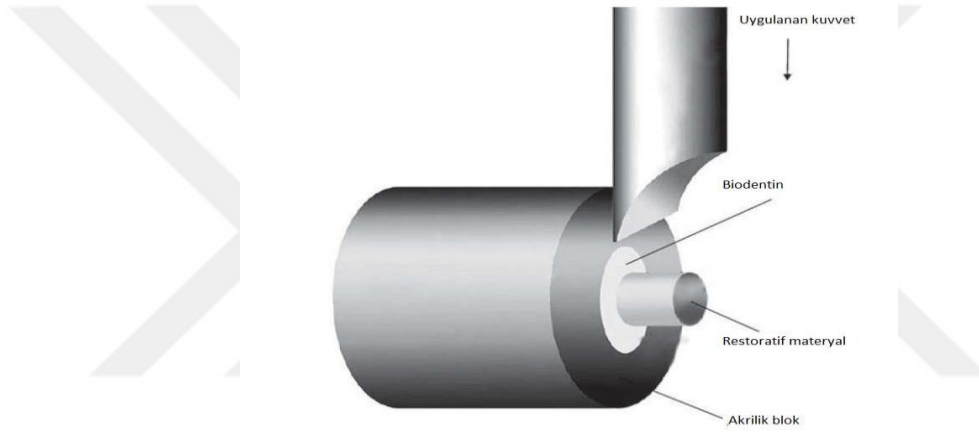
Genel olarak laboratuvar testlerinin avantajları arasında; test prosedürünün nispeten kolay olması, spesifik parametre ve özelliklerle ilgili veri elde etmenin hızlı olması, belirli bir parametrenin ölçülebilmesine olanak sağlaması, çok sayıda deneysel grubun tek bir çalışmada test edilebilir olması, yeni ve ya deneysel materyalin ya da tekniğin güncel altın standart performansı ile karşılaştırılabilmesine olanak vermesi sayılabilir.⁸⁴

2.6.1. Makaslama Bağlanma Dayanıklılık Testi (Shear Bond Strength Test)

Makaslama-bağlanma dayanımı testinde, iki farklı materyal bir adeziv madde ile birleştirilir ardından kırılma meydana gelinceye kadar, substrat ve adezivin bağlandığı arayüze paralel olacak şekilde sabit artışla seyreden bir kuvvet uygulanır.¹³⁴

Örnek hazırlığının kolay olması ve klinik ortamdaki yük dağılımını iyi bir şekilde taklit etmesi nedeniyle literatürde en sık kullanılan in vitro test yöntemidir.¹³⁵

Makaslama testlerinde kopma kuvveti, teste hazır hale getirilmiş diş yüzeyine paralel şekilde uygulanmalıdır. ISO 11405 dokümanında, makaslama testinde kullanılacak test cihazı, örneğin sabitlenebilmesi için sert bir blok ve buna bağlı 0,5 mm'lik künt bir uca sahip olan ayırıcı yüzey olarak tanımlanır.¹³⁶ Dönme momenti oluşumunu engellemek amacıyla ayırıcı yüzeyin, diş-adeziv bağlanma yüzey alanına en yakın noktadan temas etmesi sağlanmalıdır. Makaslama testlerinin; çekme kuvvetleri ile karşılaştırıldığında, ağız ortamının farklı karakterdeki kuvvetlerini daha başarılı taklit ettiği bildirilmektedir.¹³⁷



Şekil 2.1. Makaslama bağlanma testinin şematik gösterimi ¹³⁸

2.6.2. Gerilim Bağlanma Dayanıklılık Testi (Tensile Bond Strenght Test)

Restoratif materyal ile diş ara yüzüne dik ve sabit hızla kuvvet uygulanması ile bağlanma dayanımını ölçmeye yarayan in vitro bir test yöntemidir. Bu testte, uygulanan kuvvetin bağlanma arayüzünün tam olarak merkezinden geçmesi gerekmektedir. Böylece bağlanma arayüzü dış kenarında gerilme kuvveti yaratılmış olunur.¹³⁵ Merkeze yakın orta bölgelerde ise sıkışma tarzı kuvvetler oluşur.

Gerilme-bağlanma dayanımı testi hassastır, sonuçta numunedeki veya yük uygulama sırasındaki stres dağılımındaki ufak değişikliklerin sonuçlar üzerinde önemli bir etkisi vardır. Bu nedenle; test cihazı her ne kadar enine kuvvetleri en aza indirecek

şekilde tasarlanmış olsa da numuneler yerleştirilirken çapraz kuvvetlerden etkilenmemeleri için son derece dikkatli olunmalıdır.¹³⁹

Bu test yönteminde bağlantı yüzey alanının ortalama 7 mm^2 hazırlanması gerekir. Bu durum özellikle homojen olmayan dentin gibi dokularda çalışılırken bir dezavantaj oluşturmakta ve bu nedenle yapılan bağlanma testleri sağlıklı sonuçlar vermemektedir.¹⁴⁰

2.6.3. Mikromakaslama Bağlanma Dayanıklılık Testi (Microshear Bond Strenght Test)

Mikro makaslama testi, 2002 yılında tanıtılan bir mikro bağlanma dayanım testidir.¹⁴¹ Mikro makaslama (μ SBS) testinde 3 mm^2 veya daha az bağlanmış kesit alanları ile ölçüm yapılır.^{142, 143}

Mikro makaslama bağlanma dayanımı testi için; bir diştten fazla sayıda örnek elde edilmesi, bir diş için ortalama değerlerin hesaplanabilmesi, düzensiz yüzeylerde çalışılabilmesi ve örneklerin deneyden sonrası SEM’de daha kolay incelenebilmesi avantajları arasında sayılabilir.¹⁴⁴

Bu testte kuvvetlerin lokalizasyonunu standardize etmek zordur.¹⁴⁵ Makro makaslama ile kıyaslandığında eş biçimli olmayan stres daha belirgindir. Ayrıca ISO 2003 standardına göre adeziv bölgenin sınırlanması mümkün değildir. Bu majör kısıtlamalardan dolayı çok fazla uygulanmamaktadır.¹⁴⁶

2.6.4. Mikrogerilim Bağlanma Dayanıklılık Testi (Microtensile Bond Strenght Test)

Makaslama bağlanma ve gerilme test yöntemlerinin sahip olduğu dezavantajlar yeni yöntemlerin geliştirilmesine neden olmuştur. Bu doğrultuda yapılan çalışmalar sonucunda 1994 yılında Sano ve ark¹⁴⁷ tarafından alternatif olarak mikrogerilme bağlanma dayanıklılık testi önerilmiştir. Mikro gerilme test yönteminde, düşük hızda

alışan elmas diskler ile tek bir dişten 1 mm²'lik yüzey alanına sahip çok sayıda seri kesitler alınır.

Bu test yönteminde koheziv başarısızlığın azaldığını ve başarısızlığın daha çok bağlanma arayüzlerinde olduğu ve geniş yüzey alanlarının kullanıldığı makro makaslama ve gerilme testlerine oranla daha yüksek bağlanma dayanım verilerine ulaşıldığı bildirilmiştir.¹⁴⁷⁻¹⁴⁹

Bir dişten çok sayıda örnek elde edilebilmesi ile dişlerin verimli kullanılması,^{144,}
¹⁵⁰ hazırlanan örneklerde adeziv kopmanın daha çok oranda, koheziv kopmanın daha az oranda olması, ara yüzeyde daha başarılı stres dağılımı sağlanması,^{101, 151} bağlanma dayanımı için yüksek değerlerin ölçülebilmesi, bağlanma dayanım farklılıklarının bölgesel olarak değerlendirilebilmesi, rkden etkilenmiş dentin bölgesi gibi çok küçük alanlarda test yapabilme imkanı sağlaması, tek bir dişteki değişkenlerin hesaplanabilmesi, kalan dentin kalınlığının bağlanmaya olan etkisinin değerlendirilebilmesi, diş kaynaklı değişkenlerin incelenebilmesi gibi avantajlara sahiptir.^{152, 153}

Diğer yandan mikrogerilim test yönteminin bazı zorluk ve dezavantajları da bulunmaktadır. Yoğun laboratuvar çalışması gerektirir, çok düşük (5 MPa'dan küçük) bağlama dayanımını ölçmede zorluk gösterir, örneklerin küçük boyutu onların daha kolay dehidrate olmasına ve zarar görmesine neden olabilir, uygun geometride örnek hazırlanması özel ekipman gerektirir, test örneklerinin hazırlanması sırasında dişte içsel defektler oluşabilir,^{133, 154} adeziv ara yüzeyinde, hatalı uygulama prosedürleri nedeniyle oluşan stresler ile bağlanma değerleri değişebilir.¹⁵⁵

2.7. Bağlanma Dayanım Testleri Sırasmda Meydana Gelen Kırık Tiplerinin Değerlendirilmesi

Bağlanma dayanımlarının test edildiği örneklerde, meydana gelen kırıkların şekli, adeziv bağlanma gösteren materyallerin gösterdikleri kütlesel dirençten etkilenir. Testin ardından kopma yüzeyleri, ışık mikroskobu altında ya da görsel olarak incelenerek başarısızlık tipleri tespit edilmektedir. Buna göre, oluşma şekillerine bağlı olarak kırık tipleri; adeziv, koheziv veya karışık (mixed) olarak isimlendirilir.

Adeziv kırıklar: Dentin ile rezin esaslı materyal gibi farklı iki materyal arasında oluşan kırılmalardır.

Koheziv kırıklar: Aynı materyalin kendi içinde gösterdiği kırılmalardır.

Karışık kırıklar: Adeziv ve koheziv kırık tiplerinin aynı anda gözlenebildiği kırıklardır.¹⁵⁶

2.8. Taramalı Elektron Mikroskobu Analizleri

Işık mikroskobunun yanı sıra yüzeyin daha ayrıntılı görüntüsünü elde etmek amacıyla taramalı elektron mikroskobu (SEM-Scanning Electron Microscopy) diş hekimliğinde yüzey incelemesi için sıklıkla kullanılmaktadır. Taramalı elektron mikroskobu (SEM), katı cisimlerin mikro yapılarını incelemek ve değerlendirmek için kullanılan bir mikroskobik inceleme yöntemidir.¹⁵⁷ Bu nedenle yüzey analiz tekniği olarak, diş dokuları ile restoratif sistemler arasındaki kimyasal ve dinamik etkileşimi değerlendirmede de kullanılabilir.

Taramalı Elektron Mikroskobunda (SEM), 1-10 keV'luk birincil elektron enerjili elektron demeti bir lens sistemi yardımı ile numune yüzeyinde 1-10 nm yarıçaplı bir noktaya odaklanır. Odaklanan demet bir optiksel gösteri olarak kullanılan video túbün elektron demeti ile aynı anda bir saptırıcı halka sistemi, numuneyi dikdörtgensel olarak boydan boya tarar. İki demet aynı tarayıcı jeneratör tarafından kontrol edilir. Büyütme,

numune yüzeyinde taranan alan ve görüntülemenin büyüklük oranıdır. Çeşitli sinyaller, ikincil elektronlar, x-ışınları, geri saçılan elektronlar, ve numune akımı ile toplanabilir. Oluşan sinyalin iki boyutlu haritası bir SEM görüntüsü ortaya çıkarır.¹⁵⁸



3. MATERYAL VE METOD

Bu tez çalışması; Atatürk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü (BAP) tarafından desteklenmiş (THD-2020-8620), Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı 19/06/2020 tarihli ve 03/2020 nolu Etik Kurul Raporuyla onaylanmıştır.

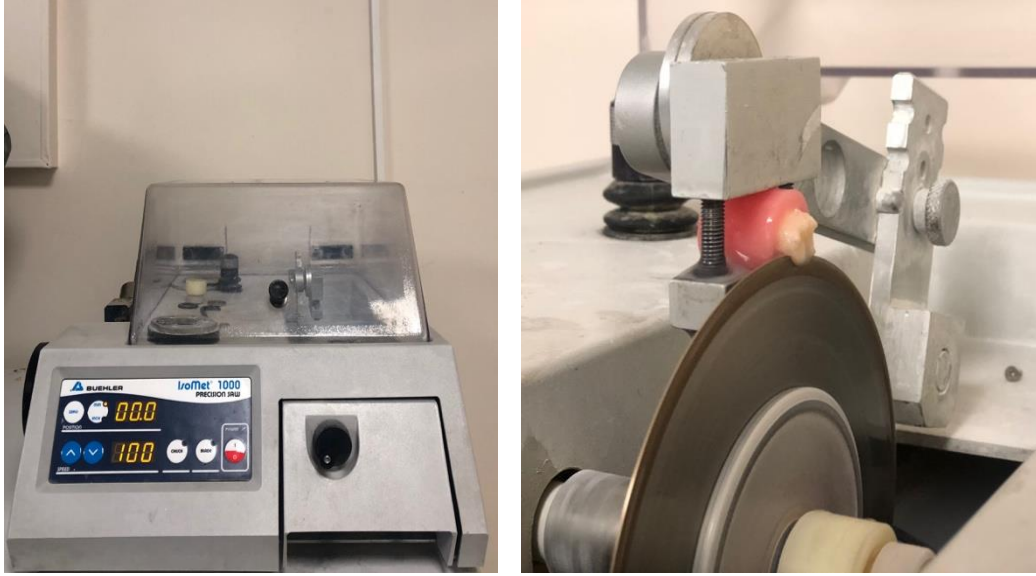
Tez çalışmamızın uygulamaları, Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarında ve Doğu Anadolu İleri Teknoloji Uygulama ve Araştırma Merkezi (DAYTAM)' nde yapıldı. Çalışmada 3 farklı universal adeziv sistem, 3 farklı dual cure aktivatör ve 2 farklı kompozit rezin kullanıldı.

3.1. Dişlerin Toplanması ve Saklanması

Bu çalışma için çürük ve restorasyon içermeyen, florozisi bulunmayan 130 adet çekilmiş insan molar dişi toplandı. Dişlerin yüzeyindeki yumuşak ve sert doku kalıntıları periodontal küret ile uzaklaştırıldı, sürekli akan su altında fırça ile temizlendi. Dişler çalışmanın gerçekleştirileceği zamana kadar (en fazla 6 ay) oda sıcaklığında distile su içerisinde saklandı. Distile su on gün aralıklarla periyodik olarak değiştirildi.

3.2. Örneklerin Hazırlanması

Dişler akrilik rezin içine gömüldü. Ardından dişlerin koronal mineleri ISOMET cihazı (ISOMET; Buehler, Lake Buff, ABD) kullanılarak yavaş hızla çalışan bir elmas testere (Isomet Low Speed Saw 1000; Buehler Ltd., Illinois, ABD) ile kesildi. Dentin yüzeyleri 600-gritlik silikon karbit zımpara ile sürekli su soğutması altında 1 dk boyunca zımparalanarak standart bir smear tabakası oluşturuldu. Yüzey hazırlama işleminin ardından dişler kullanılacak adeziv sisteme göre 4 gruba ayrıldı.



Şekil 3.1. Isomet cihazı ve mine yüzeylerinin kesilmesi

3.3. Adeziv Sistemlerin Uygulanması

Çalışmada üç universal adeziv sistem [Prime Bond Universal (Dentsply Sirona, Milford, DE, ABD), Clearfil Universal Bond Quick (Kuraray Noritake Dental Inc., Okuyama, Japonya), G Premio Bond (GC Corporation, Tokyo, Japonya)] ve her bir universal adezivin kendisine ait dual cure aktivatörü [Self Cure Aktivatör (Dentsply Sirona, Milford, DE, ABD), Clearfil Dual Cure Aktivatör (Kuraray Noritake Dental Inc., Okuyama, Japonya), G Premio Dual Cure Aktivatör (GC Corporation, Tokyo, Japonya)] kullanıldı. Kullanılan ajanların üretici firmaları, içerikleri ve seri numaraları Tablo 3.1’de gösterildi.

Dişler (n=120) rastgele olacak şekilde, adeziv materyallerine göre üç gruba (n=40), polimerizasyon moduna göre [light cure, dual cure, self cure, aktivatörsüz self cure (negatif kontrol)] dört gruba (n=10) ayrıldı. Adezivler üretici firma talimatlarına göre açığa çıkarılan dentin yüzeylerine uygulandı ve polimerizasyon moduna göre polimerize edildi. (Tablo 3.2.) Polimerize edilirken ışık cihazının mesafesini standardize etmek amacıyla silikon ölçü materyalinden (Elite HD+; Zhermack SpA, Badia Polesine, Italy) yüksekliği 4 mm ve çapı 4 mm olarak hazırlanan kalıp kullanıldı. (Şekil 3.4.)

Ardından uygulanacak kompozit tipine göre [Clearfil Majesty Posterior, Clearfil DC Core Plus Automik (Kuraray Noritake Dental Inc., Okuyama, Japonya)] iki gruba ayrıldı (n=5).

Kontrol grubu için kullanılan 2 aşamalı self etch adeziv sistem [Clearfil SE Bond (Kuraray Noritake Dental Inc., Okuyama, Japonya)] dentin yüzeylerine üretici firma talimatlarına göre uygulandı (n=10) ve uygulanacak kompozit tipine göre iki gruba ayrıldı (n=5).



Şekil 3.2. Kullanılan universal adezivler ve dual cure aktivatörleri

Tablo 3.1. Kullanılan adeziv sistemlerin ve dual cure aktivatörlerinin üretici firma, içerikleri ve pH değerleri

	ÜRETİCİ FİRMA	pH	İÇERİK	LOT NUMARASI
PRIME BOND UNİVERSAL (PB)	Dentsply Sirona, Milford, DE, ABD	2.5	Aseton, UDMA, PENTA, dimetakrilat rezin, trimetakrilat rezin	20030000979
SELF CURE AKTİVATÖR	Dentsply Sirona, Milford, DE, ABD		Aseton, UDMA, HEMA, başlatıcı	00056741
CLEARFIL UNİVERSAL BOND QUICK (CU)	Kuraray Noritake Dental Inc., Okuyama, Japonya	2.3	Bis-GMA, etanol, HEMA, 10- MDP, hidrofilik amin monomerleri, koloidal silika, silan bağlayıcı ajan, sodyum florid, dikomforokinon	000036
CLEARFIL DUAL CURE AKTİVATÖR	Kuraray Noritake Dental Inc., Okuyama, Japonya		Etanol, katalizörler, hızlandırıcılar	260009
G PREMIO BOND UNİVERSAL (GP)	GC Corporation, Tokyo, Japonya	1.5	Aseton, su, 4-MET, MDP, metakrilat monomer, silikon dioksit	1910251
G PREMIO DUAL CURE AKTİVATÖR	GC Corporation, Tokyo, Japonya		Başlatıcılar, distile su, etanol	1910081
CLEARFIL SE BOND (CSE)	Kuraray Noritake Dental Inc., Okuyama, Japonya	1.9	PRİMER: MDP, HEMA, Hidrofilik alifatik dimetakrilat, dl-kamforkinon, N, N-dietanol-p- tolidin, Su BOND: MDP, Bis-GMA, HEMA, Hidrofobik alifatik dimetakrilat, dl-kamforkinon, N,N-dietanol-p-tolidin, koloidal silika	000347



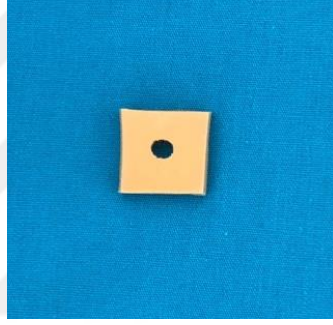
Şekil 3.3. Uygulanacak universal adeziv sisteme göre gruplara ayrılan örnekler

Tablo 3.2. Kullanılan adezivlerin polimerizasyon çeşidine göre uygulama şekilleri

	LİGH T CURE	DUAL CURE (aktivatörlü)	SELF CURE (aktivatörlü)	AKTİVATÖRSÜZ SELF CURE (NEGATİF KONTROL)
PRİME BOND UNİVERSAL (PB)	Bol miktarda bond fırça ile 20 sn aktif uygulandı. 5 sn hava ile kurutuldu. 10 sn ışıkla polimerize edildi.	Bir damla bond ve bir damla aynı markanın self cure aktivatörü temiz bir plastik kapta karıştırıldı. Light cure polimerizasyon uygulamasında belirtildiği gibi, aynı şekilde uygulandı.	Bir damla bond ve bir damla aynı markanın self cure aktivatörü temiz bir plastik kapta karıştırıldı. 20 sn aktif uygulandı. 5 sn hava ile kurutuldu. Işıkla polimerize edilmedi.	Bol miktarda bond fırça ile 20 sn aktif uygulandı. 5 sn hava ile kurutuldu. Işıkla polimerize edilmedi.
CLEARFİL UNİVERSAL BOND QUICK (CU)	Bond fırça yardımı ile uygulandı. Beklemeden 5 sn hava ile kurutuldu. 10 sn ışıkla polimerize edildi.	Bir damla bond ve bir damla aynı markanın dual cure aktivatörü temiz bir plastik kapta karıştırıldı. 5 saniyeden uzun süre hava ile kurutuldu. 10 sn ışıkla polimerize edildi.	Bir damla bond ve bir damla aynı markanın dual cure aktivatörü temiz bir plastik kapta karıştırıldı. 5 saniyeden uzun süre hava ile kurutuldu. Işıkla polimerize edilmedi.	Bond fırça yardımı ile uygulandı. Beklemeden 5 sn hava ile kurutuldu. Işıkla polimerize edilmedi.
G PREMİO BOND UNİVERSAL (GP)	Bond fırça yardımı ile uygulanmasının ardından 10 sn bekletildi. 5 sn hava ile kurutuldu. 10 sn ışıkla polimerize edildi.	Bir damla bond ve bir damla aynı markanın dual cure aktivatörü temiz bir plastik kapta karıştırıldı. Light cure polimerizasyon uygulamasında belirtildiği gibi aynı şekilde uygulandı.	Bir damla bond ve bir damla aynı markanın dual cure aktivatörü temiz bir plastik kapta karıştırıldı. 10 sn bekletildi. 5 sn hava ile kurutuldu. Işıkla polimerize edilmedi.	Bond fırça yardımı ile uygulanmasının ardından 10 sn bekletildi. 5 sn hava ile kurutuldu. Işıkla polimerize edilmedi.
CLEARFİL SE BOND (CSE) (POZİTİF KONTROL)	Primer 20 sn süreyle kaviteye uygulandı. Hafif hava ile kurutuldu. Ardından bond uygulandı. Yavaşça kurutuldu. 10 sn ışıkla polimerize edildi.			

3.4. Örneklere Kompozit Uygulanması

Kompozit rezin, dentini açığa çıkarılmış ve adeziv uygulanmış dişlerin üzerine, adezivi polimerize ederken kullanılan yüksekliği 4 mm ve çapı 4 mm olan silikon ölçü materyalinden (Elite HD+; Zhermack SpA, Badia Polesine, Italya) hazırlanmış olan kalıp kullanılarak, el aletleri yardımıyla 2 tabaka halinde yerleştirildi. Her bir tabaka LED cihazı ile (1200–1300 mW/cm², D-Light Duo, GC, Tokyo, Japan) üretici firmanın belirttiği süre boyunca ışıklandırılarak polimerize edildi. Restorasyonu tamamlanan örnekler 24 saat boyunca distile su içerisinde etüvde bekletildi.



Şekil 3.4. Kullanılan silikon kalıp



Şekil 3.5. LED cihazı



Şekil 3.6. Polimerizasyon modlarına ve kompozit tiplerine göre gruplara ayrılan örnekler

3.5. Makaslama Bağlanma Dayanıklılık Testi Uygulanması

Makaslama bağlanma kuvveti universal bir test cihazı (AGS-X, Shimadzu, Japonya) kullanılarak ölçüldü. Universal Test cihazının üst hareketli koluna paslanmaz çelikten yapılmış bıçak sırtı şeklinde olan çubuk sabitlendi. Örneklerin sabitlendiği parça da test cihazının alt kısmına yerleştirildi. Cihazın ince bıçağı kullanılarak, dentin yüzeyi ve kompozit silindirin birleştiiğii noktadan, 1 mm/dk hızla, akrilik yüzeye paralel olacak şekilde kuvvet uygulandı. Makaslama kuvveti, bağlantı yüzeyinde kırılma gerçekleşene kadar uygulandı. Elde edilen kuvvetler, Newton cinsinden kaydedildi. Ardından bu değerler $\text{MPa} = \text{Kuvvet (N)} / \text{Alan (mm}^2\text{)}$ formülü ile MPa (Megapascal)'ya çevrildi.



Şekil 3.7. Shimadzu Universal Test Cihazı

3.6. Kırılma Analizi

Makaslama bağlanma dayanımı testi uygulanan her örneğii kırılma yüzeyleri stereomikroskop (Olympus SZ4045 TRPT, Osaka, Japonya) ile x20 büyütmede incelendi. Kırılma tipleri bağlantı yüzeylerinin başarısızlık tipine göre;

- Adeziv (kopma dentin ile kompozit ara yüzünde)

- Koheziv (kopma dentin veya kompozitin kendi içerisinde)
- Karışık (Miks) (kopma hattının bir bölümü ara yüzeyde, bir bölümü ise dentin veya kompozit içerisinde) olarak sınıflandırıldı.

3.7. Taramalı Elektron Mikroskobu İle Görüntüleme

SEM analizi için 13 adet insan molar dişi kullanıldı. Dişlerin koronal mineleri uzaklaştırıldı ve açığa çıkarılan dentin yüzeyleri 600-gritlik silikon karbit zımpara ile sürekli su soğutması altında 1 dk boyunca zımparalanarak standart bir smear tabakası oluşturuldu. Adeziv sistemlerin farklı polimerizasyon modlarında, üretici firma talimatlarına göre uygulanmasının ardından kompozit rezin ilave edildi. Polimerizasyonun tamamlanması için distile su içerisinde etüvde 24 saat bekletildi. Daha sonra 13 örnek, dişin uzun aksına paralel ve adeziv iç yüzüne dik olacak şekilde ikiye kesildi. Aktivatörsüz self cure moduna ait örnekler kesim sırasında kompozit-dentin arayüzünden kopmuş olduğu için SEM görüntüleri alınamamıştır. Kalan 10 örneğin kesilen yüzeyleri polisaj diskleri (Soflex, 3M ESPE, ABD) ve diamond gloss (TDV Dental Ltd, Pomerode/SC, Brazil) ile parlatıldı.

Ultrasonik bir cihazda 3 dk temizlenen örnekler 25 sn 6 M hidroklorik asit ve 3 dk %6 sodyum hipoklorit içine batırıldı. Ardından artan derecelerde tersiyer bütül alkol uygulaması (20 dk %50, 20 dk %75, 20 dk %95, 2 saat %100) ile dehidrate edildi. Adeziv bağlanma yüzeyleri taramalı elektron mikroskobu (SEM, Quanta FEG 250, FEI) ile incelendi.



Şekil 3.8. Ultrasonik temizleyici



Şekil 3.9. ESEM cihazı ve hazırlanmış örnekler

3.8. İstatistiksel Analiz

Tezde; 3(+1 kontrol)x2x4 faktöriyel düzende 5 tekrarlı olarak bir çalışma uygulanmış ve elde edilen veriler Varyans Analizi (ANOVA) ile değerlendirilmiştir. Önemli bulunan ortalamaların karşılaştırılmasında Tukey HSD çoklu karşılaştırma testleri kullanılmıştır. $p<0.05$ değeri istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir. Adeziv, koheziv ve miks kopma tipleri yüzdelik olarak sunulmuştur. Verilerin istatistiksel analizi SPSS 20 (IBM, Chicago, IL, ABD) paket programı kullanılarak yapılmıştır.



4. BULGULAR

4.1. Makaslama Bağlanma Dayanım Testine Ait Bulgular

Çalışmamızda, farklı polimerizasyon modlarında üç universal bonding ajanı ile birlikte light cure ve dual cure kompozit materyalin dentine bağlama dayanımlarına ait veriler varyans analizi ile değerlendirilmiş ve Tablo 4.1’de gösterilmiştir.

Tablo 4.1. Varyans analizi (ANOVA) sonuçları ve gruplar arası interaksyonlar

KAYNAK	Kareler toplamı	sd	Kareler ortalaması	F	p
Bonding ajan	71.774	2	35.887	9.757	.000*
Kompozit	87.802	1	87.802	23.872	.000*
Polimerizasyon modu	424.736	3	141.579	38.492	.000*
Bonding ajan*kompozit	8.931	2	4.466	1.214	0.301
Bonding ajan*polimerizasyon	20.690	6	3.448	.938	0.472
Kompozit*polimerizasyon	122.152	3	40.717	11.070	.000*
Bonding ajan*kompozit*polimerizasyon	25.595	6	4.266	1.160	0.334
Hata	382.521	104	3.678		
Toplam	6830.124	130			

Bonding ajanlar, kompozitler ve polimerizasyon modları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar olduğu görülmüştür ($p<0.05$). Kompozit ve adezivin polimerizasyon modu arasında interaksyon tespit edilmiştir.

Tablo 4.2. Makaslama bağlanma dayanımı testi verilerine ait ortalama $\pm$ standart sapma değerleri (MPa)

		LIGHT CURE	DUAL CURE (aktivatörlü)	SELF CURE (aktivatörlü)	AKTİVATÖRSÜZ SELF CURE (negatif kontrol)
		ort $\pm$ std	ort $\pm$ std	ort $\pm$ std	ort $\pm$ std
PRIME BOND UNIVERSAL (n=40)	Light Cure Kompozit	11.47 $\pm$ 3.01	7.59 $\pm$ 1.57	6.18 $\pm$ 2.76	3.90 $\pm$ 1.73
	Dual Cure Kompozit	6.68 $\pm$ 0.93	9.63 $\pm$ 2.28	6.01 $\pm$ 2.35	3.37 $\pm$ 0.87
CLEARFİL UNIVERSAL QUICK BOND (n=40)	Light Cure Kompozit	11.57 $\pm$ 3.95	7.40 $\pm$ 2.61	4.74 $\pm$ 0.57	3.84 $\pm$ 1.64
	Dual Cure Kompozit	6.46 $\pm$ 1.41	7.82 $\pm$ 1.26	5.41 $\pm$ 1.64	3.54 $\pm$ 1.76
G-PREMİO BOND (n=40)	Light Cure Kompozit	7.46 $\pm$ 1.08	5.64 $\pm$ 1.78	3.20 $\pm$ 0.64	3.13 $\pm$ 0.82
	Dual Cure Kompozit	5.87 $\pm$ 1.61	5.69 $\pm$ 0.73	6.17 $\pm$ 2.19	2.69 $\pm$ 1.44
KONTROL (CLEARFİL SE BOND) (n=10)	Light Cure Kompozit	14.51 $\pm$ 2.99			
	Dual Cure Kompozit	7.46 $\pm$ 1.26			

Makaslama bağlanma dayanımı testi verilerine ait ortalama $\pm$ standart sapma değerleri (MPa) de, Tablo 4.2’de verilmiştir.

En yüksek makaslama bağlanma dayanımı kontrol grubu olarak kullanılan CSE’nin light cure kompozit ile restore edildiği örneklerde elde edilmiştir (14.51 MPa). Tüm universal bonding ajanlar, en düşük bağlanma değerlerini, adezivin aktivatörsüz self cure modda (negatif kontrol) uygulandığı örneklerde göstermiştir. En düşük değer ise GP örneklerinde bulunmuştur (2.69 MPa).

Light cure kompozit uygulanan örneklerde, en yüksek bağlanma dayanımları adezivlerin light cure modunda elde edilmiştir. Universal adezivler içerisinde en yüksek bağlanma dayanım değerini CU’nun light cure örnekleri (11.57 MPa) göstermiştir.

Dual cure kompozit uygulanan örneklerde, PB (9.63 MPa) ve CU (7.82 MPa) dual cure modda daha yüksek bağlanma dayanımı gösterirken, GP en yüksek bağlanma dayanımını self cure modda (6.17 MPa) göstermiştir.

Adezivin light cure moduna ait örneklerin, makaslama bağlanma dayanımı testi verilerine ait ortalama $\pm$ standart sapma değerleri (MPa), ve Tukey HSD çoklu karşılaştırma testi sonuçları Tablo 4.3’de verilmiştir.

Tablo 4.3. Adezivin light cure moduna ait örneklerin bağlanma dayanımının ortalama, standart sapma değerleri (MPa) ve Tukey HSD testi sonuçları

ADEZİV	KOMPOZİT	
	Light Cure	Dual Cure
Prime Bond Universal (PB)	11.47 $\pm$ 3.01 ^{a,A}	6.68 $\pm$ 0.93 ^{a,B}
Clearfil Universal Quick Bond (CU)	11.57 $\pm$ 3.95 ^{a,A}	6.46 $\pm$ 1.41 ^{a,B}
G-Premio Bond (GP)	7.46 $\pm$ 1.08 ^{a,A}	5.87 $\pm$ 1.61 ^{a,A}

* $p < 0.05$ Aynı sütunda bulunan farklı küçük harfler ve aynı satırda bulunan farklı büyük harfler istatistiksel olarak anlamlılığı ifade etmektedir.

En yüksek bağlanma değeri light cure kompozit ile restore edilmiş olan CU (11.57 MPa) gösterirken en düşük değer, dual cure kompozit ile restore edilen GP’de (5.87 MPa) elde edilmiştir. Light cure modunda adezivlerin, aynı tür kompozit ile restore edilmiş örnekleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p > 0.05$). PB ve CU’da light cure ve dual cure kompozitler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edilirken ($p < 0.05$), GP anlamlı farklılık göstermemiştir ($p > 0.05$).

Tablo 4.4’de adezivlerin dual cure moduna ait örneklerin, makaslama bağlanma dayanımı testi verilerine ait ortalama $\pm$ standart sapma değerleri (MPa), ve Tukey HSD çoklu karşılaştırma testi sonuçları gösterilmiştir.

Tablo 4.4. Adezivin dual cure moduna ait örneklerin bağlanma dayanımının ortalama, standart sapma değerleri (MPa) ve Tukey HSD testi sonuçları

ADEZİV DUAL CURE	KOMPOZİT	
	Light Cure	Dual Cure
Prime Bond Universal (PB)	7.59 ± 1.57 ^{a,A}	9.63 ± 2.28 ^{a,A}
Clearfil Universal Quick Bond (CU)	7.40 ± 2.61 ^{a,A}	7.82 ± 1.26 ^{ab,A}
G-Premio Bond (GP)	5.64 ± 1.78 ^{a,A}	5.69 ± 0.73 ^{b,A}

* p<0.05 Aynı sütunda bulunan farklı küçük harfler ve aynı satırda bulunan farklı büyük harfler istatistiksel olarak anlamlılığı ifade etmektedir.

Dual cure modda adezivlerin, light cure kompozit ile restore edilmiş örneklerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edilemedi ($p>0.05$). Dual cure kompozit ile restore edilen örnekler arasında ise en yüksek değeri PB (9.63 MPa) gösterirken en düşük değeri GP (5.69 MPa) göstermiştir ($p<0.05$). Adezivlerin kendi içerisinde, restore edilen kompozit tipine göre anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p>0.05$).

Tablo 4.5’de adezivin self cure moduna ait örneklerin, makaslama bağlanma dayanımı testi verilerine ait ortalama ± standart sapma değerleri (MPa), ve Tukey HSD çoklu karşılaştırma testi sonuçları gösterilmiştir.

Tablo 4.5. Adezivin self cure moduna ait örneklerin bağlanma dayanımının ortalama, standart sapma değerleri (MPa) ve Tukey HSD testi sonuçları

ADEZİV SELF CURE	KOMPOZİT	
	Light Cure	Dual Cure
Prime Bond Universal (PB)	6.18 ± 2.76 ^{a,A}	6.01 ± 2.35 ^{a,A}
Clearfil Universal Quick Bond (CU)	4.74 ± 0.57 ^{ab,A}	5.41 ± 1.64 ^{a,A}
G-Premio Bond (GP)	3.20 ± 0.64 ^{b,A}	6.17 ± 2.19 ^{a,B}

* p<0.05 Aynı sütunda bulunan farklı küçük harfler ve aynı satırda bulunan farklı büyük harfler istatistiksel olarak anlamlılığı ifade etmektedir.

Self cure modda uygulanan adeziv gruplarında; light cure kompozitle restore edilmiş örneklerde, en yüksek bağlanma PB (6.18 MPa), en düşük bağlanma GP (3.20 MPa) ile elde edilmiştir ($p<0.05$). Dual cure kompozit ile restore edilmiş örneklerde ise istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edilememiştir ($p>0.05$). Uygulanan kompozit tipine göre ise kendi içerisinde anlamlı farklılık gösteren tek grup GP olmuştur ($p<0.05$).

Tablo 4.6. Prime Bond Universal'e ait örneklerin bağlanma dayanımının ortalama, standart sapma değerleri (MPa) ve Tukey HSD testi sonuçları

	LİGH T CURE	DUAL CURE (aktivatörlü)	SELF CURE (aktivatörlü)	AKTİVATÖRSÜZ SELF CURE (negatif kontrol)
LIGHT CURE KOMPOZİT	11.47 ± 3.01 ^{a,A}	7.59 ± 1.57 ^{a,AB}	6.18 ± 2.76 ^{a,B}	3.90 ± 1.73 ^{a,B}
DUAL CURE KOMPOZİT	6.68 ± 0.93 ^{b,AB}	9.63 ± 2.28 ^{a,A}	6.01 ± 2.35 ^{a,BC}	3.37 ± 0.87 ^{a,C}

* $p<0.05$ Aynı sütunda bulunan farklı küçük harfler ve aynı satırda bulunan farklı büyük harfler istatistiksel olarak anlamlılığı ifade etmektedir.

PB'ye ait örneklerin bağlanma değerleri sonuçları Tablo 4.6'da gösterilmiştir. Light cure ve dual cure kompozit örneklerinde en düşük değerler adezivin aktivatörsüz self cure modunda görülmüştür. En yüksek bağlanma değerleri ise; light cure kompozit örneklerde adezivin light cure modunda (11.47 MPa) görülmüş ($p<0.05$), ancak dual cure mod ile arasında anlamlı fark bulunmamıştır ($p>0.05$). Dual cure kompozitle restore edilen örneklerde en yüksek bağlanma değeri ise, adezivin dual cure modunda (9.63 MPa) elde edilmiş ($p<0.05$), fakat light cure mod örnekleri ile arasında anlamlı fark tespit edilmemiştir ($p>0.05$).

Adezivin light cure modunda, light cure kompozitle restore edilen örneklerde bağlanma değeri (11.47 MPa), dual cure kompozit ile restore edilen örneklerden (6.68 MPa) anlamlı derecede yüksektir ($p<0.05$).

Tablo 4.7. Clearfil Universal Quick Bond 'a ait örneklerin bağlanma dayanımının ortalama, standart sapma değerleri (MPa) ve Tukey HSD testi sonuçları

	LİGHt CURE	DUAL CURE (aktivatörlü)	SELF CURE (aktivatörlü)	AKTİVATÖRSÜZ SELF CURE (negatif kontrol)
LİGHt CURE KOMPOZİT	11.57 ± 3.95 ^{a,A}	7.40 ± 2.61 ^{a,AB}	4.74 ± 0.57 ^{a,B}	3.84 ± 1.64 ^{a,B}
DUAL CURE KOMPOZİT	6.46 ± 1.41 ^{b,A}	7.82 ± 1.26 ^{a,A}	5.41 ± 1.64 ^{a,AB}	3.54 ± 1.76 ^{a,B}

* p<0.05 Aynı sütunda bulunan farklı küçük harfler ve aynı satırda bulunan farklı büyük harfler istatistiksel olarak anlamlılığı ifade etmektedir.

CU'ya ait örneklerin bağlanma değerleri sonuçları Tablo 4.7'de gösterilmiştir. Light cure ve dual cure kompozit örneklerin her ikisinde de, en düşük bağlanma değerlerini adezivin aktivatörsüz self cure modu göstermiştir. En yüksek bağlanma değerleri ise; light cure kompozit ile restore edilen örneklerde adezivin light cure modunda (11.57 MPa) elde edilmiştir (p<0.05) ve dual cure modla arasında anlamlı fark tespit edilmemiştir (p>0.05). Dual cure kompozit ile restore edilen örneklerde ise en yüksek bağlanma dayanımı adezivin dual cure modunda (7.82 MPa) bulunmuştur (p<0.05) ve light cure modu ile anlamlı fark tespit edilmemiştir (p>0.05).

Adezivin light cure modda uygulandığı, light cure kompozitle restore edilen örneklerde bağlanma değeri (11.57 MPa), dual cure kompozit ile restore edilen örneklerden (6.46 MPa) anlamlı derecede yüksek tespit edilmiştir (p<0.05).

Tablo 4.8. G-Premio Bond 'a ait örneklerin bağlanma dayanımının ortalama, standart sapma değerleri (MPa) ve Tukey HSD testi sonuçları

	LİGHt CURE	DUAL CURE (aktivatörlü)	SELF CURE (aktivatörlü)	AKTİVATÖRSÜZ SELF CURE (negatif kontrol)
LİGHt CURE KOMPOZİT	7.46 ± 1.08 ^{a,A}	5.64 ± 1.78 ^{a,B}	3.20 ± 0.64 ^{a,C}	3.13 ± 0.82 ^{a,C}
DUAL CURE KOMPOZİT	5.87 ± 1.61 ^{a,A}	5.69 ± 0.73 ^{a,A}	6.17 ± 2.19 ^{b,A}	2.69 ± 1.44 ^{a,B}

* p<0.05 Aynı sütunda bulunan farklı küçük harfler ve aynı satırda bulunan farklı büyük harfler istatistiksel olarak anlamlılığı ifade etmektedir.

GP'ye ait örneklerin bağlanma değerleri sonuçları Tablo 4.8'de gösterilmiştir. Light ve dual cure kompozit ile restore edilen örneklerin her ikisinde de, en düşük bağlanma değerleri adezivin aktivatörsüz self cure modunda elde edilmiştir. En yüksek bağlanma değerleri ise; light cure kompozit ile restore edilen örneklerde adezivin light cure modunda (7.46 MPa) elde edilmiştir ve dual cure modla arasında da anlamlı fark tespit edilmiştir ($p<0.05$). Dual cure kompozit ile restore edilen örneklerde en yüksek bağlanma dayanımı adezivin self cure modunda (6.17 MPa) elde edilmiştir ancak dual cure ve light cure modla arasında anlamlı fark bulunmamıştır ($p>0.05$).

Adezivin self cure mod uygulandığı örneklerde, dual cure kompozit ile (6.17 MPa), light cure kompozit arasında (3.20 MPa) istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ($p<0.05$)

4.2. Kırılma Analizi Bulguları

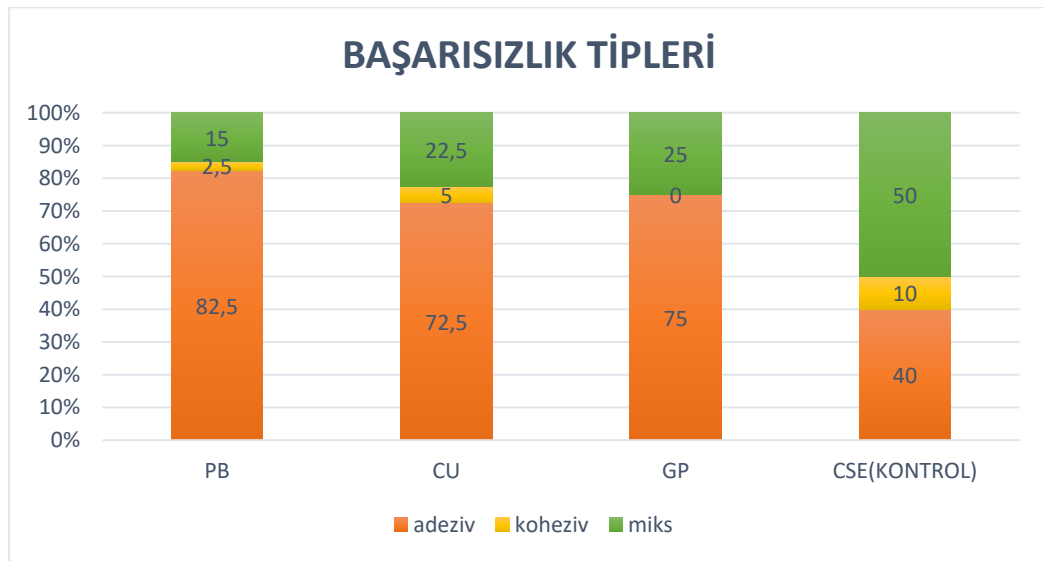
Makaslama bağlanma dayanım testi uygulandıktan sonra başarısızlık tipleri stereomikroskop altında adeziv, koheziv ve miks tip olarak belirlendi (Şekil 4.3-5) ve sonuçlar Tablo 4.9 da verildi. Başarısızlık oranları yüzde olarak değerlendirildi. (Şekil 4.1-2)

Tablo 4.9. Makaslama testi uygulanan örneklerde görülen bağlanma başarısızlık tipleri

		ADEZİV				KOHEZİV				MİKS			
		PB	CU	GP	KONTROL	PB	CU	GP	KONTROL	PB	CU	GP	KONTROL
LİHT CURE KOMPOZİT	Light cure	3	2	3	1	1	1	-	1	1	1	2	3
	Dual cure	2	3	4		-	-	-		3	1	1	
	Self cure	5	5	5		-	-	-		-	-	-	
	Aktivatörsüz self cure	5	5	4		-	-	-		-	-	1	
DUAL CURE KOMPOZİT	Light cure	5	2	3	3	-	-	-	-	-	3	2	2
	Dual cure	3	3	4		-	1	-		2	1	1	
	Self cure	5	4	3		-	-	-		-	1	2	
	Aktivatörsüz self cure	5	4	4		-	-	-		-	1	1	

PB: Prime Bond Universal, CU: Clearfil Universal Bond Quick, GP: G-Premio Bond

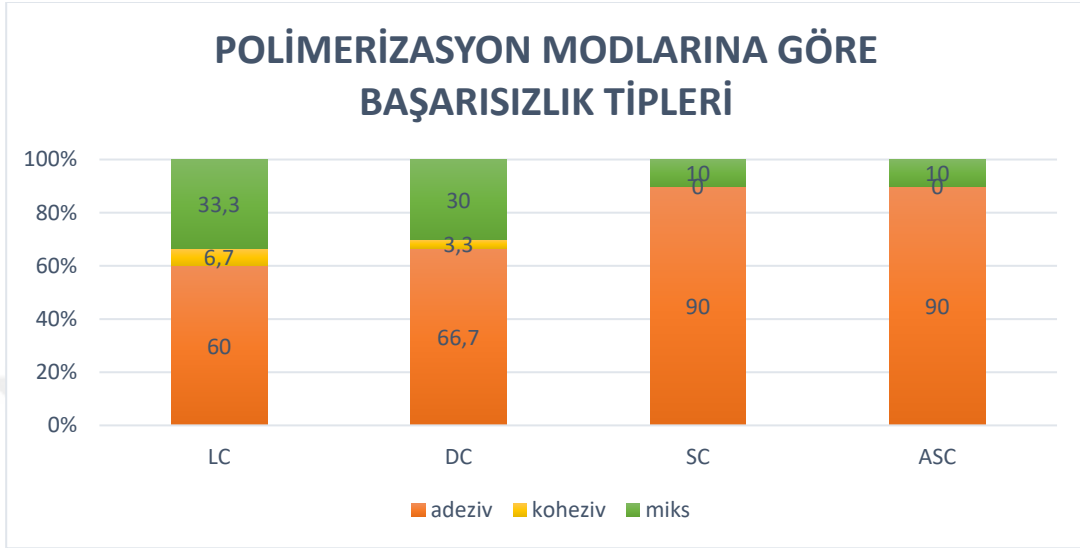
Tüm örneklerde en çok adeziv tipte başarısızlık (%73.8) olduğu, ardından miks tipte başarısızlık (% 23.1) ve en az koheziv tipte başarısızlık (% 3.1) olduğu görülmüştür.



Şekil 4.1. Uygulanan adeziv ajana göre bağlanma başarısızlık tipleri

* PB: Prime Bond Universal, CU: Clearfil Universal Bond Quick, GP: G-Premio Bond, CSE: Clearfil SE

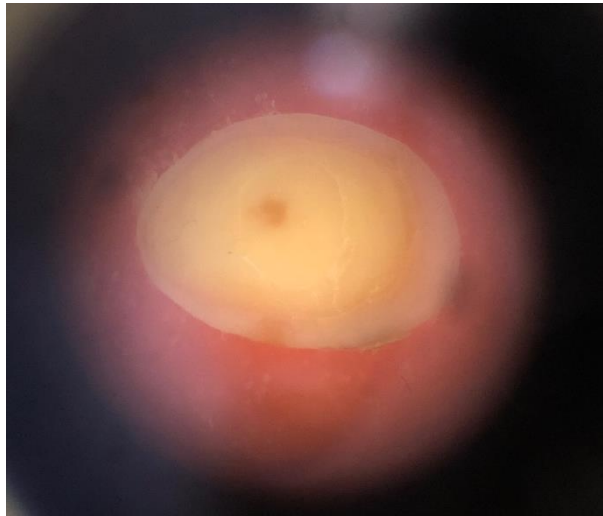
Şekil 4.1’de adeziv ajana göre başarısızlık tipleri yüzdeleri gösterilmiştir. Kontrol grubunda en yüksek miks tipte başarısızlık görülürken (%50), tüm universal bonding ajanlarda adeziv tipte başarısızlık yüzdesi en yüksek bulunmuştur.



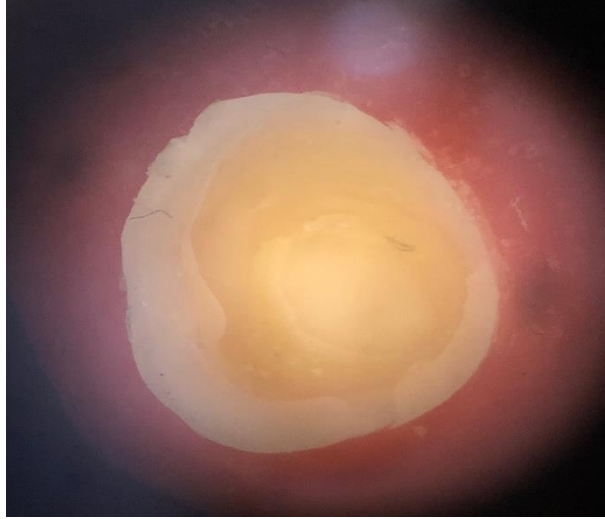
Şekil 4.2. Polimerizasyon modlarına göre bağlanma başarısızlık tipleri

*LC: light cure, DC: dual cure, SC: self cure, ASC: aktivatörsüz self cure (negatif kontrol)

Şekil 4.2’de polimerizasyon modlarına göre bağlanma başarısızlık tipleri yüzdeleri gösterilmiştir. Tüm polimerizasyon modlarında en çok adeziv tipte başarısızlık görülmüş olmasına rağmen self cure ve aktivatörsüz self cure modunda adeziv tipte başarısızlık görülme yüzdesi diğer modlara göre daha yüksektir.



Şekil 4.3. Adeziv tipte kırılma örneği



Şekil 4.4. Koheziv tipte kırılma örneği



Şekil 4.5. Karışık (miks) tipte kırılma örneği

4.3. ESEM Bulguları

Adeziv sistemlerin uygulandığı dentin yüzeylerinin kesitsel ESEM görüntüleri Şekil 4.6-9’da gösterilmektedir. Kullanılan 3 universal adeziv sistem farklı adeziv tabaka kalınlığı ve spesifik mikro-morfolojik özellikler sergilemiştir.

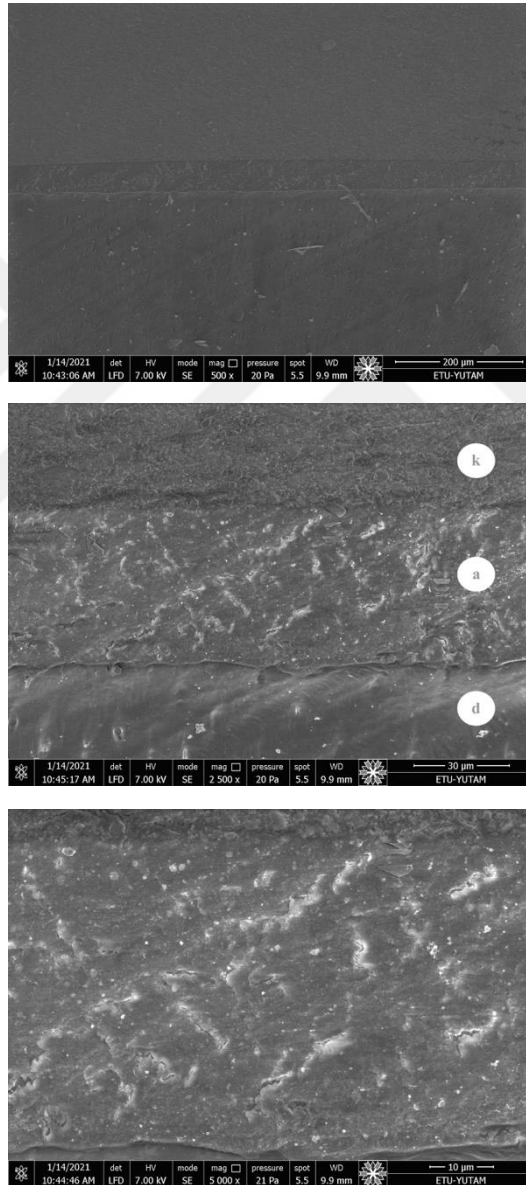
Kontrol grubu olarak kullandığımız CSE; SEM görüntülerinde adeziv tabakanın en kalın gözlendiği grup olmuştur. (Şekil 4.6.)

Universal adezivlerin light cure modda uygulandığı örneklerde, kontrol grubuna en yakın adeziv tabaka kalınlığı CU’da görülmüştür. (Şekil4.7./F) Light cure modda GP,

adeziv tabakanın en ince ve düzensiz gözlendiği grup olmuştur. (Şekil 4.7./H)

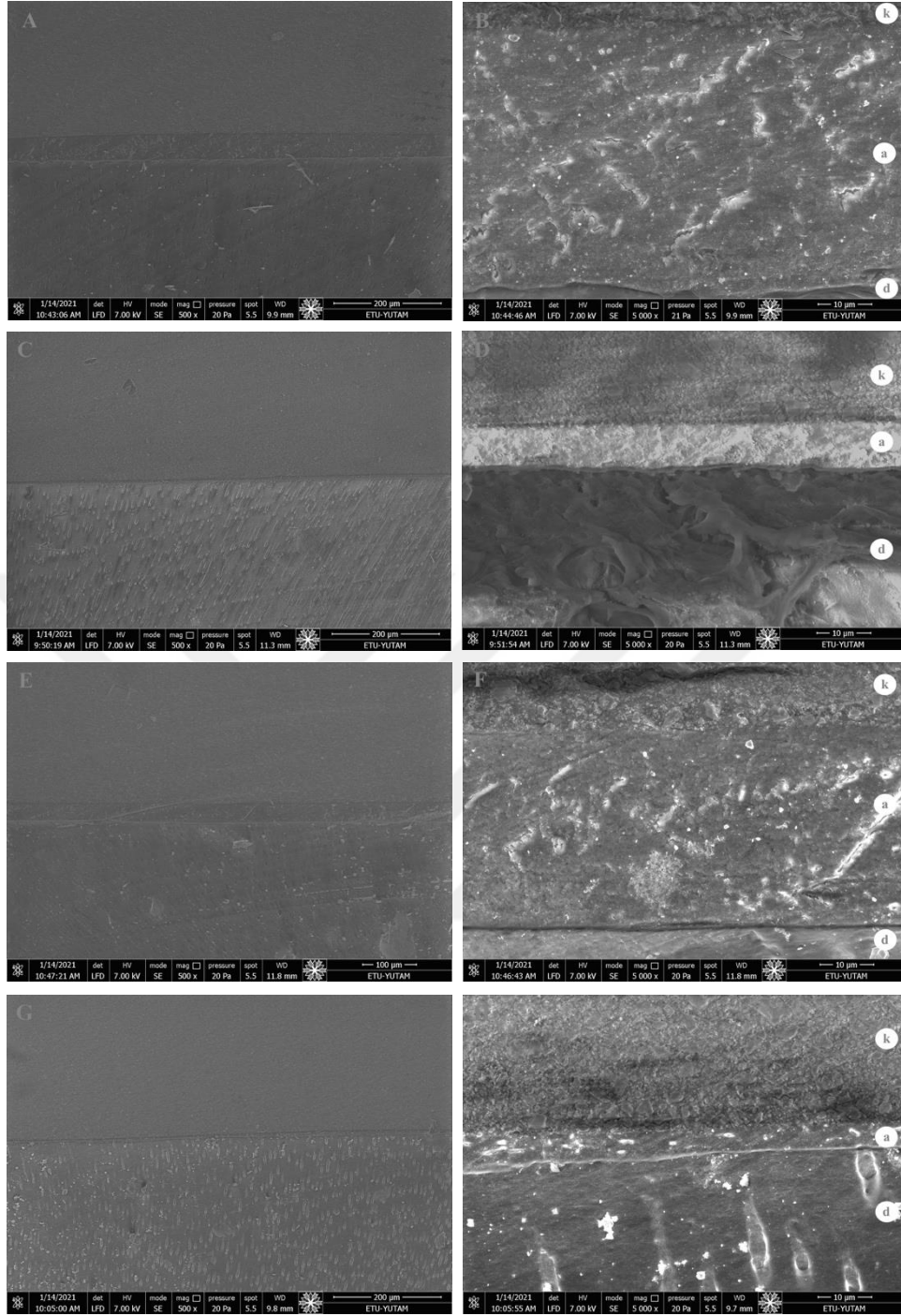
Universal adezivlerin dual cure modda uygulandığı örneklerde, en kalın adeziv tabaka PB’de izlenmiştir. (Şekil 4.8./D) GP, dual cure modda da adeziv tabakanın en ince gözlendiği gruptur. (Şekil 4.8./H)

Self cure modda uygulanan adezivlerde ise adeziv dentin arayüzünde boşluklar olduğu gözlenmiştir. (Şekil 4.9)



Şekil 4.6. Kontrol grubunun (Clearfil SE Bond) x500, x2500, x5000 büyütmede rezin-dentin arayüzünün SEM görüntüleri

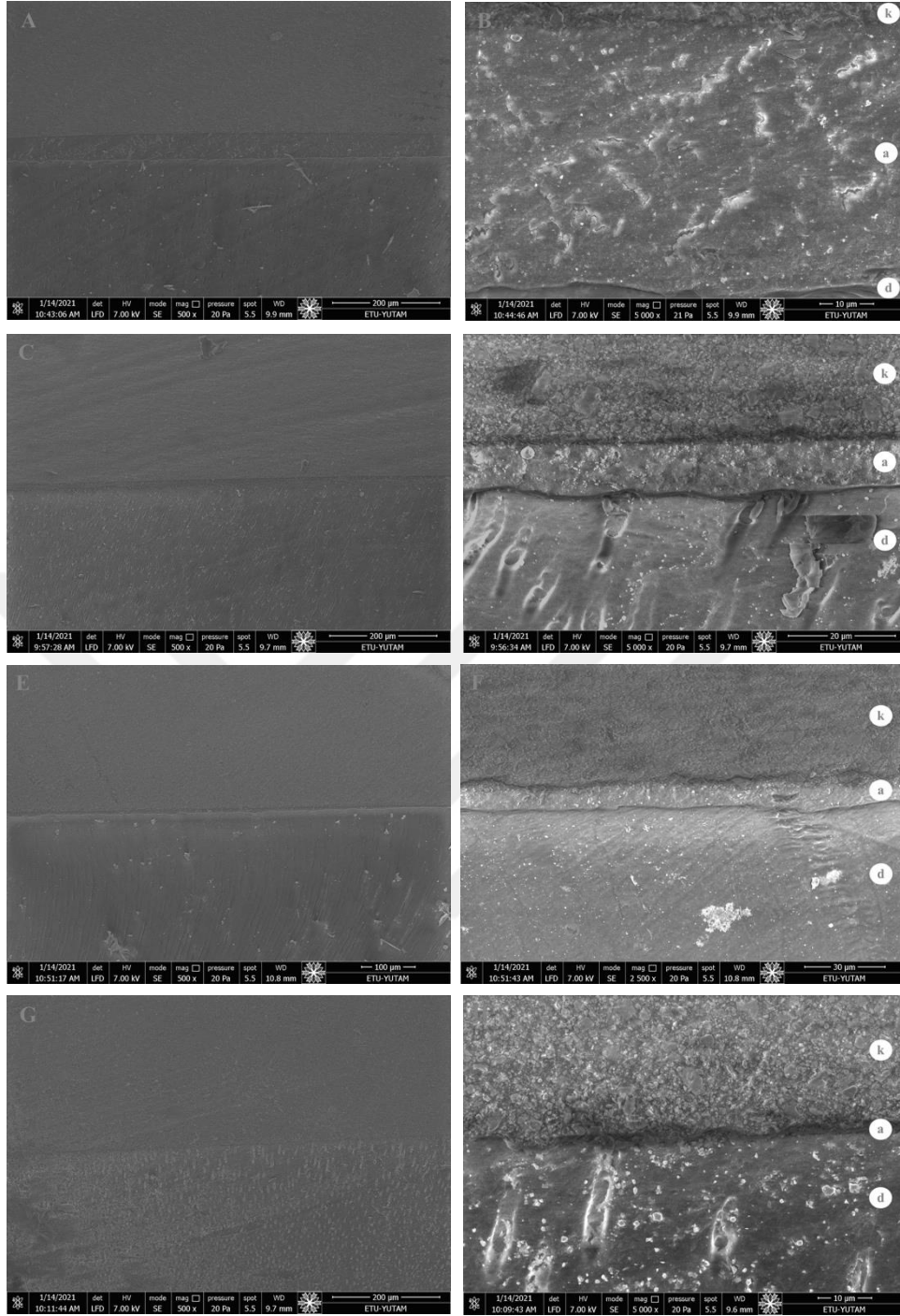
*k:kompozit, a:adeziv tabaka, d:dentin



Şekil 4.7. Universal adezivlerin light cure modda uygulandığı örneklerin rezin-dentin arayüzünün x500 ve x5000 büyütmede SEM görüntüleri

A: Clearfil SE Bond x500 büyütme, B: Clearfil SE Bond x5000 büyütme, C: Prime Bond Universal x500 büyütme, D: Prime Bond Universal x5000 büyütme, E: Clearfil Universal Bond Quick x500 büyütme, F: Clearfil Universal Bond Quick x5000 büyütme, G: G-Premio Bond x500 büyütme, H: G-Premio Bond x5000 büyütme

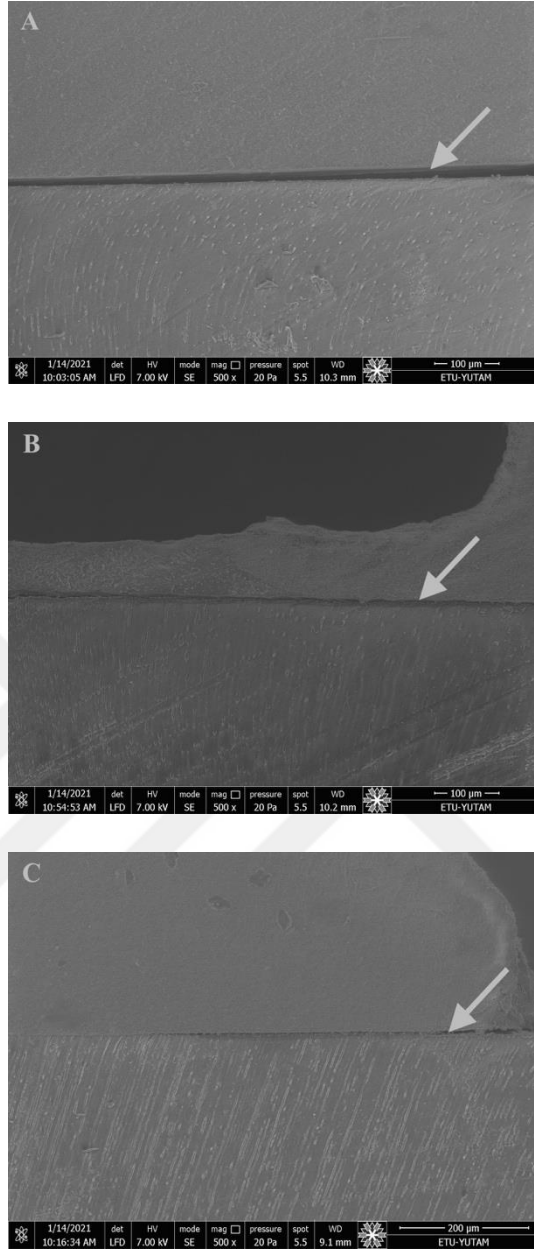
*k:kompozit, a:adeziv tabaka, d:dentin



Şekil 4.8. Universal adezivlerin dual cure modda uygulandığı örneklerin rezin-dentin arayüzünün x500 ve x5000 büyütmede SEM görüntüleri

A: Clearfil SE Bond x500 büyütme, B: Clearfil SE Bond x5000 büyütme, C: Prime Bond Universal x500 büyütme, D: Prime Bond Universal x5000 büyütme, E: Clearfil Universal Bond Quick x500 büyütme, F: Clearfil Universal Bond Quick x5000 büyütme, G: G-Premio Bond x500 büyütme, H: G-Premio Bond x5000 büyütme

*k:kompozit, a:adeziv tabaka, d:dentin



Şekil 4.9. Adezivlerin self cure modda rezin-dentin arayüzünün x500 büyütmede SEM görüntüleri

A: Prime Bond Universal x500 büyütme, B: Clearfil Universal Bond Quick x500 büyütme, C: G-Premio Bond x500 büyütme

*ok ile gösterilen alanlar adeziv-dentin arayüzünde gözlenen boşluklar

5. TARTIŞMA

Rezin içerikli materyallerin diş dokularına, özellikle de kompleks bir yapıya sahip olan dentin dokusuna bağlanması uzun yıllardır araştırmalara konu olmuştur. Dentin adeziv sistemlerde klinik başarının değerlendirilmesi, materyal ile diş dokusu arasındaki bağlanmanın kalitesi ve bu bağlanmanın ne kadar kalıcı olduğu ile ölçülmektedir. Bu araştırmaların temel amacı, diş dokusu ile materyal arasındaki adezyonu geliştirmektir. Bu sayede, diş yapısının korunması ve restorasyonların klinik ömürlerinin uzaması mümkün olacaktır.^{88, 159-161}

Bu tez çalışmasında 3 farklı universal adezivin farklı polimerizasyon modları ile birlikte light cure ve dual cure kompozitlerin dentine bağlanma dayanımı makaslama testi kullanılarak değerlendirilmiştir.

Modern diş hekimliğinde, materyallerin değerlendirilmesinde klinik araştırmaların önemi çok büyüktür. Ancak bu klinik çalışmalar, laboratuvar çalışmalarıyla desteklenmelidir. Sadece klinik uygulamalar ile ağız içinde mevcut olan hangi faktörün materyalin başarısızlığına neden olduğunu saptamak zor olabilmektedir. Bunun yanında ağız içindeki faktörlerin etkisi her birey için farklı olabilmektedir. Laboratuvar testleri ile ise, tek bir değişkenin etkisi dahi değerlendirilebilmektedir, dolayısıyla bu testler materyallerin değerlendirilmesinde oldukça önemli rol oynamaktadır.¹⁶² Bu testlerin amacı, materyal veya tekniklerin klinik sonuçlarının önceden tahmin edilmesi için veri toplamaktır.¹⁰¹ Ayrıca üretici firmaların, sürekli yeni materyaller üretmeleri ve bunları piyasaya sürmeleri, araştırmacıların da bu materyallerin etkinliğini değerlendirmek ve özelliklerini analiz etmek için laboratuvar çalışmaları gibi basit ve hızlı yöntemleri tercih etmelerine sebep olmaktadır.¹⁶³ Mason ve ark.¹⁶⁴, 4 farklı adeziv sistemin dentine olan bağlanma dayanımı değerlerini in vivo ve in vitro koşullarda hazırlanan örneklerle karşılaştırmışlardır. Çalışmanın sonucunda in vivo ve in vitro

veriler arasında anlamlı fark olmadığı ve laboratuvar çalışmalarının güvenilir sonuçlar verdiğini bildirmişlerdir. Bütün bunlar göz önünde bulundurularak çalışmamızda bağlanma dayanımı değerlendirilmesi in vitro olarak planlanmıştır.

Yapılan in-vitro çalışmalarda, insan dişleri veya sığır dişleri kullanılabilir. ¹⁶⁵⁻¹⁶⁷ Örneklerin standart hazırlanması ve örneklerde yeterli genişlikte bağlanma yüzeylerinin elde edilmesi amacıyla çalışmamızda periodontal veya protetik sebeplerle çekilmiş, çürüksüz ve restorasyonsuz insan molar dişleri kullanılmıştır.

Laboratuvar çalışmaları öncesinde, dişlerin toplanma ve saklanma sürecinde içinde bekletildiği solüsyon ve bu solüsyonda kalma zamanı bağlanma dayanımı sonuçlarını etkiler. Bakteriyel kontaminasyon sebebiyle çekilmiş dişlerin, kan yoluyla bulaşma ihtimali olan hastalıkları yayma riskleri vardır. Dişlerin bekletildiği solüsyonların, bakteriyostatik ve bakterisit etkileri olmalıdır. Gluteraldehit, formalin, timol, sodyum hipoklorit, alkol ve kloramin bu özelliklere sahip olan solüsyonlardır. Ayrıca gama ışınları ve otoklav da dezenfeksiyon için kullanılabilir. ¹⁶⁸ Tosun ve ark. ¹⁶⁹ distile su, %0.1'lik timol ve %10'luk formol saklama solüsyonlarının, makaslama bağlanma dayanımına etkilerini değerlendirmişlerdir. Distile su grubunun en iyi makaslama bağlanma dayanımına sahip grup olduğu bildirilmiştir. Schneider ve ark. ¹⁷⁰ laboratuvar işlemlerini uygulamadan önce örneklerin dentin yapılarında bozulma olmaması amacıyla distile su içinde bekletmeyi önermişlerdir. Çalışmamızda da çekilmiş dişler, üzerlerindeki artıklar temizlendikten sonra distile su içerisinde bekletilmiştir.

Çalışmalarda kullanılmak üzere çekilen dişlerin test gününe kadar bekletildiği zaman da deney sonuçlarını etkilemektedir. ¹⁷¹ ISO standartlarında, diş çekiminin ardından dentinde meydana gelen değişiklikler bağlanma dayanımı kuvvetlerini etkilemektedir. Diş çekiminden hemen sonra bağlanma kuvveti ölçümlerinin

yapılmasının ideal olduğu bildirilmiştir. Fakat bu durum pratikte m¼mk¼n değildir. Bu nedenle, dentinde protein denat¼rasyonu meydana gelmemesi için dişlerin çekimden sonra en fazla 6 ay içinde kullanılması gerektiği belirtilmiştir.¹³⁶ çalışmamızda kullandığımız çekilmiş dişler en fazla 6 ay bekletilmiştir.

Dentine bağlanma mineye g¼re daha zayıf olmasından dolayı her zaman sorun teşkil etmiştir. Dentine bağlanmadaki zorluk dentinin kompleks yapısı ve kimyasal içeriğinin farklı olmasından dolayıdır.¹⁷² çalışmamızda dentinin kompleks yapısı, bağlanım zayıflığı ve ¼r¼k tedavilerinin b¼y¼k kısmının dentin tabakasında yapılmasından dolayı dentin ¼zerinde adezyon incelenmiştir.

Y¼zeyel dentinden derin dentine doğru gidildikçe kollajen içeriğinin azalması, t¼b¼l çapı ve sayısının artması, dentin nemliliğinin artması, dentinal geçirgenliğin değişmesi bağlanmada farklılıklara sebep olmaktadır. Dentindeki bu b¼lgesel farklılıkların rezin-dentin bağlanma dayanımı ¼zerine, dişten dişe olan varyasyonlardan daha fazla etkili olduğu bildirilmiştir. İn vivo çalışmalar preparasyon derinliği arttıkça bağlanma dayanımının azaldığını g¼stermiřtir.^{173, 174} çalışmamızda ¼ farklı universal adezivin bağlanma dayanımları y¼zeyel dentin b¼lgesinde incelenmiş ve aynı dentin seviyesini elde edebilmek amacıyla t¼m dişler okluzalde mine- dentin birleşim sınırının hemen altından kesilmiştir.

İn vitro deneylerde y¼zey açısının ve d¼zg¼nl¼đ¼n¼n kontrol edilebilmesi için dişin, soğuk alçı ya da soğuk akrilik içine sabitlenmesi gerekmektedir. Kullanılan malzemenin polimerizasyon ısısı dişi etkileyebileceğinden, yavaş sertleşen bir materyal tercih edilmelidir. Dişin deney için kullanılacak y¼zeyinin, sabitlendiği tutucu materyalden daha yukarıda olmasına dikkat edilmelidir. Bu durum y¼zey hazırlığı sırasında tutucu madde artıklarının y¼zeyi kontamine etmemesi açısından önemlidir.¹³⁶ Bu bilgiler ışığında çalışmamızda ¼rnekler soğuk akrilik içerisine yerleştirilmiştir.

Mine ve dentin yüzeyleri, kavite preparasyonu sırasında düşük ve yüksek hızda çalışan frezlerin kullanılmasıyla meydana gelen smear tabakası ile örtülüdür. Smear tabakası hidroksiapatit kristalleri gibi inorganik ve bakteri, kan, tükürük gibi organik debristen meydana gelen amorf ve ince bir tabakadır. Klinik koşullarda oluşturulan smear tabakasının kalınlığı 2-5 µm arasında değişmektedir.^{67, 175, 176} Smear tabakasının oluşturulma şeklinin, bu tabakanın kalınlığını ve niteliğini değiştirerek adezivlerin bağlanma dayanımı sonuçlarını etkilediği belirtilmiştir.¹⁷⁶ Klinikte elmas ve tungsten karbid frezler ile preparasyon yapılmaktadır. Elmas ve tungsten karbid frezlerin ve silikon karbid zımparaların oluşturduğu smear tabakalarının, self-etch adezivlerin dentine bağlanmasına etkisinin araştırıldığı bir çalışmada, karbid frezlerin oluşturduğu smear tabakasının kalınlığının, 320-600 grenli silikon karbid zımparanın oluşturduğu smear tabakasının kalınlığı ile benzer olduğu belirtilmiştir.¹⁷⁷ Universal adeziv sistemlerin dentindeki bağlanma dayanımının değerlendirildiği laboratuvar çalışmalarında, smear tabakasının 600 grenli silikon karbid zımpara ile oluşturulduğu tespit edilmiştir.^{178, 179} Çalışmamızda klinik koşullarda oluşturulan smear tabakasını taklit edebilmek için açığa çıkarılmış dentin yüzeyinde 600 grenli silikon karbid zımpara kullanılarak smear tabakası oluşturulmuştur.

Dentin bağlantısı, yapısının daha komplike olması sebebiyle mineye oranla daha zordur. Adeziv sistemler uygulanırken dentin dokusunda daha fazla özen göstermek gerekir.¹⁸⁰ Üretici firmalar son yıllarda asit uygulama prosedürlerindeki karmaşalardan dolayı ve hata payını azaltmak adına piyasaya yeni adeziv sistemler sürmüşlerdir. Universal adezivler olarak adlandırılan adeziv sistemler piyasaya sunulmuş olan en son jenerasyon adeziv sistemlerdir. Zaten var olan tek aşamalı kendinden pürüzlendirmeli sistemler gibi tasarlanmışlar ama onlardan farklı olarak hekimlere çok amaçlı kullanım olanağı sunmuşlardır.¹⁸¹ Bu adezivler hem etch&rinse hem self etch modunda

kullanılabilmektedir. Ayrıca yapılan bazı çalışmalar da bunu desteklemektedir.^{182, 183} Universal adeziv dentinde total-etch modunda uygulanırken yapılan asitleme işlemi ortamda kalan hidroksiapatit miktarının azalmasına neden olur. Bu da adezivin içerdği monomer ile hidroksiapatitin yapacağı kimyasal bağlanmayı olumsuz etkilemektedir.¹⁸⁴ Bu sebeple universal adezivlerin dentine self-etch modunda uygulanması önerilmektedir.^{108, 182, 184, 185} Bu bilgilerden yola çıkılarak çalışmamızda kullanılan universal adezivler dentine self-etch modunda uygulanmıştır.

Kompozit rezinler polimerizasyon moduna göre üçe ayrılırlar: Işıkla polimerize olan (light cure) kompozit rezinler, kimyasal yolla polimerize (self cure) olan kompozit rezinler ve hem ışıkla hem kimyasal yolla polimerize olan (dual cure) kompozit rezinler. Işıkla polimerize olan kompozit rezinler çalışma rahatlığı, uygulama kolaylığı, estetik özellikleri gibi avantajları sebebiyle günümüzde kliniklerde en yaygın kullanılan kompozit rezinlerdir. Fakat dual cure kompozitlerde, ışığın ulaşmasının zor olduğu alanlarda, yapıştırma ve kor materyali olarak sıklıkla tercih edilmektedir. Bizde çalışmamızda universal bonding ajanlarla birlikte kullanıldığında, light cure ve dual cure kompozit rezinlerin dentine olan bağlanma dayanımını inceledik.

Kompozit rezinlerin polimerizasyon büzülmesinin en aza indirilmesi için, ışık kaynağı polimerize edilecek yüzeye en yakın şekilde konumlandırılmalı ve kompozit rezin tabakaları 2 mm'yi geçmemelidir.¹⁸⁶ Çalışmamızda yüzeyel dentine yerleştirilen kompozit rezin, standart mesafeden polimerize edebilmek amacıyla 4mm yüksekliğindeki kalıpla iki tabaka halinde yerleştirilmiş ve LED ışık cihazı ile polimerize edilmiştir.

Günümüzde materyallerin bağlanma dayanımının değerlendirilmesi, adeziv sistemlerin geliştirilerek klinik performanslarının önceden tahmin edilmesi için vazgeçilmez yöntemlerdir. Makaslama bağlanma dayanımı testi, dental materyal ve

tekniklerin değerlendirilmesinde sıklıkla kullanılan in vitro yöntemlerden biridir.¹⁸⁷ Makaslama bağlanma dayanımı testleri, esas olarak, gerilme bağlanma dayanımı testlerine kıyasla, kolay uygulanabilirliklerinden dolayı yaygın olarak kullanılmaktadır.¹⁸⁸ Ayrıca, makaslama kuvvetlerinin klinik ortamı daha iyi yansıttığı kabul edilmektedir.¹³⁵ Gerilme bağlanma testinde, numuneyi test makinesinde zararlı stres dağılımı oluşturmaktan hızalamak zordur.^{188, 189} Bununla birlikte, bağlanma ara yüzündeki gerilme dağılımının heterojenliğinden dolayı bağlanma kuvvetinin temsili gerilme açısından geçerliliği tartışmalıdır. Ayrıca, hem kompozit hem de diş substratındaki koheziv kopma, ara yüzey bağının doğru bir şekilde değerlendirilmesini engelleyen yaygın bir olaydır.¹⁹⁰⁻¹⁹² Bu sebeplerden dolayı çalışmamızda bağlanma dayanımı değerlendirilmesi için makaslama testi kullanılmıştır.

ISO standartlarına göre, makaslama bağlanma dayanımı testi gerçekleştirilirken kuvvetle birlikte uygulanan hızın 0.45-1.05 mm/dk arasında olması gerektiği bildirilmiştir. Yapılan çalışmaların çoğunda makaslama testinde bıçak sırtı şeklinde uç ile, makaslama kuvveti uygulama hızı 0.5-1 mm/dk olacak şekilde bağlanma dayanım değerleri belirlenmiştir.¹⁹³⁻¹⁹⁵ Hara ve ark.¹⁶³ farklı yaklaşma hızlarını (0.50, 0.75, 1.00 ve 5.00 mm/dk.) rezin dentin arasındaki makaslama bağlanma dayanımı açısından karşılaştırmışlardır. Bağlanma dayanım sonuçlarının ve yüzeyde oluşan kırılma özelliklerinin hızdaki değişikliklerden etkilediğini ve artan hızla beraber koheziv kırılma miktarının da arttığını belirtmişlerdir. Oshida ve ark.¹⁹⁶ 1 mm/dk'dan düşük hızlarda gerinim duyarlılığının olmadığını bildirmişlerdir. Çalışmamızda ayırıcı ucun hızı 1 mm/dk olacak şekilde ayarlanmıştır.

İki aşamalı self-etch adeziv olan Clearfil SE Bond birçok çalışmada en yüksek bağlanma dayanımı sonuçlarının elde edildiği bir self-etch adezivdir. Bu adezivin yüksek performans göstermesinin bir nedeni MDP içermesidir. MDP, kimyasal bağlanma

yeteneği yüksek bir fonksiyonel monomerdur. Bir nedeni de; adezivin her iki komponentinin de (primer ve bond) fotobaşlatıcı içermesine bağlanabilir. Bu durum monomerlerin polimerizasyon etkinliğinin artmasına ve çözücü buharlaşmasının daha kolay gerçekleşmesine neden olmaktadır. Primeri hafif asidik adeziv kategorisinde olan bu adeziv, smear tabakasinda azda olsa bir çözünmeye neden olarak monomer penetrasyonunu kolaylaştırıp iyi bir bağlanma için yeterli hibrit tabakası oluşumunu sağlamaktadır.¹⁹⁷ Bu nedenle çalışmamızdaki kontrol grubu Clearfil SE Bond olarak belirlenmiştir.

pH<3 olan self etch sistemlerin oluşturduğu oksijen inhibisyon tabakasındaki rezidüel asidik monomerler, self ve dual polimerize olan kompozitlerde, peroksit-amin redoks katalizörleri aracılığıyla başlatılan polimerizasyon reaksiyonunu inhibe ederek başlatıcı bileşeni (tersiyer amin) devre dışı bırakır. Böylelikle self cure ve dual cure kompozitler ile asidik adeziv sistemler arasında zayıf bir bağlantı oluşur.^{7, 198-200}

Tay ve ark.⁷ tek aşamalı self etch adezivler ile self cure veya dual cure kompozitler arasında kimyasal etkileşimin uyumsuzluktan sorumlu olup olmadığını belirlemek üzere yaptıkları çalışmada; kompozitin tersiyer amini ile adezivin asidik monomeri arasındaki reaksiyonunun bağlantı başarısızlığına yol açtığını göstermişlerdir. Ayrıca yardımcı bir başlatıcı kullanımının bağlantı başarısını geliştirilebileceğini bildirmişlerdir.

Universal adezivlerin pH değerleri 1.5 ile 3.2 arasında değişmektedir.²⁰¹ Bu adezivlerin self cure ve dual cure rezin kompozitlerle uyumsuzluğu önceki çalışmalarda bildirilmiştir.^{198, 202} Bazı üreticiler bu sorunun üstesinden gelmek için yüksek pH'lı (pH > 3) universal adezivleri geliřtirirken²⁰³, bazı üreticiler de adezivle birlikte dual cure aktivatörlerinin kullanımını önermişlerdir.

Michaud ve ark.²⁰⁴ çalışmalarında 3 aşamalı total etch, 2 aşamalı total etch ve universal adeziv ajanın dual cure kompozit materyali ile uyumunu makaslama bağlanma

testi kullanarak araştırmışlardır. 3 aşamalı total etch adeziv sistem en başarılı bağlantıyı göstermiştir. Bu duruma, diğer 2 adeziv sistemin pH değerinin daha düşük olması gerekçe gösterilmiştir. Ayrıca kullanılan dual cure kompozitin de bu uyumsuzlukta önemli olduğunu bildirmişlerdir.

Farklı marka dual cure kompozit materyallerinin, adeziv sistemlerin pH değerlerine duyarlılıklarının farklı olduğunu gösteren başka çalışmalar da mevcuttur.^{205,}

206

Çalışmamızda da 3 farklı universal adezivin dual cure kompozitler ile uyumu makaslama bağlanma dayanımı testi ile değerlendirilmiştir. PB ve CU için light cure kompozite kıyasla, dual cure kompozit ile bağlantı anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p<0.05$). GP için de fark anlamlı olmamasına rağmen dual cure kompozitle bağlantı daha düşük bulunmuştur. Universal adezivler ve dual cure kompozitler arasında dentine bağlantı başarısını etkileyecek bir uyumsuzluk mevcut olduğundan 1. hipotezimiz reddedilmiştir.

Aktivatörler, adeziv sistemin kimyasal polimerizasyon reaksiyonunu başlatan fenil veya benzensülfonil serbest radikallerini üretmek için asidik monomerler ile reaksiyona giren arilsülfonat tuzlarından üretilmişlerdir. Yani arilsülfonat tuzları, serbest radikal polimerizasyon reaksiyonları için başlatıcı sistemlerde elektron vericileri olarak kullanılabilmeleri için eklenir.⁹ Aktivatörlerin adeziv sistemlerin polimerizasyon dönüşüm derecesini arttırarak uzun süreli bağlantı başarısına katkıda bulunduğu düşünülmektedir.²⁰⁷

Bazı universal adezivler ayrı bir aktivatör kullanımı gerektirmezler. All-Bond Universal, 3.2 pH' ta diğer universal adezivlerden çok daha az asidik olduğu için²⁰⁸ , OptiBond XTR ve Futurabond Universal'ın ise, adezivin içine aktivatör ilave

edilmiş olduğundan self veya dual cure polimerize edilecek rezin bazlı materyaller için kullanıldıklarında ayrı dual cure aktivatör kullanımı gerektirmedikleri bildirilmiştir.¹¹⁵

Rathke ve ark.²⁰⁹ total etch ve self etch adeziv sistemlerin ve polimerizasyon modunun, dual cure kompozitin dentine bağlanma dayanımına etkisini inceledikleri çalışmalarında aktivatör kullanımının dentin bağlantısını yeterli miktarda arttırmadığı sonucuna varmışlardır. Aktivatör içerisindeki çözücü miktarının bonding ajanı seyreltmış olmasının bağlantıyı olumsuz etkilediği düşünülmüştür. Ayrıca fazla miktardaki çözücünün hava ile yeterince uzaklaştırılamamasının hibrit tabakadaki rezin polimerizasyonunu olumsuz etkilemesi ile bağlantı başarısında yeterli miktarda artış sağlanamamış olduğu belirtilmiştir.

Elsayed ve ark.²¹⁰ sığır dişleri kullanarak yaptıkları çalışmalarında, universal adezivlerin farklı uygulama ve polimerizasyon modlarının, dual cure kompozitin dentin yüzeyine makaslama bağlanma dayanımına etkisini değerlendirmişlerdir. Aktivatör kullanımının bağlantıyı olumsuz etkilediği bulunmuştur. Kullanılan aktivatörlerin etanol ve su içeriğinin bağlantıyı düşürmüş olabileceği düşünülmüştür. Üretici firmaların çözücü içeriğini, universal adeziv ve dual cure aktivatör birlikte kullanıldığında monomer içeriğini seyreltmeyecek oranda ayarlaması gerektiğini belirtmişlerdir.

Aktivatör kullanımının dual cure materyaller ile olan uyumsuzluğu tersine çeviremediği başka çalışmalarda da gösterilmiştir.^{7, 206, 211-214} Çoğu çalışmada da bu durumun nedeninin, adeziv rezinin aktivatör tarafından seyreltilmesi olabileceği belirtilmiştir.^{199, 209, 214, 215}

PB, CU, GP universal adezivlerin üretici firmalar tarafından belirtilen pH değerleri sırasıyla; 2.5, 2.3 ve 1.5' tir. Dual cure kompozit ile kullanımları sırasında oluşabilecek uyumsuzluktan dolayı çalışmamızda dual cure aktivatörleri ile birlikte kullanımlarını değerlendirdik. Adezive dual cure aktivatör eklenmesi, PB ve CU'da

makaslama bağlanma dayanımı değerlerinde bir miktar artış göstersede bu artış anlamlı bulunmamış, GP’ de ise dual cure modda bağlanma dayanımı düşmüş, self cure modda bir miktar artmıştır. Aktivatörün içinde de çözücü bulunması sebebiyle adezivle karıştırıldığında, adezivin çözücü oranında artışa neden olmasının bu duruma yol açtığını düşünmekteyiz. Universal adezivler, self etch modunda etkili olacak kadar asidik olmalı, ancak self ve dual cure materyallerin polimerizasyonu için gereken başlatıcıları parçalayacak kadar asidik olmamalıdır.²¹⁶

Uzun süreli ve yüksek adeziv bağlanma dayanımı için optimum monomer infiltrasyonu ve yüksek polimerizasyon dönüşüm derecesi önemli faktörlerdir.²¹⁷ Klinik koşullar altında polimerizasyon için kullandığımız ışığın kavite boşluğuna yeterince ulaşmayabileceği görülmektedir. Polimerizasyon cihazının ucu ve kavite arasındaki uzun mesafenin dentine bağlanma kuvvetini olumsuz etkileyecek ışık kaybına neden olduğu gösterilmiştir.²¹⁸ Bu bulgular, derin kavitelerde adezivlerin polimerizasyon dönüşüm derecesinin arttıran protokollerin, restorasyonun uzun vadeli bağlanma dayanımına olumlu katkıda bulunabileceğini göstermektedir.^{13, 219} Dual cure adeziv sistemlerin kullanımı polimerizasyon dönüşüm derecesi arttırarak light cure kompozitlerin dentine bağlanma dayanımını olumlu etkileyebilir.

Borges ve ark.¹³ 3 aşamalı ve 2 aşamalı total etch adeziv sistemleri light cure ve aktivatör ekleyip dual cure modlarında kullanarak, light cure kompozitin sıgır dişlerinin dentin yüzeyine bağlanma dayanımını incelemişlerdir. Dual cure aktivatör kullanımının total etch adeziv sistemlerde bağlanma dayanımını arttırdığı sonucuna varmışlardır.

Literatürde universal adezivlerin dual cure modda, light cure kompozit ile restore edilerek dentine bağlanma dayanımına incelendiği çalışmaya rastlamadık.

Çalışmamızda universal adezivlerin farklı polimerizasyon modlarında light cure kompozitle olan bağlanma dayanımına makaslama testi kullanılarak bakılmıştır. 3

universal adezivde de en iyi bağlanma aktivatör kullanmadığımız light cure modunda olmuştur. Dual cure aktivatör kullanımı tüm adeziv gruplarında light cure kompozitin dentine bağlantı başarısını düşürmüştür. Dual cure kompozitle restore ettiğimiz gruplarda olduğu gibi bağlantı başarısının düşüşü, aktivatör içerisindeki çözücülerin bonding ajanı seyreltmesinden kaynaklı olabilir.

Universal adezivlerin dual cure aktivatörleri ile birlikte kullanılmasının light ve dual cure kompozitlerin dentine bağlantısına anlamlı bir etkisi olmaması sebebiyle 2. hipotezimiz kabul edilmiştir.

Ritter ve ark.²²⁰ çalışmalarında, aseton ve etanol içerikli iki farklı dual cure aktivatör kullanarak, dual cure polimerize edilen adezivlerin, dual cure kompozit-dentin bağlanma kuvvetine etkisini araştırmışlardır. Aseton bazlı aktivatörün etanol bazlı olandan daha başarılı olduğu sonucuna varmışlardır.

Çalışmamızda kullandığımız, CU ve GP marka adezivlerin aktivatörleri etanol içerikli iken PB aseton içerikli aktivatöre sahiptir. PB'ye dual cure aktivatör eklediğimiz gruplarda bağlantı; diğer iki markanın aynı gruplarına göre genellikle daha yüksek çıkmıştır. Bu da yukarıda belirtilen çalışmada aseton içerikli aktivatörlerin daha yüksek bağlanma dayanımı göstermiş olmasını desteklemektedir.

Gutiérrez ve ark.¹¹ çalışmalarında self etch modda uyguladıkları universal adezivleri (Clearfil Universal Bond, Prime Bond Universal, One Coat 7 Universal) light cure, dual cure ve self cure polimerize ederek, dual cure kompozit materyaller ile bağlanma dayanımını incelemişlerdir. Bu çalışmada da kullanılan PB'de light cure modunda, dual cure ve self cure moduna göre daha düşük bağlanma dayanımı değerleri bulunmuştur ($p<0.001$). Clearfil Universal Bond ve One Coat 7 Universal ise polimerizasyon modlarından önemli ölçüde etkilenmemiştir ($p>0.05$). Universal adezivlere dual cure aktivatörün eklenmesi ve farklı polimerizasyon protokolleri

kullanılması makaslama bağlanma dayanımını etkilemiştir, ancak bu etkinin materyale bağlı olduğu bulunmuştur.

Cavalcanti ve ark.¹²⁹ çalışmalarında, 5. nesil adezivlere aktivatör ekleyerek, light cure ve self cure polimerizasyon modlarında dual cure rezin siman kullandıklarında, self cure polimerize edilmiş grupta indirekt restorasyonlara bağlantı başarısında anlamlı düşüş olduğunu tespit edilmiştir.

Çalışmamızda dual cure kompozitle restore ettiğimiz gruplarda bağlanma dayanımı; PB ve CU' da light cure modda, dual cure moda göre daha düşük bulunmuştur ($p>0.05$). Bu durum dual cure aktivatör kullanımının dual cure kompozit ve bonding ajan arasındaki uyumsuzluğu bir miktar tersine çevirdiğini göstermektedir. GP ise dual cure kompozitle; dual cure modda, light cure moda göre daha düşük bağlanma dayanımı göstermiştir ($p>0.05$). Bu durum da aktivatör kullanımının etkisinin materyale bağlı olarak değiştiğini göstermektedir. Self cure polimerizasyon modunda; dual cure kompozit kullandığımız GP dışında, tüm gruplarda bağlanma dayanımında düşüş olmuştur.

Polimerizasyon modları arasındaki farklılık ve dual cure aktivatör kullanımının etkisi çalışmamızda kullanılan universal bonding ajanlar arasında değişiklik gösterdiğinden, bu durumun adeziv materyallerinin içeriklerinin farklılığından kaynaklandığı düşünülebilir.

Universal adezivleri farklı polimerizasyon modlarında kullanmak aynı tür kompozitlerin dentine bağlantısını etkilemiştir. Böylelikle 3.hipotezimiz reddedilmiştir.

Adeziv sistem başarısızlıklarında sıklıkla görülen kırılma tipi; adeziv tipte kırıklardır. Adeziv sistemlerin bağlanma dayanımının artması, koheziv ve karışık kırık tiplerinin görülme sıklığını arttırmaktadır.²²¹ Bir adeziv sisteme uygulanan makaslama bağlanma dayanımı testi sonucunda, yüksek oranda koheziv kırıkların izlenmesinin, adeziv sistemin bağlanma dayanımı değerlerinin yüksek olduğunun bir göstergesi olarak

kabul edilebileceği bildirilmiştir.¹⁶⁴ Çalışmamızda her 3 universal adeziv sistemde ve tüm polimerizasyon modlarında en fazla adeziv tipte başarısızlık görülmüştür. Self cure ve aktivatörsüz self cure (negatif kontrol) modda adeziv başarısızlık görülme oranı diğer polimerizasyon modlarına göre daha yüksektir.

Diş hekimliğinde kullanılan adezivlerin, en uygun adeziv tabaka kalınlığının ne kadar olduğu konusunda bir fikir birliği yoktur.^{222, 223} Kalın bir adeziv tabaka artmış mekanik özelliklere sahip olabilir^{123, 224, 225}, böylece polimerizasyon streslerini azaltabilir ve test sırasında stres dağılımını daha iyi sağlayabilir.^{121, 123, 226} Çalışmamızda yapılan SEM incelemesinde; light cure modda adeziv tabakanın en kalın gözlendiği grup CU, dual cure modda ise PB olmuştur. Makaslama bağlanma testi sonuçlarında da light cure modda CU dual cure modda PB en yüksek değerleri göstermiştir. Bu durumun daha önceki çalışmalarda belirtildiği gibi adeziv tabakanın kalınlığının ve kalitesinin artmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.^{121, 222, 224, 225} Makaslama bağlanma testinden en düşük değerleri gösteren GP'nin SEM görüntülerinde, hem light cure hem dual cure modda adeziv tabaka düzensiz ve yetersiz gözlenmiştir. Self cure polimerizasyon modunda ise tüm bonding ajanlarda, adeziv-dentin arayüzeyinde boşluklar gözlenmiştir. SEM görüntüleri de self cure modda bağlantının anlamlı düşüşünü destekler niteliktedir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmamızda, farklı polimerizasyon modlarında üç farklı universal bonding ajanı ile birlikte light cure ve dual cure kompozit materyalin dentine makaslama bağlama dayanımları incelenmiştir. Çalışmamızın sınırları içerisinde elde edilen sonuçlar aşağıda sıralanmıştır:

1. Tüm universal bonding ajanlarda en yüksek bağlanma dayanımları; light cure modda, light cure kompozit ile restore edilen örneklerde elde edilmiştir. [PB (11.47 MPa), CU (11.57MPa), GC (7.46 MPa)]
2. Dual cure aktivatör eklenerek dual cure modda uygulanan adeziv örneklerine; light cure kompozit uygulandığında makaslama bağlanma değerleri azalmıştır.
3. Adezivin light cure modunda; dual cure kompozit ve universal bonding ajanlar arasında bağlantıda uyumsuzluk olduğu tespit edilmiş, dentine bağlanma dayanımında azalma meydana gelmiştir. Bu azalma, PB ve CU’ da istatistiksel olarak anlamlı iken, GP’de anlamlı bulunmamıştır.
4. Adezive dual cure aktivatör eklenerek dual cure modda kullanılması, dual cure kompozit ile universal bonding ajanlar arasındaki bağlantı uyumsuzluğunu tersine çevirme konusunda yeterli etkiye sahip olmamış; makaslama bağlanma dayanımı, PB ve CU’da bir miktar artmış fakat anlamlı bulunmamış, GP’de ise azalmıştır.
5. Dual cure aktivatör eklenerek self cure modda uygulanan örneklerde, önceki polimerizasyon modlarına göre bağlanma dayanımında azalma meydana gelmiştir. Sadece GP’nin dual cure kompozitle restore edildiği örneklerde bağlanma dayanımı; diğer iki polimerizasyon moduna göre bir miktar artmıştır.

6. Tüm gruplarda en fazla adeziv tipte başarısızlık görülmüştür. Self cure ve aktivatörsüz self cure modda adeziv tipte başarısızlık görülme oranı diğer polimerizasyon modlarından daha yüksek bulunmuştur.
7. SEM görüntülerinin makaslama bağlanma dayanımı testi sonuçlarını destekler nitelikte olduğu tespit edilmiştir.

Universal adeziv sistemlerin dual cure aktivatörleri ile kullanımının; dual cure kompozit-dentin bağlantısı üzerine etkisi ile ilgili literatür bilgisi sınırlıdır, light cure kompozit-dentin bağlantısı üzerine etkisi ile ilgili ise herhangi bir çalışma mevcut değildir. Bu yüzden aktivatör kullanımının bağlanma dayanımına etkisini değerlendirecek daha çok in vitro ve in vivo çalışmaya ihtiyaç vardır.

KAYNAKLAR

1. Moura FRRd, Romano AR, Lund RG, Piva E, Rodrigues Júnior SA, Demarco FF. Three-year clinical performance of composite restorations placed by undergraduate dental students. *Brazilian dental journal*, 2011, 22: 111-116.
2. Rasimick BJ, Wan J, Musikant BL, Deutsch AS. A review of failure modes in teeth restored with adhesively luted endodontic dowels. *J Prosthodont*, 2010, 19: 639-646.
3. Combe EC, Shaglouf AM, Watts DC, Wilson NH. Mechanical properties of direct core build-up materials. *Dent Mater*, 1999, 15: 158-165.
4. Bolhuis P, Feilzer A. The influence of fatigue loading on the quality of the cement layer and retention strength of carbon fiber post-resin composite core restorations. *Operative dentistry*, 2005, 30: 220-227.
5. Taubock TT, Bortolotto T, Buchalla W, Attin T, Krejci I. Influence of light-curing protocols on polymerization shrinkage and shrinkage force of a dual-cured core build-up resin composite. *Eur J Oral Sci*, 2010, 118: 423-429.
6. Sunada N, Ishii R, Shiratsuchi K, Shimizu Y, Tsubota K, Kurokawa H, Miyazaki M. Ultrasonic measurement of the effects of adhesive application and power density on the polymerization behavior of core build-up resins. *Acta Odontol Scand*, 2013, 71: 137-143.
7. Tay FR, Pashley DH, Yiu CK, Sanare AM, Wei SH. Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and chemically-cured or dual-cured composites. Part I. Single-step self-etching adhesive. *J Adhes Dent*, 2003, 5: 27-40.
8. Cavalcanti S, Araís C, Oliveira M, Giannini M. The effect of the presence and presentation mode of co-initiators on the microtensile bond strength of dual-cured

- adhesive systems used in indirect restorations. *Operative dentistry*, 2008, 33: 682-689.
9. Ikemura K, Endo T. Effect on adhesion of new polymerization initiator systems comprising 5-monosubstituted barbituric acids, aromatic sulfinate amides, and tert-butyl peroxy maleic acid in dental adhesive resin. *Journal of Applied Polymer Science*, 1999, 72: 1655-1668.
 10. Hanabusa M, Mine A, Kuboki T, Momoi Y, Van Ende A, Van Meerbeek B, De Munck J. Bonding effectiveness of a new 'multi-mode' adhesive to enamel and dentine. *J Dent*, 2012, 40: 475-484.
 11. Gutiérrez MF, Sutil E, Malaquias P, de Paris Matos T, de Souza LM, Reis A, Perdigão J, Loguercio AD. Effect of self-curing activators and curing protocols on adhesive properties of universal adhesives bonded to dual-cured composites. *Dent Mater*, 2017, 33: 775-787.
 12. Shirai K, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Lambrechts P, Suzuki K, Shintani H, Van Meerbeek B. Effect of cavity configuration and aging on the bonding effectiveness of six adhesives to dentin. *Dent Mater*, 2005, 21: 110-124.
 13. Borges B, Vilela A, da Silva-Junior C, Souza-Junior E, Sinhoreti M, Pinheiro F, Braz R, Montes M. Dual-cured etch-and-rinse adhesive systems increase the bond durability of direct coronal dentin restorations. *Operative dentistry*, 2013, 38: 512-518.
 14. Lutz F, Phillips RW. A classification and evaluation of composite resin systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1983, 50: 480-488.
 15. Nicholson JW. *The Chemistry of Medical and Dental Materials (RSC Materials Monographs)*. Baskı. Royal Society of Chemistry, 2002.

16. Roberson T. Classes I, II and VI Direct composite and other tooth-colored restorations In: Roberson TM, Heymann HO and Swift EJ (eds) *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*. 2002.
17. Yavuzylmaz H. AA, Y.B. Kompozit Rezinler *Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 1986, 2: 32-39.
18. T. Y. Kompozit Dolguların Sınıflandırılması ve Değerlendirilmesi *Türk Diş Tabibler Cemiyeti Bülteni*, 1985: 1-13.
19. Bowen R. Use of epoxy resins in restorative materials. *Journal of Dental Research*, 1956, 35: 360-369.
20. Lindberg A. Resin composites: sandwich restorations and curing techniques. *Odontologi*, 2005.
21. Altun C. Kompozit dolgu materyallerinde son gelişmeler. *Gülhane Tıp Dergisi*, 2005, 47: 77-82.
22. Chen L, Yu Q, Wang Y, Li H. BisGMA/TEGDMA dental composite containing high aspect-ratio hydroxyapatite nanofibers. *Dental Materials*, 2011, 27: 1187-1195.
23. Sun W, Cai Q, Li P, Deng X, Wei Y, Xu M, Yang X. Post-draw PAN-PMMA nanofiber reinforced and toughened Bis-GMA dental restorative composite. *Dental Materials*, 2010, 26: 873-880.
24. Tian M, Gao Y, Liu Y, Liao Y, Hedin NE, Fong H. Fabrication and evaluation of Bis-GMA/TEGDMA dental resins/composites containing nano fibrillar silicate. *Dental Materials*, 2008, 24: 235-243.
25. Tian M, Gao Y, Liu Y, Liao Y, Xu R, Hedin NE, Fong H. Bis-GMA/TEGDMA dental composites reinforced with electrospun nylon 6 nanocomposite nanofibers

- containing highly aligned fibrillar silicate single crystals. *Polymer*, 2007, 48: 2720-2728.
26. Roberson T, Heymann HO, Swift Jr EJ. *Sturdevant's art and science of operative dentistry*. Baskı. Elsevier Health Sciences, 2006.
 27. Gök A. Farklı bulk fill kompozit rezin materyallerinin polimerizasyon dereceleri, su emilimi ve suda çözünürlüklerinin değerlendirilmesi ve bulk fill kompozit rezinle restore edilmiş dişlerin kırılma dirençlerinin karşılaştırılması. 2016.
 28. Murchison DF, Roeters J, Vargas MA, Chan D. Direct anterior restorations. *Fundamentals of Operative Dentistry: A Contemporary Approach*. 3rd ed. Chicago: Quintessence, 2006: 274-279.
 29. Sarrett DC, Brooks CN, Rose JT. Clinical performance evaluation of a packable posterior composite in bulk-cured restorations. *The Journal of the American Dental Association*, 2006, 137: 71-80.
 30. Kumari RV, Nagaraj H, Siddaraju K, Poluri RK. Evaluation of the effect of surface polishing, oral beverages and food colorants on color stability and surface roughness of nanocomposite resins. *Journal of international oral health: JIOH*, 2015, 7: 63.
 31. Rocha RS, Oliveira AC, Caneppele TMF, Bresciani E. Effect of artificial aging protocols on surface gloss of resin composites. *International journal of dentistry*, 2017, 2017.
 32. Lainović T, Blažić L, Kukuruzović D, Vilotić M, Ivanišević A, Kakaš D. Effect of diamond paste finishing on surface topography and roughness of dental nanohybrid composites–AFM analysis. *Procedia Eng*, 2014, 69: 945-951.
 33. Parker S, Braden M. Water absorption of methacrylate soft lining materials. *Biomaterials*, 1989, 10: 91-95.

34. Schmidseider J. *Color Atlas of Dental Medicine-Aesthetic Dentistry*. Baskı. NewYork, 2000.
35. Çelik Ç, Özel Y. Rezin Restoratif Materyallerin Polimerizasyonunda Kullanılan Işık Kaynakları. *Yayın Kuralları*, 2008: 109.
36. Dayangaç B. *Kompozit rezin restorasyonlar*. Baskı. Güneş Kitabevi, 2000.
37. Boaro LCC, Gonçalves F, Guimarães TC, Ferracane JL, Versluis A, Braga RR. Polymerization stress, shrinkage and elastic modulus of current low-shrinkage restorative composites. *Dental Materials*, 2010, 26: 1144-1150.
38. Ferracane JL. Resin composite—state of the art. *Dental Materials*, 2011, 27: 29-38.
39. Nicholson JW. *The chemistry of medical and dental materials*. Baskı. Royal Society of Chemistry, 2020.
40. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips' science of dental materials*. Baskı. Elsevier Health Sciences, 2012.
41. Karabela MM, Sideridou ID. Synthesis and study of physical properties of dental light-cured nanocomposites using different amounts of a urethane dimethacrylate trialkoxysilane coupling agent. *Dental Materials*, 2011, 27: 1144-1152.
42. Musanje L, Ferracane JL. Effects of resin formulation and nanofiller surface treatment on the properties of experimental hybrid resin composite. *Biomaterials*, 2004, 25: 4065-4071.
43. Önal B. Restoratif diş hekimliğinde maddeler ve uygulamaları. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, İzmir*, 2004.
44. Sturdevant CM. *The art and science of operative dentistry*. Baskı. Mosby Elsevier Health Science, 1995.

45. Leinfelder KF. Posterior composite resins. *The Journal of the American Dental Association*, 1988, 117: 21E-26E.
46. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Celis J-P, Vanherle G. A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics. *Dental Materials*, 1992, 8: 310-319.
47. Ersoy M, Emre Ö, Gökçe K. Farklı Uygulama Yöntemlerinin Kompozit Rezinlerin. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2007, 2007: 28-31.
48. McCabe JF W, A.W.G. Applied dental materials. İçinde: 8th Ed. Baskı. Oxford, England, Blackwell Scientific Pub., 2000: 87-178.
49. Anusavice KJ. Dental ceramics. *Phillips' science of dental materials*, 2003: 655-719.
50. Dayangac B. Bonding sistemleri “Kompozit rezin restorasyonlar”. Ankara: Gunes Kitabevi Ltd. Sti, 2000.
51. Craig RG. Chemistry, composition, and properties of composite resins. *Dental Clinics of North America*, 1981, 25: 219-239.
52. Camargo EJD, Moreschi E, Baseggio W, Cury JA, Pascotto RC. Composite depth of cure using four polymerization techniques. *Journal of applied oral science*, 2009, 17: 446-450.
53. Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G. Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials*, 2002, 23: 1819-1829.
54. Nomoto R, Uchida K, Hirasawa T. Effect of light intensity on polymerization of light-cured composite resins. *Dental materials journal*, 1994, 13: 198-205,272.
55. Braden M. Denture base poly (methyl methacrylate) reinforced with ultra-thin modulus polyethylene fibers. *Br Dent J*, 1988, 164: 109-113.

56. Kurt Deç, Özdoğan Dms, Yilmaz H. Seromerler ve fiberle güçlendirilmiş kompozitler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2006, 2006: 52-60.
57. Knezevic A, Ristic M, Demoli N, Tarle Z, Music S, Mandic VN. Composite photopolymerization with diode laser. *Operative dentistry*, 2007, 32: 279-284.
58. Yaman BC, Efes BG, Dörter C, Gömeç Y, Erdilek D, Büyükgökçesu S. The effects of halogen and light-emitting diode light curing on the depth of cure and surface microhardness of composite resins. *Journal of conservative dentistry: JCD*, 2011, 14: 136.
59. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G. Buonocore Memorial Lecture. Adhesion to enamel and dentin: Current status and future challenges. *Operative dentistry*, 2003, 28: 215.
60. Marshall SJ, Bayne SC, Baier R, Tomsia AP, Marshall GW. A review of adhesion science. *Dental Materials*, 2010, 26: e11-e16.
61. Anusavice KJ, Phillips R. Science of dental materials. *St Louis: WB Saunders*, 2003, 482.
62. Hobson R, McCabe J. Relationship between enamel etch characteristics and resin-enamel bond strength. *British dental journal*, 2002, 192: 463-468.
63. Cueto EI, Buonocore MG. Sealing of pits and fissures with an adhesive resin: its use in caries prevention. *The Journal of the American Dental Association*, 1967, 75: 121-128.
64. Dayangaç B. *Kompozit Restorasyonlar Baskı*. Ankara, Quint Yayıncılık, 2011.
65. Garg N, Garg A. *Textbook of operative dentistry*. Baskı. Boydell & Brewer Ltd, 2010.

66. Summitt JB. *Fundamentals of operative dentistry: a contemporary approach*. Baski. Quintessence Publishing Company, 2006.
67. Cardoso PdC, Loguercio AD, Vieira LCC, Baratieri LN, Reis A. Effect of prolonged application times on resin-dentin bond strengths. *Journal of Adhesive Dentistry*, 2005, 7.
68. Macari S, Goncalvez M, Nonaka T, Dos Santos JM. Scanning electron microscopy evaluation of the interface of three adhesive systems. *Brazilian dental journal*, 2002, 13: 33-38.
69. Montes M, De Goes M, Sinhoret M. The in vitro morphological effects of some current pre-treatments on dentin surface: a SEM evaluation. *Operative dentistry*, 2005, 30: 201.
70. Breschi L, Lopes MM, Gobbi P. Morphological study of resin-dentin bonding with TEM. *American journal of dentistry*, 2003, 16.
71. Swift EJ. Dentin/enamel adhesives: review of the literature. *Pediatric dentistry*, 2002, 24: 456-461.
72. Moll K, Park H-J, Haller B. Bond Strength of Adhesive/Composite Combinations to Dentin Involving Totaland Self-etch Adhesives. *Journal of Adhesive Dentistry*, 2002, 4.
73. Reis A, Pellizzaro A, Dal-Bianco K, Gomes O, Patzlaff R, Loguercio AD. Impact of adhesive application to wet and dry dentin on long-term resin-dentin bond strengths. *Operative dentistry*, 2007, 32: 380-387.
74. Andia-Merlin R, Garone-Netto N, Arana-Chavez V. SEM evaluation of the interaction between a three-step adhesive and dentin. *Operative dentistry*, 2001, 26: 440-444.

75. Peumans M, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Three-year clinical effectiveness of a two-step self-etch adhesive in cervical lesions. *European journal of oral sciences*, 2005, 113: 512-518.
76. Suzuki T, Finger W. Dentin adhesives: site of dentin vs. bonding of composite resins. *Dental Materials*, 1988, 4: 379-383.
77. Pashley DH, Pashley EL, Carvalho RM, Tay FR. The effects of dentin permeability on restorative dentistry. *Dental Clinics*, 2002, 46: 211-245.
78. Nakabayashi N, Pashley D. Quintessence Publishing; Chicago, IL: 1998. *Hybridization of dental hard tissues*. [Google Scholar].
79. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *Journal of biomedical materials research*, 1982, 16: 265-273.
80. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt K. State of the art of self-etch adhesives. *Dental Materials*, 2011, 27: 17-28.
81. Van Meerbeek B, Inokoshi S, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems. *J Dent Res*, 1992, 71: 1530-1540.
82. Zencirli İ. İki Farklı Lazer Sistemi ile Pürüzlendirilen Daimi Diş Dentin Yüzeyine Uygulanan Farklı Bonding Sistemlerin Bağlanma Dayanımının İncelenmesi. 2018.
83. Van Meerbeek B, Van Landuyt K, De Munck J, Inoue S, Yoshida Y, Perdigão J, Lambrechts P, Peumans M. Bonding to enamel and dentin. 2006.
84. De Munck Jd, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, Van Meerbeek B. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *Journal of Dental Research*, 2005, 84: 118-132.

85. Tay FR, Pashley DH. Have dentin adhesives become too hydrophilic? *Journal-Canadian Dental Association*, 2003, 69: 726-732.
86. Van Landuyt K, De Munck J, Coutinho E, Peumans M, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Bonding to dentin: smear layer and the process of hybridization. İçinde: *Dental Hard Tissues and Bonding*, Springer, 2005: 89-122.
87. Phrukkanon S, Burrow M, Hartley P, Tyas M. The influence of the modification of etched bovine dentin on bond strengths. *Dental Materials*, 2000, 16: 255-265.
88. Van Meerbeek B, Perdigao J, Lambrechts P, Vanherle G. The clinical performance of adhesives. *Journal of dentistry*, 1998, 26: 1-20.
89. Loguercio A, Luque-Martinez I, Muñoz M, Szesz A, Cuadros-Sánchez J, Reis A. A comprehensive laboratory screening of three-step etch-and-rinse adhesives. *Operative dentistry*, 2014, 39: 652-662.
90. Kugel G, Ferrari M. The science of bonding: from first to sixth generation. *The Journal of the American Dental Association*, 2000, 131: 20S-25S.
91. Alex G. Adhesive considerations in the placement of direct composite restorations. *Oral Health*, 2008, 98: 109-119.
92. Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H, Inoue S, Tagawa Y, Suzuki K, De Munck J. Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *Journal of Dental Research*, 2004, 83: 454-458.
93. Roberson T, Heymann H, Swift E. Sturdevant's Art & Science of Operative Dentistry St Louis. *Missouri, Mosby*, 2002.
94. Gökalp S. Self-etch adeziv sistemler. *TDBD*, 2004, 80: 57-59.
95. Van Meerbeek B, Van Landuyt K, De Munck J, Hashimoto M, Peumans M, Lambrechts P, Yoshida Y, Inoue S, Suzuki K. Technique-sensitivity of contemporary adhesives. *Dental materials journal*, 2005, 24: 1-13.

96. Tay FR, Pashley DH. Aggressiveness of contemporary self-etching systems: I: Depth of penetration beyond dentin smear layers. *Dental Materials*, 2001, 17: 296-308.
97. Tay FR, Pashley DH, Suh B, Carvalho R, Miller M. Single-step, self-etch adhesives behave as permeable membranes after polymerization. Part I. Bond strength and morphologic evidence. *American journal of dentistry*, 2004, 17: 271-278.
98. Van Landuyt K, Snauwaert J, De Munck J, Coutinho E, Poitevin A, Yoshida Y, Suzuki K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Origin of interfacial droplets with one-step adhesives. *Journal of Dental Research*, 2007, 86: 739-744.
99. Moszner N, Salz U, Zimmermann J. Chemical aspects of self-etching enamel–dentin adhesives: a systematic review. *Dental Materials*, 2005, 21: 895-910.
100. Nishiyama N, Suzuki K, Yoshida H, Teshima H, Nemoto K. Hydrolytic stability of methacrylamide in acidic aqueous solution. *Biomaterials*, 2004, 25: 965-969.
101. Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A, De Munck J. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dental Materials*, 2010, 26: e100-e121.
102. Yoshida Y, Van Meerbeek B, Nakayama Y, Snauwaert J, Hellemans L, Lambrechts P, Vanherle G, Wakasa K. Evidence of chemical bonding at biomaterial-hard tissue interfaces. *Journal of Dental Research*, 2000, 79: 709-714.
103. Peumans M, Kanumilli P, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Clinical effectiveness of contemporary adhesives: a systematic review of current clinical trials. *Dental Materials*, 2005, 21: 864-881.
104. de Goes MF, Shinohara MS, Freitas MS. Performance of a new one-step multi-mode adhesive on etched vs non-etched enamel on bond strength and interfacial morphology. *J Adhes Dent*, 2014, 16: 243-250.

105. Hanabusa M, Mine A, Kuboki T, Momoi Y, Van Ende A, Van Meerbeek B, De Munck J. Bonding effectiveness of a new ‘multi-mode’ adhesive to enamel and dentine. *Journal of dentistry*, 2012, 40: 475-484.
106. Muñoz MA, Sezinando A, Luque-Martinez I, Szesz AL, Reis A, Loguercio AD, Bombarda NH, Perdigão J. Influence of a hydrophobic resin coating on the bonding efficacy of three universal adhesives. *Journal of dentistry*, 2014, 42: 595-602.
107. Wagner A, Wendler M, Petschelt A, Belli R, Lohbauer U. Bonding performance of universal adhesives in different etching modes. *Journal of dentistry*, 2014, 42: 800-807.
108. Marchesi G, Frassetto A, Mazzoni A, Apolonio F, Diolosa M, Cadenaro M, Di Lenarda R, Pashley DH, Tay F, Breschi L. Adhesive performance of a multi-mode adhesive system: 1-year in vitro study. *Journal of dentistry*, 2014, 42: 603-612.
109. Chen C, Niu L-N, Xie H, Zhang Z-Y, Zhou L-Q, Jiao K, Chen J-H, Pashley DH, Tay FR. Bonding of universal adhesives to dentine—Old wine in new bottles? *Journal of dentistry*, 2015, 43: 525-536.
110. Perdigao J, Swift E, Walter R. Fundamental concepts of enamel and dentin adhesion. *Sturdevant’s Art and Science of Operative Dentistry*, 2014: 114-140.
111. Kadoma Y. Surface treatment agent for dental metals using a thiirane monomer and a phosphoric acid monomer. *Dental materials journal*, 2002, 21: 156-169.
112. Chen L, Suh BI, Brown D, Chen X. Bonding of primed zirconia ceramics: evidence of chemical bonding and improved bond strengths. *American journal of dentistry*, 2012, 25: 103.
113. Fukegawa D, Hayakawa S, Yoshida Y, Suzuki K, Osaka A, Van Meerbeek B. Chemical interaction of phosphoric acid ester with hydroxyapatite. *Journal of Dental Research*, 2006, 85: 941-944.

114. Van Landuyt K, Yoshida Y, Hirata I, Snauwaert J, De Munck J, Okazaki M, Suzuki K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Influence of the chemical structure of functional monomers on their adhesive performance. *Journal of Dental Research*, 2008, 87: 757-761.
115. Alex G. Universal adhesives: the next evolution in adhesive dentistry. *Compend Contin Educ Dent*, 2015, 36: 15-26.
116. Tunaç AT, Cana E. Universal Adeziv Sistemler.
117. Lawson NC, Robles A, Fu C-C, Lin CP, Sawlani K, Burgess JO. Two-year clinical trial of a universal adhesive in total-etch and self-etch mode in non-carious cervical lesions. *Journal of dentistry*, 2015, 43: 1229-1234.
118. Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A, Coutinho E, Suzuki K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials*, 2007, 28: 3757-3785.
119. Van Landuyt K, Mine A, De Munck J, Coutinho E, Peumans M, Jaecques S, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Technique sensitivity of water-free one-step adhesives. *Dental Materials*, 2008, 24: 1258-1267.
120. Carvalho RM, Mendonca J, Santiago S, Silveira R, Garcia F, Tay F, Pashley DH. Effects of HEMA/solvent combinations on bond strength to dentin. *Journal of Dental Research*, 2003, 82: 597-601.
121. Albuquerque M, Pegoraro M, Mattei G, Reis A, Loguercio AD. Effect of double-application or the application of a hydrophobic layer for improved efficacy of one-step self-etch systems in enamel and dentin. 2008.
122. Perdigão J, Muñoz MA, Sezinando A, Luque-Martinez IV, Staichak R, Reis A, Loguercio AD. Immediate adhesive properties to dentin and enamel of a universal

- adhesive associated with a hydrophobic resin coat. *Operative dentistry*, 2014, 39: 489-499.
123. Reis A, Albuquerque M, Pegoraro M, Mattei G, de Oliveira Bauer JR, Grande RHM, Klein-Junior CA, Baumhardt-Neto R, Loguercio AD. Can the durability of one-step self-etch adhesives be improved by double application or by an extra layer of hydrophobic resin? *Journal of dentistry*, 2008, 36: 309-315.
124. Sezinando A, Luque-Martinez I, Muñoz MA, Reis A, Loguercio AD, Perdigão J. Influence of a hydrophobic resin coating on the immediate and 6-month dentin bonding of three universal adhesives. *Dental Materials*, 2015, 31: e236-e246.
125. Chen L, Shen H, Suh BI. Effect of incorporating BisGMA resin on the bonding properties of silane and zirconia primers. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2013, 110: 402-407.
126. Salz U, Zimmermann J, Zeuner F, Moszner N. Hydrolytic stability of self-etching adhesive systems. *J Adhes Dent*, 2005, 7: 107-116.
127. Fujita K, Nishiyama N. Degradation of single bottle type self-etching primer effectuated by the primer's storage period. *American journal of dentistry*, 2006, 19: 111-114.
128. Luque-Martinez IV, Perdigão J, Muñoz MA, Sezinando A, Reis A, Loguercio AD. Effects of solvent evaporation time on immediate adhesive properties of universal adhesives to dentin. *Dental Materials*, 2014, 30: 1126-1135.
129. Cavalcanti SCSXB, Arais C, Oliveira M, Giannini M. The effect of the presence and presentation mode of co-initiators on the microtensile bond strength of dual-cured adhesive systems used in indirect restorations. *Operative dentistry*, 2008, 33: 682-689.

130. Ebrahimi SF, Shadman N, Nasery EB, Sadeghian F. Effect of polymerization mode of two adhesive systems on push-out bond strength of fiber post to different regions of root canal dentin. *Dental research journal*, 2014, 11: 32.
131. Tanumiharja M, Burrow M, Tyas M. Microtensile bond strengths of seven dentin adhesive systems. *Dental Materials*, 2000, 16: 180-187.
132. Heintze SD. Systematic reviews: I. The correlation between laboratory tests on marginal quality and bond strength. II. The correlation between marginal quality and clinical outcome. *Journal of Adhesive Dentistry*, 2007, 9.
133. Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM. Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. *Dental Materials*, 1995, 11: 117-125.
134. Akbulut Mb, Belli S. Kök Kanal Dentinine Bağlantı: Güncel Test Yöntemlerine Genel Bakış. *Türkiye Klinikleri Endodonti-Özel Konular*, 2017, 3: 70-77.
135. Cardoso PE, Braga RR, Carrilho MR. Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. *Dental Materials*, 1998, 14: 394-398.
136. Standardization IOF. *Dental Materials-Testing of Adhesion to Tooth Structure*. Baskı. International Organisation for Standardization, 2003.
137. Leinfelder KF. Dentin adhesives for the twenty-first century. *Dental Clinics of North America*, 2001, 45: 1-6.
138. Cantek N K, Avcı S. Evaluation of shear bond strength of two resin-based composites and glass ionomer cement to pure tricalcium silicate-based cement (Biodentine®). *Journal of applied oral science*, 2014, 22: 302-306.
139. Ørstavik D, Eriksen H, Beyer-Olsen Em. Adhesive properties and leakage of root canal sealers in vitro. *International Endodontic Journal*, 1983, 16: 59-63.

140. Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, Pashley DH. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength—evaluation of a micro-tensile bond test. *Dental Materials*, 1994, 10: 236-240.
141. Shimada Y, Yamaguchi S, Tagami J. Micro-shear bond strength of dual-cured resin cement to glass ceramics. *Dental Materials*, 2002, 18: 380-388.
142. Phrukkanon S, Burrow M, Tyas M. Effect of cross-sectional surface area on bond strengths between resin and dentin. *Dental Materials*, 1998, 14: 120-128.
143. Shimada Y, Senawongse P, Harnirattisai C, Burrow MF, Nakaoki Y, Tagami J. Bond strength of two adhesive systems to primary and permanent enamel. *Operative dentistry*, 2002, 27: 403-409.
144. Armstrong S, Geraldeli S, Maia R, Raposo LHA, Soares CJ, Yamagawa J. Adhesion to tooth structure: a critical review of “micro” bond strength test methods. *Dental Materials*, 2010, 26: e50-e62.
145. Özel Bektaş Ö. Farklı ışık kaynaklarının ve ışık uygulama tekniklerinin kompozit rezinlerdeki polimerizasyon büzülmesi ve dentine bağlanma dayanımlarına etkisinin incelenmesi. Doktora tezi, Sivas: Cumhuriyet Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 2006.
146. De Munck J, Mine A, Poitevin A, Van Ende A, Van Meerbeek B. Testing Bond Strength, a Review of the Literature. *Academy of Dental Materials, Proceedings 2009*, 2009.
147. Sano H, Yoshikawa T, Pereira P, Kanemura N, Morigamui M, Tagami J, Pashley DH. Long-term durability of dentin bonds made with a self-etching primer, in vivo. *Journal of Dental Research*, 1999, 78: 906-911.

148. Broyles AC, Pavan S, Bedran-Russo AK. Effect of dentin surface modification on the microtensile bond strength of self-adhesive resin cements. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 2013, 22: 59-62.
149. Feitosa VP, Fugolin APP, Correr AB, Correr-Sobrinho L, Consani S, Watson TF, Sinhoreti MAC, Sauro S. Effects of different photo-polymerization protocols on resin–dentine μ TBS, mechanical properties and cross-link density of a nano-filled resin composite. *Journal of dentistry*, 2012, 40: 802-809.
150. Ceballos L, Camejo DG, Fuentes MV, Osorio R, Toledano M, Carvalho RM, Pashley DH. Microtensile bond strength of total-etch and self-etching adhesives to caries-affected dentine. *Journal of dentistry*, 2003, 31: 469-477.
151. Cho B-H, Dickens SH. Effects of the acetone content of single solution dentin bonding agents on the adhesive layer thickness and the microtensile bond strength. *Dental Materials*, 2004, 20: 107-115.
152. Ciucchi B. Bonding characteristics of resin composite restorations on dentin Class II cavity walls, in vitro (thesis). *Geneva: Univ. de Geneva, Switzerland*, 1997.
153. Gamborgi GP, Loguercio AD, Reis A. Influence of enamel border and regional variability on durability of resin–dentin bonds. *Journal of dentistry*, 2007, 35: 371-376.
154. Pashley DH, Carvalho RM, Sano H, Nakajima M, Yoshiyama M, Shono Y, Fernandes CA, Tay F. The microtensile bond test: A review. *Journal of Adhesive Dentistry*, 1999, 1.
155. Sadek FT, Goracci C, Cardoso PEC, Tay FR, Ferrari M. Microtensile bond strength of current dentin adhesives measured immediately and 24 hours after application. *Journal of Adhesive Dentistry*, 2005, 7.

156. Price RB, Hall GC. In vitro comparison of 10-minute versus 24-hour shear bond strengths of six dentin bonding systems. *Quintessence international*, 1999, 30.
157. Taylor M, Lynch E. Microleakage. *Journal of dentistry*, 1992, 20: 3-10.
158. Usanmaz D. STM/AFM İle Yüzey Karakterizasyonu. Yüksek Lisans Tezi, Ankara: Gazi Üniversitesi, 2005.
159. Bowen R. Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues. III. Bonding to dentin improved by pretreatment and the use of surface-active comonomer. *Journal of Dental Research*, 1965, 44: 903-905.
160. Asmussen E. Adhesion of restorative resins to dentin: chemical and physicochemical aspects. *Oper Dent*, 1992, 17: 68-74.
161. Bonilla E, Stevenson R, Yashar M, Caputo A. Effect of application technique and dentin bonding agent interaction on shear bond strength. *Operative Dentistry-University Of Washington-*, 2003, 28: 568-573.
162. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G. Buonocore Memorial Lecture. Adhesion to enamel and dentin: Current status and future challenges. *Operative dentistry*, 2003, 28: 215-235.
163. Hara A, Pimenta L, Rodrigues Jr A. Influence of cross-head speed on resin-dentin shear bond strength. *Dental Materials*, 2001, 17: 165-169.
164. Mason P, Ferrari M, Cagidiaco M, Davidson C. Shear bond strength of four dentinal adhesives applied in vivo and in vitro. *Journal of dentistry*, 1996, 24: 217-222.
165. Campos EA, Ardu S, Lefever D, Jassé FF, Bortolotto T, Krejci I. Marginal adaptation of class II cavities restored with bulk-fill composites. *Journal of dentistry*, 2014, 42: 575-581.

166. Krifka S, Börzsönyi A, Koch A, Hiller K-A, Schmalz G, Friedl K-H. Bond strength of adhesive systems to dentin and enamel—human vs. bovine primary teeth in vitro. *Dental Materials*, 2008, 24: 888-894.
167. Abdelrahman MH, Mahmoud EM, Ghoneim MM, Kammar AA. Comparative study of microleakage and shear bond strength between bulk fill and self adhesive flowable composite resins. *Alexandria Dental Journal*, 2016, 41: 322-327.
168. Titley K, Chernecky R, Rossouw P, Kulkarni G. The effect of various storage methods and media on shear-bond strengths of dental composite resin to bovine dentine. *Archives of oral biology*, 1998, 43: 305-311.
169. Tosun G, Şener Y, Şengün A. Kompozit rezinin mineye bağlanma dayanımı üzerine farklı saklama solüsyonlarının etkisi. *Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2005, 29: 2-6.
170. Schneider B, Baumann M, Watanabe L, Marshall Jr G. Dentin shear bond strength of compomers and composites. *Dental Materials*, 2000, 16: 15-19.
171. Rueggeberg F. Substrate for adhesion testing to tooth structure—Review of the literature: A report of the ASC MD156 Task Group on Test methods for the adhesion of restorative materials Accredited standards committee MD156 for dental materials and devices. *Dental Materials*, 1991, 7: 2-10.
172. Burke FT, Qualtrough Aj, Hale Rw. Dentin-bonded all-ceramic crowns: current status. *The Journal of the American Dental Association*, 1998, 129: 455-460.
173. Pashley E, Tao L, Matthews W, Pashley DH. Bond strengths to superficial, intermediate and deep dentin in vivo with four dentin bonding systems. *Dental Materials*, 1993, 9: 19-22.
174. McGuckin R, Tao L, Thompson W, Pashley DH. Shear bond strength of Scotchbond in vivo. *Dental Materials*, 1991, 7: 50-53.

175. Pangsrisonboon B, Harnirattisai C, Nilsri K, Burrow MF. Microtensile bond strength of self-etching adhesive systems to differently prepared dentin. *American journal of dentistry*, 2007, 20: 259-262.
176. Ermis RB, De Munck J, Cardoso MV, Coutinho E, Van Landuyt KL, Poitevin A, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Bond strength of self-etch adhesives to dentin prepared with three different diamond burs. *Dental Materials*, 2008, 24: 978-985.
177. Oliveira SS, Pugach MK, Hilton JF, Watanabe LG, Marshall SJ, Marshall Jr GW. The influence of the dentin smear layer on adhesion: a self-etching primer vs. a total-etch system. *Dental Materials*, 2003, 19: 758-767.
178. Türk GI, Emine K. Üç farklı universal adeziv sistemin dentine makaslama bağlanma dayanımlarının karşılaştırılması. *Selcuk Dental Journal*, 2: 51-57.
179. Saikaew P, Chowdhury AF, Fukuyama M, Kakuda S, Carvalho RM, Sano H. The effect of dentine surface preparation and reduced application time of adhesive on bonding strength. *J Dent*, 2016, 47: 63-70.
180. Itthagarun A, Tay F. Self-contamination of deep dentin by dentin fluid. *American journal of dentistry*, 2000, 13: 195-200.
181. McLean D, Meyers E, Guillory V, Vandewalle K. Enamel bond strength of new universal adhesive bonding agents. *Operative dentistry*, 2015, 40: 410-417.
182. Muñoz MA, Luque I, Hass V, Reis A, Loguercio AD, Bombarda NHC. Immediate bonding properties of universal adhesives to dentine. *Journal of dentistry*, 2013, 41: 404-411.
183. Pashaev D, Demirci M, Tekçe N, Tuncer S, Baydemir C. The effect of double-coating and times on the immediate and 6-month dentin bonding of universal adhesives. *Bio-medical materials and engineering*, 2017, 28: 169-185.

184. Perdigão J, Loguercio AD. Universal or multi-mode adhesives: why and how? *The journal of adhesive dentistry*, 2014, 16: 193-194.
185. da Rosa WLdO, Piva E, da Silva AF. Bond strength of universal adhesives: A systematic review and meta-analysis. *Journal of dentistry*, 2015, 43: 765-776.
186. Ölmez A, Tuna D. Polimerizasyon büzülmesine etki eden faktörler. *CÜ Dişhek Fak Derg*, 2002, 5: 52-56.
187. Moll K, Fritzenschaft A, Haller B. In vitro comparison of dentin bonding systems: effect of testing method and operator. *Quintessence international*, 2004, 35.
188. Oilo G. Bond strength testing--what does it mean? *International Dental Journal*, 1993, 43: 492-498.
189. Sudsangiam S, van Noort R. Do dentin bond strength tests serve a useful purpose. *J Adhes Dent*, 1999, 1: 57-67.
190. Braga RR, Meira JB, Boaro LC, Xavier TA. Adhesion to tooth structure: a critical review of “macro” test methods. *Dental Materials*, 2010, 26: e38-e49.
191. Van Noort R, Cardew G, Howard I, Noroozi S. The effect of local interfacial geometry on the measurement of the tensile bond strength to dentin. *Journal of Dental Research*, 1991, 70: 889-893.
192. Van Noort R, Noroozi S, Howard I, Cardew G. A critique of bond strength measurements. *Journal of dentistry*, 1989, 17: 61-67.
193. Başaran G, Hamamcı N, Akkurt A. Shear bond strength of bonding to enamel with different laser irradiation distances. *Lasers in medical science*, 2011, 26: 149-156.
194. Burke F, Hussain A, Nolan L, Fleming G. Methods used in dentine bonding tests: An analysis of 102 investigations on bond strength. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry*, 2008, 16: 158-165.

195. Lepri TP, Souza-Gabriel Ae, Atoui Ja, Palma-Dibb Rg, Pecora Jd, Milori Corona Sa. Shear Bond Strength of A Sealant to Contaminated-Enamel Surface: Influence of Erbium: Yttrium–Aluminum–Garnet Laser Pretreatment. *Journal of esthetic and restorative dentistry*, 2008, 20: 386-392.
196. Oshida Y, Miyazaki M. Dentin bonding system. Part II: Effect of crosshead speed. *Bio-medical materials and engineering*, 1996, 6: 87-100.
197. Taschner M, Kümmerling M, Lohbauer U, Breschi L, Petschelt A, Frankenberger R. Effect of double-layer application on dentin bond durability of one-step self-etch adhesives. *Oper Dent*, 2014, 39: 416-426.
198. Sanares AM, Itthagarun A, King NM, Tay FR, Pashley DH. Adverse surface interactions between one-bottle light-cured adhesives and chemical-cured composites. *Dent Mater*, 2001, 17: 542-556.
199. Suh BI, Feng L, Pashley DH, Tay FR. Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and chemically-cured or dual-cured composites. Part III. Effect of acidic resin monomers. *J Adhes Dent*, 2003, 5: 267-282.
200. Endo T, Finger WJ, Hoffmann M, Kanehira M, Komatsu M. The role of oxygen inhibition of a self-etch adhesive on self-cure resin composite bonding. *Am J Dent*, 2007, 20: 157-160.
201. Choi AN, Lee JH, Son SA, Jung KH, Kwon YH, Park JK. Effect of Dentin Wetness on the Bond Strength of Universal Adhesives. *Materials (Basel)*, 2017, 10.
202. Carvalho RM, Garcia FC, SM ES, Castro FL. Critical appraisal: adhesive-composite incompatibility, part I. *J Esthet Restor Dent*, 2005, 17: 129-134.
203. Kwon S-J, Park J-K, Son S-A. Shear bond strength between universal adhesives with various pH and dual-cured resin cements. *대한치과재료학회지*, 2018, 45: 301-309.

204. Michaud P-L, MacKenzie A. Compatibility between dental adhesive systems and dual-polymerizing composite resins. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2016, 116: 597-602.
205. Jain G, Narad A, Boruah LC, Rajkumar B. Comparative evaluation of shear bond strength of three resin based dual-cure core build-up materials: An In-vitro study. *Journal of conservative dentistry: JCD*, 2015, 18: 337.
206. Giannini M, De Goes MF, Nikaido T, Shimada Y, Tagami J. Influence of activation mode of dual-cured resin composite cores and low-viscosity composite liners on bond strength to dentin treated with self-etching adhesives. *Journal of Adhesive Dentistry*, 2004.
207. Borges BC, Vilela AR, da Silva-Junior CA, Souza-Junior EJ, Sinhoreti MA, Pinheiro FH, Braz R, Montes MA. Dual-cured etch-and-rinse adhesive systems increase the bond durability of direct coronal dentin restorations. *Oper Dent*, 2013, 38: 512-518.
208. Suh BI. Universal adhesives: The evolution of adhesive solutions continues. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 2014, 35: 278.
209. Rathke A, Balz U, Muche R, Haller B. Effects of self-curing activator and curing protocol on the bond strength of composite core buildups. *Journal of Adhesive Dentistry*, 2012, 14: 39.
210. Elsayed AE, Kamel MA, El-Askary FS. Adhesion strategy and curing mode of a universal adhesive influence the bonding of dual-cured core build-up resin composite to dentin. *Journal of Adhesion Science and Technology*, 2021, 35: 52-62.

211. Franco EB, Lopes LG, D'alpino PH, Pereira JC, Mondelli RF, Navarro MF. Evaluation of compatibility between different types of adhesives and dual-cured resin cement. *Journal of Adhesive Dentistry*, 2002, 4.
212. Hagge MS, Lindemuth JS. Shear bond strength of an autopolymerizing core buildup composite bonded to dentin with 9 dentin adhesive systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2001, 86: 620-623.
213. O'Keefe KL, Powers JM. Adhesion of resin composite core materials to dentin. *International Journal of Prosthodontics*, 2001, 14.
214. Al-Ansari A, Al-Harbi F, Baba NZ. In vitro evaluation of the bond strength of composite resin foundation materials to dentin. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2015, 114: 529-535.
215. Tay FR, Suh BI, Pashley DH, Prati C, Chuang S-F, Li F. Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and self-cured or dual-cured composites. Part II. Single-bottle, total-etch adhesive. *Journal of Adhesive Dentistry*, 2003, 5.
216. Alex G. Universal adhesives: the next evolution in adhesive dentistry? *Compend Contin Educ Dent*, 2015, 36: 15-26; quiz 28, 40.
217. Reis AF, Arrais CA, Novaes PD, Carvalho RM, De Goes MF, Giannini M. Ultramorphological analysis of resin–dentin interfaces produced with water-based single-step and two-step adhesives: Nanoleakage expression. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 2004, 71: 90-98.

218. Shirai K, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Lambrechts P, Suzuki K, Shintani H, Van Meerbeek B. Effect of cavity configuration and aging on the bonding effectiveness of six adhesives to dentin. *Dental Materials*, 2005, 21: 110-124.
219. Faria-e-Silva AL, Casselli DSM, Lima GS, Ogliari FA, Piva E, Martins LRM. Kinetics of conversion of two dual-cured adhesive systems. *Journal of endodontics*, 2008, 34: 1115-1118.
220. Ritter AV, Ghaname E, Pimenta LA. Dentin and enamel bond strengths of dual-cure composite luting agents used with dual-cure dental adhesives. *Journal of dentistry*, 2009, 37: 59-64.
221. øilo G, Austrheim EK. In vitro quality testing of dentin adhesives. *Acta Odontologica Scandinavica*, 1993, 51: 263-269.
222. Fujiwara S, Takamizawa T, Barkmeier WW, Tsujimoto A, Imai A, Watanabe H, Erickson RL, Latta MA, Nakatsuka T, Miyazaki M. Effect of double-layer application on bond quality of adhesive systems. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 2018, 77: 501-509.
223. Takamizawa T, Imai A, Hirokane E, Tsujimoto A, Barkmeier WW, Erickson RL, Latta MA, Miyazaki M. SEM observation of novel characteristic of the dentin bond interfaces of universal adhesives. *Dental Materials*, 2019, 35: 1791-1804.
224. Taschner M, Kümmerling M, Lohbauer U, Breschi L, Petschelt A, Frankenberger R. Effect of double-layer application on dentin bond durability of one-step self-etch adhesives. *Operative dentistry*, 2014, 39: 416-426.
225. Chowdhury A, Saikaew P, Alam A, Sun J, Carvalho RM, Sano H. Effects of double application of contemporary self-etch adhesives on their bonding performance to dentin with clinically relevant smear layers. *J. Adhes. Dent*, 2019, 21: 59-66.

226. Silva A, Lima DANL, Souza G, Santos C, Paulillo LAMS. Influence of additional adhesive application on the microtensile bond strength of adhesive systems. *Operative dentistry*, 2006, 31: 562-568.



EKLER

EK-1. ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler
Adı Soyadı: Ezgi ÖLÇER Doğum Tarihi: Doğum Yeri: Medeni Hali: Uyruğu: Adres: Tel: E-mail:
Eğitim
Lise: Şükrü Şankaya Anadolu Lisesi (2009) Lisans: Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi (2010-2015) Uzmanlık: Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı (2018-)
Yabancı Dil Bilgisi
İngilizce : 2021 YÖKDİL 67,5
İlgi Alanları ve Hobiler
Müzik (yan flüt, ukulele), pilates, yoga, kitap...

EK-2. ETİK KURUL ONAYI



T.C
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI
ETİK KURULU

Sayı : 09

19.06.2020

RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI BAŞKANLIĞINA

08.06.2020 tarihli ve 25330273/14-05 sayılı yazınız ekinde gönderilen Prof. Dr. Yusuf Ziya BAYINDIR danışmanlığında Arş. Gör. Dt. Ezgi ÖLÇER'in hazırladığı "*Light ve Dual Cure Direkt Kompozitlerin Dentine Bağlanmasına Universal Adezivler ile Birlikte Dual Cure Aktivatör Kullanımının Etkisi*" konulu Uzmanlık Tezinin etik kurul başvurusu kurulumuz tarafından incelenmiş olup, konu ile ilgili alınan karar ekte sunulmuştur.

Bilgilerinizi arz ve rica ederim.

Prof. Dr. Abdulvahit ERDEM
Etik Kurul Başkanı



T.C
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI
ETİK KURULU

Oturum Tarihi: 19/06/2020
Oturum Sayısı: 03/ 2020

KARAR

SORUMLU ARAŞTIRMACI	Prof. Dr. Yusuf Ziya BAYINDIR Arş. Gör. Dt. Ezgi ÖLÇER
Araştırmanın Açık Adı	<i>Light ve Dual Cure Direkt Kompozitlerin Dentine Bağlanmasına Universal Adezivler ile Birlikte Dual Cure Aktivatör Kullanımının Etkisi</i>
Karar No	09.
Alınan Karar	Prof. Dr. Yusuf Ziya BAYINDIR danışmanlığında Arş. Gör. Dt. Ezgi ÖLÇER'in hazırladığı " <i>Light ve Dual Cure Direkt Kompozitlerin Dentine Bağlanmasına Universal Adezivler ile Birlikte Dual Cure Aktivatör Kullanımının Etkisi</i> " konulu Uzmanlık Tezinin Sağlık Bakanlığı tarafından yayımlanan 19 Ağustos 2011 tarih ve 28030 sayılı "Klinik Araştırmalar Hakkındaki Yönetmelik" hükümlerine bağlı kalınarak yapılmak şartıyla; kabul edilmesinde bilimsel ve etik açıdan sakınca olmadığına mevcut oybirliği ile karar verildi.

Prof. Dr. ~~Abdullah~~ ERDEM
Etik Kurul Başkanı

Prof. Dr. Nilgün SEVEN
ÜYE (Katılmadı)

Prof. Dr. Recep ORBAK
ÜYE

Prof. Dr. ~~Yusuf~~ Ziya BAYINDIR
ÜYE

Prof. Dr. ~~Ümit~~ ERTAŞ
ÜYE

EK-3. PROJE ÖZET RAPORU

XtraExport

4.05.2021 13:25

		T.C.ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi PROJE ÖZET RAPORU	
Proje Yürütücüsü	Prof.Dr. Yusuf Ziya BAYINDIR		
Proje Kodu	TDH-2020-8620		
Proje Başlığı	Light Ve Dual Cure Kompozitlerin Dentine Bağlanması Universal Adeziv İle Birlikte Dual Cure Aktivatör Kullanımının Etkisi		
Proje Türü	Tez Projesi, Diş Hekimliğinde Uzmanlık		
Proje Grubu	Tıp Sağlık		
Süresi (Ay)	9		
Proje Durumu	Yürüyen Proje		
Başvuru Tarihi	7.7.2020	Muhtemel Bitiş Tarihi	1.7.2021
Başlangıç Tarihi	1.10.2020	Bitiş Tarihi	
Ek Süre 1 (Ay)		Ek Süre 2 (Ay)	
Onaylanan Bütçesi	17.568,40 ₺		
Ek Ödenek 1	0,00 ₺		
Ek Ödenek 2	0,00 ₺		
Ek Ödenek 3	0,00 ₺		
Toplam Bütçe	17.568,40 ₺	Gerçekleşen Harcama	17.363,60 ₺

Proje Özeti

Son yıllarda adezyon işlemini kolaylaştırmak, klinik kullanım kolaylığı sağlamak adına "Universal" veya "Multi mode" olarak isimlendirilen ürünler piyasaya çıkarılmıştır. Fakat bir çok ticari markanın asit monomer içeriği tek aşamalı self etch adeziv sistemlerle benzerdir. Bu sebepten, dual cure rezin bazlı malzemelerle kullanımı, tek aşamalı self etch sistemlerde olduğu gibi bir takım dezavantajları doğurabilir. Ayrıca klinik koşullarında adeziv polimerizasyonu sırasında, polimerizasyon cihazı ile ışıklandırılacak yüzey arasındaki uzun mesafe, ışık kaybı yaratır ve dentin bağlanma dayanımını olumsuz yönde etkileyebilir. Bu dezavantajları önlemek adına dual cure aktivatörler geliştirilmiştir.

Çalışmamızda ligh ve dual cure kompozitlerle universal adeziv sistemlerin kullanımının dentine bağlantısında dual cure aktivatörlerin etkisi incelenecektir. Bu amaçla 130 insan molar dişi kullanılacaktır. Dişler akrilik rezin içine sabitlendikten sonra düz dentin yüzeyleri elde edilecek. Bir kontrol grubu (Clearfil SE Bond) üç tanesi deney grubu (Prime Bond Universal Bond , Clearfil Universal Bond Quick, G Premio Bond) olmak üzere toplamda dört adeziv için dişler rastgale gruplara ayrılacak. Ardından polimerizasyon moduna (light cure, dual cure, self cure, aktivatörsüz self cure) göre de dörder alt gruba ayrılacak. Adeziv uygulaması yapıldıktan sonra 4 mm çapında silikon kalıplar kullanılarak örnekler light ve dual cure kompozit rezinlerle restore edilecek. Tüm örneklerle makaslama bağlanma testi uygulanacak ve elde edilen veriler istatistiksel olarak değerlendirilecek.

Proje Ekibi

Arş.Gör. Ezgi ÖLÇER