



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ



FARKLI ADEZİVLERİN DENTİNE MAKASLAMA BAĞLANMA
DAYANIMLARININ İN VİTRO DEĞERLENDİRİLMESİ

Çağatay ÇAKAR

RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ
UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN

Prof.Dr. Yıldırım Hakan BAĞIŞ

ANKARA

2022

TÜRKİYE CUMHURİYETİ

ANKARA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

FARKLI ADEZİVLERİN DENTİNE MAKASLAMA BAĞLANMA
DAYANIMLARININ İN VİTRO DEĞERLENDİRİLMESİ

Çağatay ÇAKAR

RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ
UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN

Prof.Dr. Yıldırım Hakan BAĞIŞ

ANKARA

2022

Etik Beyan

Ankara Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı 'na

Uzmanlık tezi olarak hazırlayıp sunduğum "Farklı adezivlerin dentine makaslama bağlanma dayanımlarının *in vitro* değerlendirilmesi" başlıklı tez; bilimsel ahlak ve değerlere uygun olarak tarafımdan yazılmıştır. Tezimin fikir/hipotezi tümüyle tez danışmanım ve bana aittir. Tezde yer alan klinik çalışma tarafımdan yapılmış olup, tüm cümleler ve yorumlar bana aittir.

Yukarıda belirtilen hususların doğruluğunu beyan ederim.

Uzmanlık Öğrencisinin Adı Soyadı: Çağatay ÇAKAR

Tarih: 08.06.2022

İmza:

Kabul ve Onay

Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Diş Hastalıkları ve Tedavisi Uzmanlık Programı

çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından

Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi:

08/06/2022

Prof.Dr. Yıldırım Hakan BAĞIŞ

Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Diş Hastalıkları ve Tedavisi A.B.D.

Jüri Başkanı

Prof.Dr. Adil NALÇACI

Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Diş Hastalıkları ve Tedavisi A.B.D.

Prof.Dr. Filiz Yalçın ÇAKIR

Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği
Fakültesi

Restoratif Diş Tedavisi A.B.D

İçindekiler

Etik Beyan.....	ii
Kabul ve Onay	iii
İçindekiler	iv
Önsöz	vi
Simgeler ve Kısaltmalar.....	vii
Tablolar	ix
Şekiller	x
Resimler	xi
1.GİRİŞ	1
1.1. Minenin Yapısal Özellikleri.....	2
1.2. Dentinin Yapısal Özellikleri	2
1.3. Adezyon	4
1.3.1. Adezyonu Etkileyen Faktörler	6
1.3.2. Mine Dokusuna Adezyon.....	6
1.3.3. Dentin Dokusuna Adezyon	8
1.4. Dental Adeziv Sistemler	10
1.4.1. Adeziv Sistemlerin Gelişimine Göre Sınıflandırılması	11
1.4.1.1. Birinci Jenerasyon Dentin Bağlayıcı Sistemler.....	12
1.4.1.2. İkinci Jenerasyon Dentin Bağlayıcı Sistemler	12
1.4.1.3. Üçüncü Jenerasyon Dentin Bağlayıcı Sistemler	13
1.4.1.4. Dördüncü Jenerasyon Dentin Bağlayıcı Sistemler.....	14
1.4.1.5. Beşinci Jenerasyon Dentin Bağlayıcı Sistemler.....	15
1.4.1.6. Altıncı Jenerasyon Dentin Bağlayıcı Sistemler.....	16
1.4.1.7. Yedinci Jenerasyon Dentin Bağlayıcı Sistemler	17
1.4.2. Adeziv Sistemlerin Uygulama Yöntemlerine Göre Sınıflandırılması	18
1.4.2.1. Total Etch (Etch&Rinse) Adezivler	18
1.4.2.2. Self Etch Adezivler	23
1.4.2.3. Cam İyonomer Adezivler.....	28
1.4.2.4. Universal Adezivler	29

1.5. Kompozit Rezinler	31
1.5.1. Kompozit Rezinlerin Yapısı.....	31
1.5.1.1. Organik Faz.....	32
1.5.1.2. İnorganik Faz	33
1.5.1.3. Bağlayıcı Faz.....	33
1.5.2. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması	33
1.6. Adeziv Sistemlerin Laboratuvar Performanslarının Değerlendirilmesi.....	34
1.6.1. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi (Shear Bond Strength Test)	35
1.6.2. Gerilim Bağlanma Dayanımı Testi (Tensile Bond Strength Test).....	36
1.6.3. Mikro-Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi (Micro-Shear Bond Strength Test)	37
1.6.4. Mikro-Gerilim Bağlanma Dayanımı Testi (Micro-Tensile Bond Strength Test)	37
1.7. Amaç ve Varsayım.....	38
2.GEREÇ VE YÖNTEM	39
2.1. Örneklem Büyüklüğünün Hesaplanması.....	39
2.2. Dişlerin Toplanması ve Saklanması.....	39
2.3. Örneklerin Hazırlanması	40
2.4. Çalışmada Kullanılan Adezivler	41
2.5. Çalışmada Kullanılan Kompozit	43
2.6. Çalışmada Kullanılan Işık Cihazı.....	43
2.7. Çalışmada Kullanılan Asit	44
2.8. Çalışma Gruplarının Hazırlanması.....	45
2.9. İstatiksel Analiz.....	47
3.BULGULAR	48
4.TARTIŞMA	51
Makaslama Bağlanma Dayanımı Test Sonuçlarının Tartışması	54
5.SONUÇ VE ÖNERİLER	64
KAYNAKLAR	66
ÖZET	85
ABSTRACT	86
ÖZGEÇMİŞ	87

Önsöz

Uzmanlık eğitimim süresince gelişimim üzerine büyük etkisi olan, sabır ve titizlikle yardımlarını esirgemeyen, çok değerli danışmanım ve akıl hocam Sayın Prof. Dr. Yıldırım Hakan Bağış'a,

Uzmanlık eğitimim süresince bana verdikleri eğitim ve destekleri nedeniyle, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı'nda görevli tüm değerli hocalarıma,

Beraber çalışmaktan mutluluk duyduğum Uzm. Dt. Alperen Murat Yalnız, Dt. Sevkan Özkan ve diğer bölüm arkadaşlarıma,

Araştırmamın laboratuvar çalışmalarını gerçekleştirmemde desteğini ve yardımlarını esirgemeyen, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı çalışanı değerli Mustafa Yeşil'e,

Hayatımın her döneminde önemli kararlarımda yanımda olup yol gösteren ve sonsuz desteklerini esirgemeyen aileme,

Son olarak, hiçbir zaman beni yalnız bırakmayan hayat arkadaşım, huzur, sevgi ve mutluluk kaynağım olan, sevgili eşim Aslıhan Nefes Çakar'a,

Sonsuz Teşekkürler.

Simgeler ve Kısaltmalar

%	Yüzde
<	Küçüktür
>	Büyüktür
°	Açı derecesi
°C	Santigrat derece
4-META	4-Metakriloksietil trimellitik asit
10-MDP	10-Metakriyoliloksesil dihidrojen fosfat
AR	Aspect ratio
Bis-EMA	Etoksilenmiş bisfenol A glikol dimetakrilat
Bis-GMA	Bis-fenol A glisidil metakrilat
BHT	Bütilat hidroksitoluen
BMEP	Bis-methacryloyloxy ethyl phosphate
CaP	Kalsiyum fosfat
CHX	Klorheksidin
CQ	Kamforokinon
cm ²	Santimetrekare
DC	Degree of conversion
DMA	Dimetilakrilat
EGDMA	Etilen glikol dimetakrilat
GPDM	Gliserol fosfat dimetakrilat
HA	Hidroksiapatit
HEMA	Hidroksietil metakrilat
Hg	Cıva
ISO	International Organization for Standardization
ISO/TS	International Organization for Standardization/Türkçe Standart
LED	Light-emitting diode

MDP	10-Methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate
MDPB	Metakriloyl oksidodesil pridinyum bromid
mm	Milimetre
mm/dk	Milimetre/Dakika
mm ²	Milimetrekare
MMA	Metil metakrilat
MPa	Megapaskal
MPC	2-metakriloiloksietil fosforilkolin
mW	Miliwatt
N	Newton
nm	Nanometre
NPG-GMA	N-(2-hidroksi-3-metakriloksipropil) N-fenilglisin
PEGDMA	Polietilen glikol dimetakrilat
PENTA	Dipenta eritrol pentaakrilat monofosfat
pH	Power of hydrogen
PMMA	Polimetil metakrilat
PMP	4-metoksifenol
SBS	Shear Bond Strength
SDR	Smart Dentin Replacement, Shrinkage Decreased Resin
SEM	Taramalı elektron mikroskobu
TEGDMA	Trietilen glukol dimetakrilat
UDMA	Üretan dimetakrilat
UV	Ultraviyole
µm	Mikrometre

Tablolar

Tablo 1.1. Dördüncü jenerasyon dentin bağlayıcı ajanlara örnek.....	14
Tablo 1.2. Beşinci jenerasyon dentin bağlayıcı ajanlar.....	15
Tablo 1.3. Altıncı jenerasyon dentin bağlayıcı ajanlar.....	16
Tablo 1.4. Yedinci jenerasyon dentin bağlayıcı ajanlar.....	17
Tablo 1.5. İki aşamalı E&R adeziv sistemlerden bazı örnekler.....	19
Tablo 1.6. Üç aşamalı E&R adeziv sistemlerden bazı örnekler.....	20
Tablo 1.7. Tek aşamalı self etch adeziv sistemlerden örnekler.....	23
Tablo 1.8. İki aşamalı SE adeziv sistemlerden örnekler.....	24
Tablo 1.9. Asitliklerine göre adeziv sistemlerden örnekler.....	27
Tablo 1.10. Organik rezin matris ve içindekiler.....	32
Tablo 1.11. Kompozit rezinlerin sınıflandırılması.....	34
Tablo 2.1. Çalışmada kullanılan adeziv sistemlerin tipi ve içerik bilgileri.....	42
Tablo 2.2. Çalışmada kullanılan kompozit materyalin içerik bilgisi.....	43
Tablo 2.3. Çalışmada kullanılan ışık cihazının özellikleri ve bilgileri.....	44
Tablo 2.4. Çalışmada kullanılan asidin özellikleri ve bilgileri.....	45
Tablo 3.1. Adezivlerin istatistiksel olarak karşılaştırılması.....	48
Tablo 3.2. Kullanılan adeziv sistemlerin ortalama, maksimum, minimum makaslama bağlanma dayanımı ve standart sapma değerleri.....	49
Tablo 3.3. Adeziv sistemlerin ortalamaları arasındaki farklar ve anlamlılık değerleri.....	49
Tablo 3.4. Kırık tiplerinin adeziv sistemlere göre adeziv tipte ve karışık tipte görülme sayıları.....	50

Şekiller

Şekil 1.1. Adezivlerin bağlanma tipleri.....	5
Şekil 1.2. Adeziv sistemlerin gelişimi.....	11
Şekil 2.1. Araştırmada kullanılan metodolojinin şematik görünümü.....	46



Resimler

Resim 1.1. Dentin smear tabakası SEM görüntüsü.....	9
Resim 1.2. Üç aşamalı E&R adeziv sistemin diş yüzey kesiti.....	21
Resim 1.3. Minenin asitle pürüzlenme tipleri.....	22
Resim 2.1. Plastik kalıplara gömülmüş ve plastik kalıplardan çıkarılmış örnekler.....	40
Resim 2.2. Plastik kalıplara gömülmüş ve plastik kalıplardan çıkarılmış örnekler.....	40
Resim 2.3. Metkon Gripo 2V zımparalama ve parlatma cihazı.....	41
Resim 2.4. Single Bond Universal Adeziv	41
Resim 2.5. Adper Easy One Adeziv.....	41
Resim 2.6. Adper Single Bond 2 Adeziv.....	42
Resim 2.7. Filtek Z550 Nano Hibrit Universal Restoratif Kompozit.....	43
Resim 2.8. Mini L.E.D. ışık cihazı.....	44
Resim 2.9. i-Gel Fosforik Asit.....	44
Resim 2.10. Bisco Shear Bond Test cihazı.....	46
Resim 3.1. Makaslama testi sonrası stereomikroskop görüntülerinden örnekler.....	50

1.GİRİŞ

Dişlerde oluşan çürük ve diğer defektlerin, hasta sağlığı ve iyi bir estetik ile onarılabilmesi çok önemlidir (Dayangaç 2011). Son zamanlarda diş sorunları olan hastaların estetik beklentilerinin artması, gelişen teknoloji ile direkt rezin kompozit kullanımının artmasına sebep olmuştur. Kompozit rezin restorasyonların klinik başarısı, uygulanan adeziv başarısı ile direkt alakalıdır (Breschi ve ark. 2008). Adeziv sistemlerin başarı kriterlerinden biri de mikromakaslama değerleridir.

Adeziv sistemlerle ilgili yapılan birçok sınıflandırma vardır (Sturdevant ve ark. 2002, Anusavice ve Phillips 2003). Adeziv sistemler, adezyon stratejileri açısından; etch and rinse adeziv sistemler (asitlenen ve yıkanan adeziv sistemler), self etch adeziv sistemler (kendinden asitli adeziv sistemler) ve cam iyonomer adeziv sistemler şeklinde üç ayrı gruba ayrılmaktadır (Van Meerbeek ve ark. 2003). Günümüzde hem self etch hem de total etch ve selektif etch sistemlerle kullanılabilen yeni adezivler ortaya çıkmıştır. Bu tür adeziv sistemler, adeziv olarak uygulanabilen farklı tekniklerle birlikte uygulanabildikleri için ‘çok amaçlı’, ‘multi-mode’ veya ‘universal’ adezivler olarak isimlendirilmektedir (Munoz ve ark. 2013, Loguercio ve ark. 2015). Universal adeziv sistemler bileşimlerindeki 4-META, 10-MDP gibi fosfat esterleri yardımıyla kalsiyum mineraline kimyasal şekilde bağlanmaları ve zayıf asidik yapıda olmalarıyla self etch adeziv sistemlerden ayrılırlar (McClean ve ark. 2015, Lawson ve ark. 2015). Yapılan çalışmalarda; universal adezivlerin mine dokusunda total etch şekilde, dentin dokusunda ise self-etch şekilde uygulandığında bağlanma yeteneklerinin daha yüksek olduğu bulunmuştur (Munoz ve ark. 2013, Marchesi ve ark. 2014).

Mine ve dentindeki bağlanma etkinliklerini yükseltmek amacı ile adeziv sistemlerin çeşitli laboratuvar araştırmaları denenmekte ve farklı şekillerdeki uygulama tekniklerinin adeziv sistemlerin dentin ve minedeki bağlanma dayanımına etkisi ölçümlenmektedir. Bu tez çalışması ile farklı özellikteki adezivlerin dentindeki makaslama bağlanma etkinlikleri değerlendirilmiştir.

1.1. Minenin Yapısal Özellikleri

İnsan vücudundaki sertliği en yüksek doku minedir. Mine dokusu dişlerin insizal ve okluzal kısımlarında kalın olmakla birlikte mine-sement birleşimine doğru incelerek sonlanır. Kesici dişlerin insizal kenarlarında ortalama 2 mm kalınlığa sahipken, premolarların tüberkül tepelerinde 2,3-2,5 mm, molarların tüberkül tepelerinde ise 2,5-3 mm kalınlığına sahiptir (Slavkin 1996). Olgun bir mine, ağırlık olarak %95-98 inorganik, %1-2 organik ve %4 sudan oluşur. Hacim olarak ise %86 inorganik, %2 organik ve %12 sudan oluşmuştur (Schwartz ve ark. 1996). İnorganik kısmın büyük bir bölümünü hidroksiapatit (HA) kristalleri oluşturur (Cengiz 1996). Minenin organik yapısında %1,5-4 oranında su ve %0,5-3 oranında lipit, protein, sitrat, laktat ve karbonhidrat bulunur (Kinney ve ark. 2003, Geissberger 2013). Mine dokusunun histolojik açıdan yapı öğeleri, 1 µm aralıklar ile sıralanmış 4-6 µm çapındaki mine prizmalarıdır. Mine prizmalarını, hidroksiapatit kristalleri birleşerek meydana getirir. Mine-dentin sınırından yüzeye doğru uzanan bu prizmalar, mine-dentin birleşimine hemen komşu minenin 1/3'lük kısmında kıvrımlı biçimde bir yol izlerken; geri kalan 2/3'lük kısmında ise daha düz biçimde bir yol izler. Bu prizmaların arası "interprizmatik substans" isimli materyalle kaplıdır (De Munck ve ark. 2005). Mine dokusunun yapısı lokalizasyona ve derinliğe bağlı olmaksızın, daha dış taraftaki prizmatik mine dışında neredeyse tümüyle homojendir. Yüksek oranda inorganik yapı bulundurması sebebi ile minenin yüzey enerjisi yüksektir (Wei ve Barkmeir 1992).

1.2. Dentinin Yapısal Özellikleri

Diş dokusunun hacimce en büyük bölümü dentindir. Dentin ektomezenşim kökenli, kollajen açısından zengin bir organik matriks yapının mineralizasyonu ile oluşur (Cengiz 1996, Dayangaç 2000). Pulpayı koruyucu ve mineyi destekleyici görevleri vardır. Dentin dokusu kimyasal olarak ağırlığının %70 inorganik, %18 organik ve %12 sudan oluşan bir yapıya sahiptir. Hacim olarak %50 inorganik, %25

organik ve %25 sudan meydana gelmiştir (Gökalp ve Kiremitçi 2000, Summitt ve ark. 2006).

Dentinin asıl inorganik bileşeni $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$, yani hidroksiapatit'dir. Bunun dışında, yapısında eser miktarda kalsiyum karbonat, flor, magnezyum, çinko, metal fosfat, sülfat gibi mineraller barındırır. Hidroksiapatit kristalleri, ortalama 60-70 nm uzunluğunda, 20-30 nm genişliğinde, 3-4 nm kalınlığındadır.

Dentin organik matriksinin %85-90'ı kollajenden meydana gelir. Kollajenin çoğu tip 1 kollajen idir, çok düşük bir düzeyde tip 5 ve tip 6 kollajende mevcuttur. Tip 3 kollajen pulpada ve diş gelişimi esnasında başlangıçta üretilen predentin matriksinde bulunur, olgun odontoblastlar tarafından üretilen dentinde görülmez. Dentinin kollajen olmayan kısmını fosfoproteinler, γ -karboksi glutamat proteinler, glikoproteinler, büyüme faktörleri, yağlar, proteoglikanlar gibi makromoleküller oluşturur (Piesco ve ark. 2000). Bu tüm dentin komponentleri düzensiz bir biçimde peritübüler ve intertübüler dentinde dağılmışlardır. Dolayısı ile heterojen yapıda bir dokudur.

Dentin dokusunu meydana getiren esas kısımlar; odontoblast uzantıları, tübüller, peritübüler dentin ve tübüllerin aralarını kaplayan intertübüler dentindir. Pulpadan başlayan dentin tübülleri, yaklaşık 2,5-3,5 mm uzunluğunda, mine-dentin ya da sement-dentin sınırına kadar uzanan ve hacimce dentinin %20-30'unu meydana getiren kanallardır (Pashley 1996, Roberson ve ark. 2006, Perdigao 2010). Dentin tübülleri, yüksek düzeyde geçirgen bir yapıdadır ve pulpayla direkt temasta halinde olan odontoblastik uzantılar içerirler. Peritübüler dentin, tübüllerin etrafında yüksek düzeyde mineralize bir şekilde bulunan yapıdır. İntertübüler dentin, tübüller arası bölümde bulunan ve dentinin en büyük kısmını meydana getiren kısımdır. Adezivlerin güçlü bir şekilde bağlandığı intertübüler dentinin derin dentinde daha düşük düzeyde olması adezivlerin bağlanma dayanıklılığını düşürmüştür (Dayangaç 2000). Tübüllerin çapları pulpa yakınlarında 2,5 μ m, mine-dentin birleşiminde 0,8 μ m'dir. Yaşlanma ile dentin tübülleri gittikçe daralmaktadır. Tübul sayısı mine-dentin birleşimine komşu bölümlerde 20.000, orta bölümlerde yaklaşık 30.000, pulpaya yakın bölümlerde ise mm^2 'de yaklaşık 45.000'dir (Dayangaç 2000).

Dentin geçirgenliği dişteki lokalizasyona bağlı olarak değişir. Pulpa ve pulpa boynuzuna komşu kısımlarda daha yüksektir. Bunun; pulpaya yakın bölümlerde tübül çapının daha geniş olmasından ve tübüllerin birbirine yaklaşmalarından kaynaklanabileceği düşünülmektedir. Geçirgenlikteki farklı kısımsal değişiklikler; mineral çökmesi ile ilgili tübül düzensizlikleri, odontoplastik uzantıların organik içerikleri veya kollajenin intratubuler birikintilerinden kaynaklanabilmektedir (Pashley ve ark., 1987). Buna ek olarak yaklaşık 10 mm Hg olan pozitif pulpal basınç nedeni ile dentin sıvısı dışarı doğru akar (Vongsavan ve Matthews 1992).

1.3. Adezyon

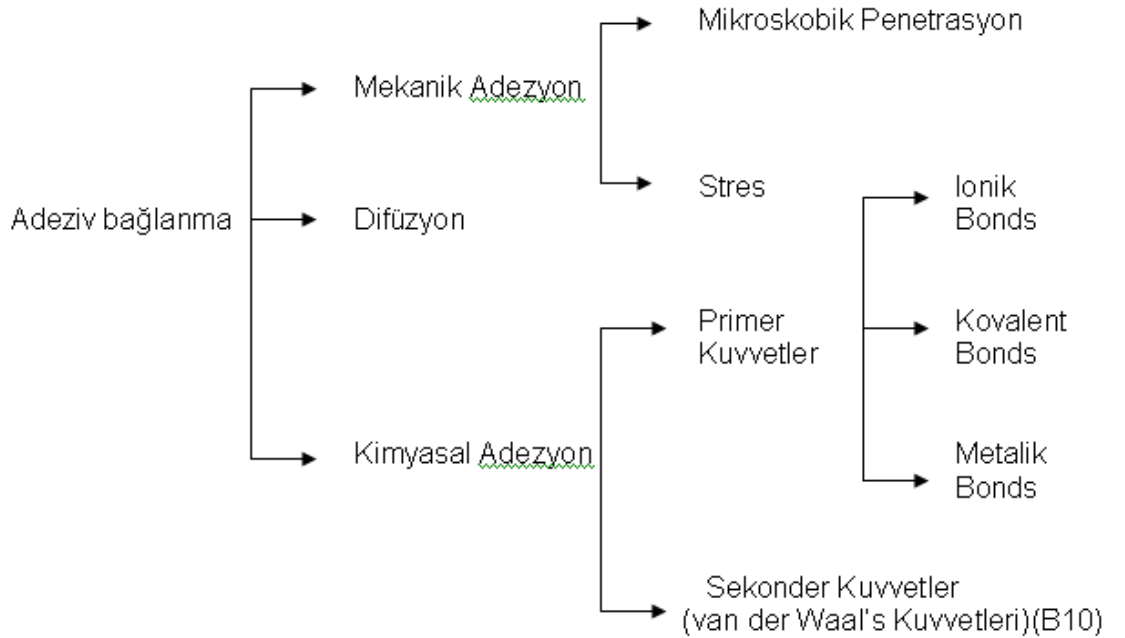
Farklı materyallerin temas halindeki yüzeylerinde atomlar ve moleküller arasındaki etkileşim adezyon olarak tanımlanır (DeBruyne ve Howwink 1951, Wake 1982). Bağlanmayı sağlayan maddeye “adeziv”, uygulanan yüzeye (dentin , mine, kök yüzeyleri) “adherend”, adherend’e adeziv aracılığıyla bağlanacak olan materyale de “adherent” (rneğin kompozit) adı verilir. (Dayangaç 2000, Munoz ve ark. 2013). Adeziv bağlanmanın genel olarak iki veya daha fazla yüzeyi ilgilendiren bir tanımlama olarak bilinmesine karşın adeziv sistemlerin diş yüzeyine bağlanması daha komplekstir. Adezivler basit bağlanma yüzeyi (metal veya seramik üstüne uygulanan silanlar) veya çoklu bağlanma ara yüzeyi (dentin dokusuna bağlanan kompozit rezin, dişe bağlanan seramik restorasyonlar) içerebilirler (Perdigao 2007, Marshall ve ark. 2010). Bağlanma için üç farklı mekanizmadan söz edilir (Nakabayashi ve Pashley 1998).

1) Fiziksel bağlanma; van der Waal’s Kuvvetleri, hidrojen bağları veya diğer elektrostatik etkileşimler gibi ikincil kuvvetler sonucunda farklı yapıdaki düz yüzeylerin arasında meydana gelen oldukça etkisiz bir bağlanma çeşididir.

2) Kimyasal bağlanma; farklı yapıdaki atomların yüzeylerinin arasında meydana gelen bağlanmadır. Kovalent, iyonik ve metalik bağ gibi birincil kimyasal bağların etkisiyle meydana gelir.

3) Mekanik bağlanma; girintili çıkıntılı yüzeylerin arasında oluşan güçlü etkileşimdir. Diş hekimliğinde bağlanma ilk olarak mekanik şekilde bir kilitlemeyle meydana gelir.

Farklı bir tanımlama ile adezyon, temas halindeki materyallerin ayırıcı kuvvetlere karşı direnen bağlanması olarak ifade edilmiştir. Dental materyallerin çeşitli uygulama alanlarında adezyon ifadesinden bahsedilebilir. Örneğin porselenle metal arasında meydana gelen bağlanma veya diş yapısıyla rezin arasında meydana gelen bağlanma çok sık gördüğümüz adezyonlardandır (Şekil 1.1.) (O'Brien 2000).



Şekil 1.1. Adezivlerin bağlanma tipleri (O'Brien 2000)

İdeal bir bağlayıcı sistemde olması gereken kurallar şu şekilde sıralanabilir (Phillips ve Ryge 1961):

- Dentinde, uygulamanın hemen sonrasında yüksek bağlanma dayanımı değeri göstermeli ve bunun devamlılığını sağlamalı,
- Dentinde mineye benzer bir şekilde bağlanma dayanımı değeri göstermeli,

- Dental dokular ile biyouyumluluk göstermeli,
- Restorasyonların marjinlerinde mikrosızıntıyı en düşük düzeye indirmeli,
- Sekonder çürükleri ve marjinal renklenmeyi önlemeli,
- Kullanımı basit ve teknik hassasiyeti düşük olmalı,
- Uzun bir raf ömrüne sahip olmalıdır.

1.3.1. Adezyonu Etkileyen Faktörler

Bağlanmanın kalıcılığı ile dayanıklılığı bazı etkenlere bağlıdır. Yüzeyin heterojen olan yapısal özellikleri, pürüzlülüğü, kavite preparasyonu boyunca meydana gelen yüzey kontaminasyonu (yüzeyin temiz durumda olması), smear tabakası, doğru bir kontak açısı ile iyi ıslatılması, bağlanmaya karşı gelen dış kuvvetlerin oluşumu, birleşim yüzeyinde meydana gelen yüklerin dağılımı ve adezivin kimyasal ve fiziksel özellikleri bağlanmayı etkileyen etkenlere örnek olarak gösterilebilir. Diğer etkenler arasında nem, ısı değişimleri, fiziksel stresler, çiğneme alışkanlıkları, beslenme, pH gibi ağız içi koşullar gösterilebilir (Marshall ve ark. 2010, Summitt ve ark. 2006).

1.3.2. Mine Dokusuna Adezyon

Restorasyon maddelerinin minenin yüzeyine adeziv sistemler ile bağlanması, diş hekimliğinde standart uygulamalar arasında gösterilir. Mine yüzeyinin asit ile pürüzlendirilmesiyle mine dokusunda mikroporoziteler meydana gelmekte ve bu porozitelere işleyen rezin uzantılarıyla kompozit rezinin bağlantısı oluşmaktadır (Wei ve Barkmeier 1992, Schwartz ve ark. 1996). Mine yapısına adezyonu ve adezyon yüzeyini yükseltmek için asit ile pürüzlendirme işlemi yapılması zorunluluğu ilk kez 1955'te Buonocore adlı kişi tarafından belirtilmiş ve konservatif dişhekimliğinde yepyeni bir döneme giriş başlamıştır. Asitleme işlemi sıkça %35-37'lik ortofosforik asit ile yapılır.

Ortofosforik asit diğer asitler ile kıyaslandığında, rezinin daha derin bir penetrasyonunu sağladığı gözlenmiştir. Son araştırmalar, 15-20 saniye mine asitlenmesi sonrasında 10-20 saniye suyla yıkamanın yeterli düzeyde olduğunu göstermiştir (Wei ve Barkmeier 1992). Daha zayıf bir etkide olduğundan dentinle uyumu iyi sayılan %10'luk sitrik asit, %10'luk maleik asit, %2,5'luk nitrik asit ve %2,5'luk oksalik asidin mine dokusu yüzeyinde kullanımını ile mine dokusunda ortofosforik asit ile meydana gelen mat-tebeşirimsi beyaz görünümün olmadığı izlenmiştir (Wei ve Barkmeier 1992).

Kullanılan asidin cinsi, uygulama süresi, konsantrasyonu, minenin kimyasal yapısı, asidi yıkama süresi, kullanılan asidin formu (jel-solüsyon), mineralize bir mine olup olmaması, dişin daimi ya da süt oluşu mine yüzeyine uygulanan asidin etkilerini değiştirir (Dayangaç 2000, Van Meerbeek ve ark. 1992). Mineyle bağlantının daha güçlü olması adına asitleme işleminin akabinde ortamdaki asidin uzaklaştırılması ve yüzeyin tükürük ile nemden korunması çok önemli durumlardır. Asitlenmiş yüzeye temas halinde olan tükürük içerisindeki fosfor ve kalsiyum, meydana gelen pürüzlenmeyi olumsuz olarak etkiler. Bu sebep ile tükürük kontaminasyonu olan durumlarda asit ile pürüzlendirme işlemi tekrar yapılmalıdır.

Mine bağlayıcı ajanları Bis-GMA (Bisfenol-A Glisidil Metakrilat) ya da UDMA (Üretan Dimetakrilat) esaslıdır ve 1962 yılında Bowen tarafından geliştirilmiştir. Her iki monomerde viskoz ve hidrofobiktir. Genellikle TEG-DMA ve HEMA gibi hidrofilitesi yüksek ve akıcılığı düşük diğer monomerler ile seyreltilirler (Schwartz ve ark. 1996).

Mikromekanik bağlanmaya ilave olarak kimyasal bağlanma; minede bulunan hidroksiapatitlerin kalsiyum iyonu ile birleşmesi veya hidroksil veya fosfat gruplarıyla tepkimeye girmesi ile meydana gelir (Renzo ve ark. 1994). Bu reaksiyonlar mineye polialkenoik asitlerin uygulanmasıyla gerçekleşebilmektedir (Fukuda 2003).

1.3.3. Dentin Dokusuna Adezyon

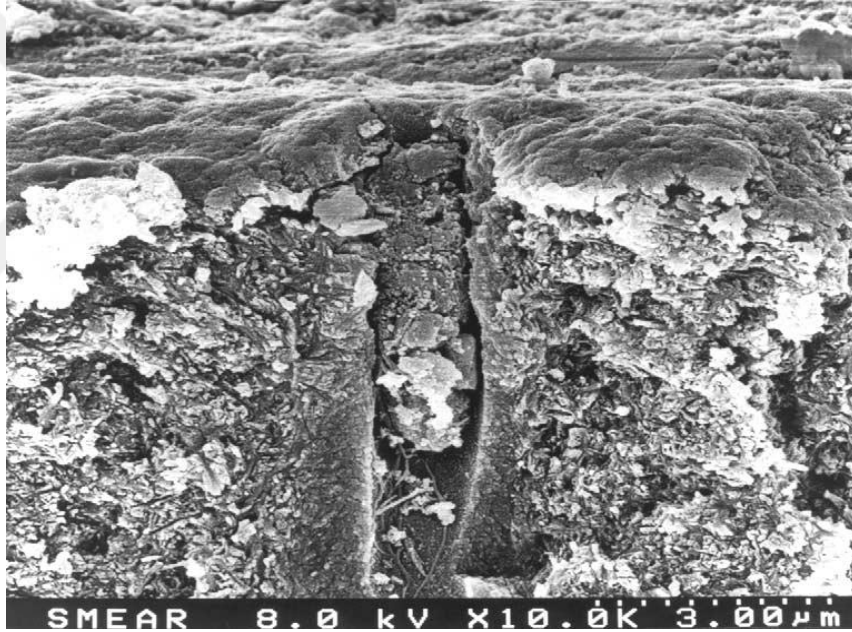
Dentinde minedeki gibi ideal bir adezyon yakalamak oldukça güçtür (Swift 2002). Bunun sebebi dentin dokusunun organik kısmının mine dokusundakine oranla daha yüksek olması, yüksek derecede protein içermesi sebebiyle düşük yüzey enerjisine sahip olması, dentin lenfi bulduran dentin tübüllerinin mevcudiyeti ve kavite preparasyonu sonrasında meydana gelen organo-inorganik yapıda bir smear tabakanın mevcudiyeti olarak söylenebilir (Wei ve Barkmeier 1992, Schwartz ve ark. 1996, Swift 2002).

Kavite preparasyonu sırasında frez veya benzeri kesici el aletleri ile yapılan işlemler sonucunda dentin dokusuna yapışık bir halde beliren ve yapısında odontoblast uzantıları, inorganik dentin partikülleri, kan hücreleri, denature kollajen, bakteri ve tükürük barındıran yapıya smear tabakası adı verilir (Resim 1.1.). Smear tabakası yaklaşık olarak 1-5 µm kalınlıkta olup amorf ve gözenekli bir görünümde (Montes ve ark. 2005). Bu tabaka difüzyon bariyeri benzeri bir görev yaparak dentin dokusunun yüzeyini kaplar, dentin tübüllerinin ağızlarını kısmi şekilde tıkayıp 1-2 µm'lik smear tıkaçları meydana getirir. Bunun sonucunda tübüllerin içindeki sıvı hareketini ve dentin geçirgenliğini düşürür, ağız sıvılarının, mikroorganizma ile toksinlerinin pulpaya difüzyonunu engeller (Macari ve ark. 2002, Reis ve ark. 2007).

Dentin dokusuna bağlanma, yüksek derecede rezinin kollajen liflerini çevrelemesi ile gerçekleştiğinden, pürüzlendirici materyaller, açığa çıkan tüm kollajen liflerini çok fazla zedelememelidir (Van Meerbeek ve ark. 2006). Dentin dokusuna asit uygulaması ile; smear tabakası, dentin dokusunun 1-10 µm'lik mineral yüzeyi ile dentin kanallarının ağzını kaplayan smear tıkaçları ortamdaki uzaklaştırılır (Montes ve ark. 2005, Breschi ve ark. 2003, Tay ve ark. 2005). Sonuç olarak, asitleme ile kollajende meydana gelen nano boşlukları dolduran rezin materyal, ortamda kalan hidroksiapatit kristaller ile de karışarak yeni bir yapı meydana getirir (Tay ve ark. 2005, Moll ve ark. 2002). Yüzeyin demineralize olması, monomerlerin polimerizasyonu ve infiltrasyonu ile mine, dentin ve sement gibi diş yapılarında oluşan

bu tabakaya hibrit tabakası, olaya da hibridizasyon denir (Andia-Merlin ve ark. 2001, Reis ve ark. 2007).

Hibridizasyonun üç morfolojik yapısı belirlenmiştir (Montes ve ark. 2005, Pangsrisonboon ve ark. 2007). Bu morfolojik yapılar; halı kılı görünümü, lateral tübül hibridizasyonu ve tübül duvarlarını kaplayan hibrit tabakadır. Dentin yüzeyine asidik primer uygulanması sonrası adeziv rezin ile kollajen fibrillerin gevşek bağlanması sonucu halı kılı görünümü oluşur. Resin uzantılarının dentin kanalı duvarlarına uzanması sonucu kanalları halka biçiminde sarmasıyla tübül duvarlarını kaplayan bir hibrit tabaka oluşur. Dentin kanallarının lateral dallanmalarını örten çok ince bir hibrit tabaka, lateral tübül hibridizasyonunda gözlenebilir (Reis ve ark. 2007, Andia-Merlin ve ark. 2001).



Resim 1.1. Dentin smear tabakası SEM görüntüsü (Perdigao 2002)

Aşırı nem mevcudiyeti, bu hibrit yapının hidrofilik ve hidrofobik fazlarının birbirlerinden ayrılmasına ve hava kabarcıklarının oluşumuna sebep olur. Ayrıca ortamda nemin yüksek olması polimerizasyonun tam olarak sağlanamamasına sebebiyet verir. Bu sorunlar restorasyonun mekanik özelliklerini ve restorasyonun prognozunu olumsuz yönde etkilenmektedir (Tay ve ark. 1996, Hashimoto ve ark. 2006).

Bağlanma dayanımını etkileyebilen bir başka faktör de dentin dokusunun yapısal değişiklikleridir. Yaşa bağlı oluşan sklerotik dentin, peritübüler dentin apozisyonu ile mineral kristallerinin dentin tübüllerine seri bir biçimde çökmesi neticesinde meydana gelir (Stanley ve ark. 1983). Tübüllerin etrafı ve içi hipermineralize durumdadır. Tübül içleri asit yapıya dirençli olan kalsiyum fosfat whitlockit kristalleriyle doludur. Bu yapı asit ile pürüzlendirme işleminden çok az bir etkilenir (De Munck ve ark. 2003). Sklerotik dentin dokusuna rezin penetrasyonu, normal dentin ile kıyaslanınca daha düşüktür. Bu durum ile başarılı bir bağlantı oluşumu ihtimali tehlikeye girebilir (Swift 2002). Sklerotik dentin dokusunda tübül etrafı ve içi hipermineralize bir durumda olduğundan ötürü kimyasal bağlanma gücünün avantajından yararlanmak için cam iyonomer adeziv sistemlerin kullanımı tavsiye edilmektedir (De Munck ve ark. 2003).

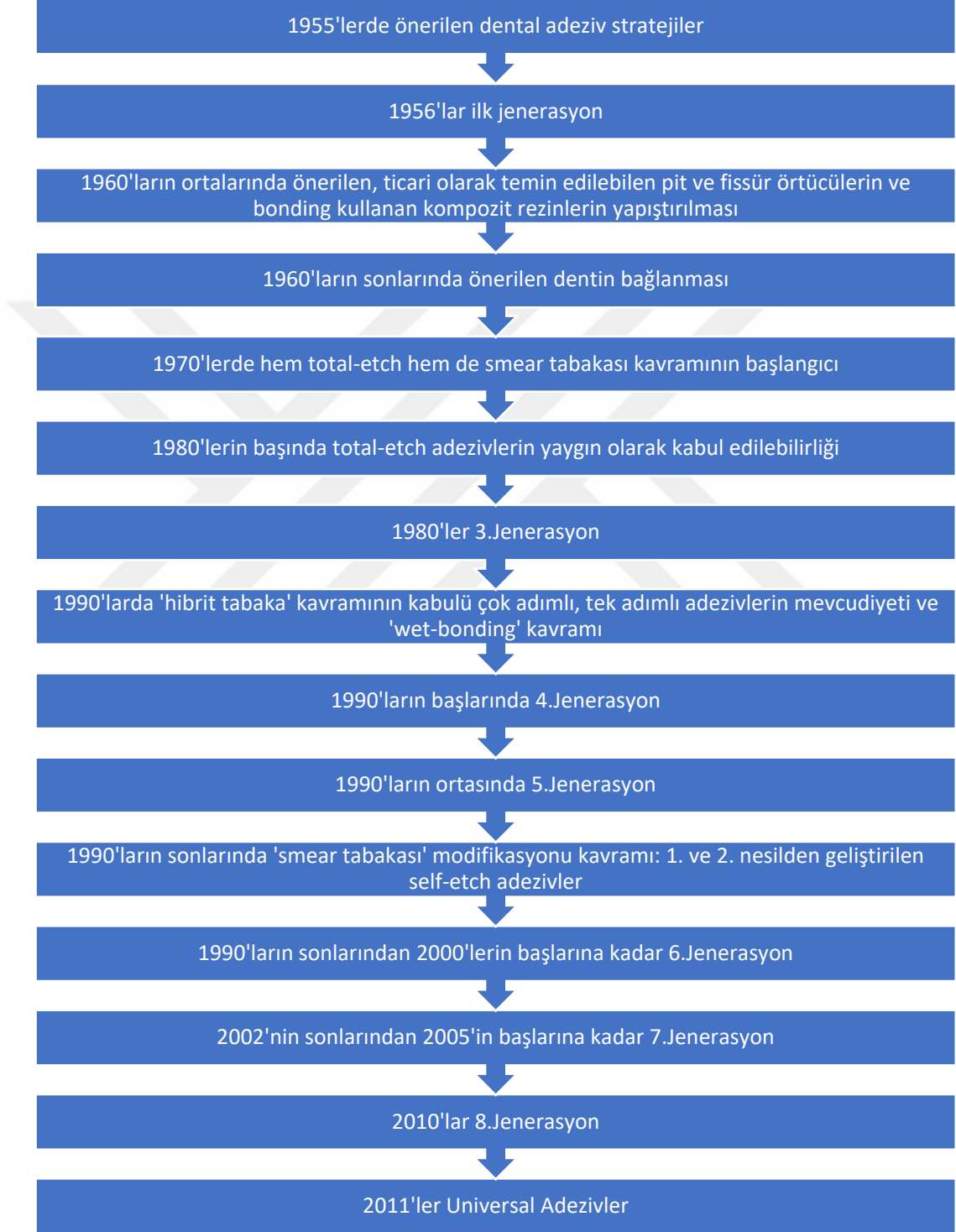
1.4. Dental Adeziv Sistemler

1955'te Buonocore'un diş dokularının asit ile pürüzlendirilmesi fikrini ortaya koymasıyla restoratif diş hekimliğinde adeziv diş hekimliği periyodu başlamıştır (Buonocore 1955). Bu yeni fikirle daha az sağlıklı doku uzaklaştırarak daha konservatif kavite açmak mümkün olmuştur. Restoratif materyal ile diş dokuları arasında oluşan mikromekanik kenetlenme sayesinde bakteri ve bakteri ürünleri ile oral sıvıların geçişi engellenerek, postoperatif hassasiyet, kenar renklenmesi, ikincil çürük oluşumu gibi restorasyonun ömrünü kısaltan problemler azaltılmıştır (Schwartz ve ark. 1996).

Adeziv restoratif maddeler; kavite preparasyonu sonrasında geriye kalan zayıflamış diş dokularını destekleyerek, fonksiyonel kuvvetleri bağlantı ara yüzeyi boyunca uygun bir biçimde ileterek yayarlar. Bunun yanı sıra adeziv tekniklerle estetik olarak daha iyi sonuçlar ortaya çıkmaktadır (Van Meerbeek ve ark. 1996).

1.4.1. Adeziv Sistemlerin Gelişimine Göre Sınıflandırılması

Adeziv sistemler gelişimlerine göre 7 alt başlığa ayrılırlar (Şekil 1.2.).



Şekil 1.2. Adeziv sistemlerin gelişimi (Sofan ve ark. 2017)

1.4.1.1. Birinci Jenerasyon Dentin Bağlayıcı Sistemler

Yüzey aktif komonomeri N-(2-hidroksi-3-metakriloksipropil) N-fenilglisin (NPG-GMA)'nın gelişimi, birinci jenerasyon dentin bağlayıcı sistemi olarak kabul gören Cervident'in (S.S. White, Lakewood, NJ) esas yapı materyalini oluşturmuştur (Barkmeier ve Cooley 1992). Teorikte bu komonomer, dişin yüzeyindeki kalsiyumla şelasyon yaparak rezin ve dentin dokusunun kalsiyum minerali arasında suya karşı dayanıklı kimyasal bağlar meydana getirebilir (Atkinson 1990, Alexieva 1979). Fakat bu materyalin in vitro şekilde dentin dokusuna bağlanma dayanımı değeri sadece 2-3 MPa olarak bulunmuştur (Fusayama 1980). Bu sistemlerde smear tabakası göz ardı edilmiştir.

1.4.1.2. İkinci Jenerasyon Dentin Bağlayıcı Sistemler

Bu sistem, 1978 yılında Japonya'da Clearfil Bond System Fc (Kuraray, Osaka, Japonya)'nin piyasaya sürülmesi ile ortaya çıkmıştır (Fusayama 1980). Genel bir biçimde ikinci jenerasyon dentin adeziv sistemlerin ilk materyali olarak kabul gören bu sistem, fosfat ester (hidroksietil metakrilat (HEMA) ve fenil-P) içermektedir. Bu sistemin etki mekanizması, smear tabakasında bulunan pozitif yüklü kalsiyum iyonlarıyla rezin içeriğindeki negatif yüklü fosfat grupları arasındaki polar etkileşime dayanmaktadır (Fusayama 1980). Fakat, smear tabakası, dentin dokusunun yüzeyine epeyce gevşek bağlandığı için bu sistem içerisindeki en zayıf halkayı meydana getirmektedir. İkinci jenerasyon dentin adezivleri hidrofilik grup bulundurmadıkları için nemli yüzeyler ile temaslarında büyük kontak açlarına sebep olurlar (Mena-Serrano ve ark. 2013). Dentini yeterli seviyede ıslatamamalarından dolayı smear tabakasının bütününe penetre olamazlar. Bu da iyonik bağ veya dentin kanalları içine doğru rezin tagları meydana getirmek için dentin dokusunun yüzeyel tabakasına erişmelerini engellemektedir (Fusayama 1980). Ortaya çıkan bağlanma sadece kalsiyum iyonlarıyla oluşan etkileşim sayesinde gerçekleşmektedir (Fusayama 1980).

Bu sistemlerde bağlanma dayanım değerleri 4,5-6 MPa seviyesine yükselmiştir (Watanabe ve ark. 1994).

Bu adeziv sistemlerden günümüze kadar ulaşabilen örnekler: Bondlite (Kerr Corporation, Glendora, CA) ve Scotchbond™ Dual-Cure (3M Dental Products Division, St. Paul, MN)'dür. Bahsedilen bu iki ürün haricinde, günümüzde dental adeziv piyasasında başka bir örneği yoktur.

1.4.1.3. Üçüncü Jenerasyon Dentin Bağlayıcı Sistemler

Fosfat ester bazlı bir adezivin uygulanması öncesinde, dentin dokusunun fosforik asitle pürüzlendirilmesi görüşü ilk olarak 1980'de ortaya sürülmüştür (Fusayama 1980). Kuraray şirketi (Osaka, Japonya), dentin dokusunun asit ile pürüzlendirilmesi fikrini devam ettirerek 1984'te Clearfil New Bond'u ortaya çıkarmıştır. Bu ürün fosfat bazlı olup, içeriğinde HEMA ile 10- MDP (metakriyoliloksidesil dihidrojen fosfat) olarak tanınan ve uzun bir hidrofobik yapı ile kısa bir hidrofilik yapıdan meydana gelen 10 karbonlu bir molekül bulundurmaktadır (Perdigao 2010). Diğer üçüncü jenerasyon ürünlerin birçoğu, smear tabakasını bütünüyle ortadan kaldırmak yerine, bu tabakayı modifiye etmek ve fenil-P veya PENTA (dipenta eritrol pentaakrilat monofosfat) gibi asidik monomerlerin penetrasyonunu sağlamak için tasarlanmıştır. Scotchbond 2, Amerikan Diş Hekimleri Birliği'nden "tam" kabul gören ilk adeziv sistem olarak kabul edilir (Fusayama 1980).

Üçüncü jenerasyon adeziv sistemlerle bağlanma dayanımı 8-15 MPa'a kadar yükselmiş, mikrosızıntı düşmüş, diş preparasyonunda retansiyon ihtiyacı azalmış, porselen ve kompozit tamiri mümkün kılınmış, abrazyon, abfraksiyon ve erozyon gibi lezyonların iyileşmesine olanak sağlanmıştır. Fakat zamana bağlı şekilde bağlanma dayanımı değerleri düşmüş ve mikrosızıntı yükselmiştir (Söderholm ve ark. 2007).

Üçüncü jenerasyon adeziv sistemlere örnek olarak: Scotchbond Multi-Purpose Plus (3M ESPE, USA), Scotchbond™ Multi-Purpose (3M ESPE, USA), Syntac Classic (Ivoclar-Vivadent, Schann, Liechhstein), Tenure (DenMat, UK) gösterilebilir.

1.4.1.4. Dördüncü Jenerasyon Dentin Bağlayıcı Sistemler

Asit ile pürüzlendirilmiş dentinde uygulanmak için dördüncü jenerasyon adeziv sistemler piyasaya sürülmüştür (Tablo 1.1.). İlk olarak 1990'larda geliştirilmiştir. Mine dokusuna 20-50 MPa ve dentin dokusuna 13-80 MPa bağlanma dayanımı değerleri gösterirler (Fusayama 1980). Scotchbond Multi-Purpose (3M ESPE, St.Paul, Minn, ABD), All-Bond 2 (Bisco, Inc, Schaumburg, III, Almanya) ve Optibond FL (Kerr Corporation, Orange, California, ABD) gibi dördüncü jenerasyon adezivler üç esas bileşeni de içerir ve üç adımlı total-etch adeziv sistemler şeklinde tanımlanır. Bu üç esas bileşen; yıkanarak uzaklaştırılan fosforik asit jel, primer (etanol, aseton veya suda reaktif hidrofilik bir monomer içeren) ve dolduruculu veya doldurucusuz bir adeziv rezindir. Adeziv rezin sıkça HEMA (Hidroksietil metakrilat) gibi hidrofilik bir molekülle kombine bir şekilde Bis-GMA gibi hidrofobik bir monomer içerir. Bu dördüncü jenerasyon adezivler nemli yüzeylere de güçlü bağlanma sağlar.

Jenerasyonu	Marka İsmi	Üretici Şirket	Polimerizasyon Türü
4.Jenerasyon 3 Aşamalı Total-Etch	All-Bond 3	Bisco	Işıkla/Dual sertleşen
	All-Bond 2	Bisco	Dual sertleşen
	Scotchbond Multi-Purpose	3M ESPE	Işıkla sertleşen
	Adper Scotchbond Multi-Purpose Plus	3M ESPE	Işıkla/Dual sertleşen
	Optibond FL	Kerr	Işıkla sertleşen
	EBS		Işıkla sertleşen
	Denthesive	Heraeus Kulzer	Işıkla sertleşen
	Gluma Solid Bond	Heraeus Kulzer	Işıkla sertleşen
	Syntac Classic	Ultradent	Işıkla sertleşen
	Gluma CPS		Işıkla sertleşen
	Amalgabond	Kerr	Işıkla sertleşen
	Permaquik	Heraeus Kulzer	Işıkla sertleşen

Tablo 1.1. Dördüncü jenerasyon dentin bağlayıcı ajanlara örnek (Sofan ve ark. 2017)

1.4.1.5. Beşinci Jenerasyon Dentin Bağlayıcı Sistemler

Bu sistemlere “tek şişe” adeziv sistemler de denir, çünkü adeziv rezin ile primer tek bir solüsyonda birleştirilmiştir (Tablo 1.2.). Fakat ayrı bir asit ile pürüzlendirme aşamasına ihtiyaç duyulur. Mineye olan bağlanma dayanımı değerleri 35-45 MPa olarak üç basamaklı adeziv sistemler ile aynı değerlerde olmasına karşın dentine olan bağlanma dayanımı değerleri 30-35 MPa olarak mine dokusuna olan bağlanma dayanımı değerlerinden daha düşük bir seviyede bulunmuştur. Bu jenerasyon adezivlerden bazı örnekler Scotchbond One (3M ESPE), Admira Bond (Voco), Excite (Ivoclar Vivadent), SolobondM (Voco), Single Bond (3M ESPE)’dur (Fusayama 1980). Kullanımı basit ve teknik hassasiyeti azdır. Postoperatif hassasiyet azalmıştır (Landuyt ve ark. 2006).

Jenerasyonu	Marka İsmi	Üretici Şirket	Polimerizasyon Türü
5.jenerasyon 2 Aşamalı Total-Etch	Solobond M	Voco	Işıklı sertleşen
	Admira Bond	Voco	Dual sertleşen
	Excite	Ivoclar-Vivadent	Işıklı sertleşen
	ExciTE F	Ivoclar-Vivadent	Işıklı sertleşen
	Gluma One Bond	Heraeus Kulzer	Kendiliğinden sertleşen
	Gluma 2000	Heraeus Kulzer	Işıklı sertleşen
	Gluma Comfort Bond	Heraeus Kulzer	Dual sertleşen
	Optibond Solo Plus Dual Cure	Kerr	Işıklı sertleşen
	One-Coat Bond	Coltene Whaledent	Işıklı sertleşen
	Prime&Bond NT	Dentsply	Kendiliğinden sertleşen
	Prime&Bond 2.0	Kerr	Işıklı sertleşen
	Syntac Single- Component	SDI	Işıklı sertleşen
	XP Bond	Dentsply	Işıklı sertleşen
	One Step	Bisco	Işıklı sertleşen
	One Step Plus	Bisco	Işıklı sertleşen
	Scotchbond 1	Kuraray	Işıklı sertleşen
	Adper Single Bond Plus	3M ESPE	Işıklı sertleşen

Tablo 1.2. Beşinci jenerasyon dentin bağlayıcı ajanlar (Sofan ve ark. 2017)

1.4.1.6. Altıncı Jenerasyon Dentin Bağlayıcı Sistemler

Bu adezivler “all-in-one” veya “no-bottle” sistemler olarak isimlendirilebilir (Tablo 1.3). Yıkama ile kurulama işlemleri yapılmaz. Dentine bağlanma dayanımı değerleri 20-30 MPa’dır. Bağlanma dayanımı değerleri dördüncü ve beşinci nesilden düşük bulunmuştur (Dallı ve ark. 2009). Bu sistemden bazı örnekler; Clearfil Protect Bond (GC), Clearfil SE Bond (GC), Adper SE Plus (3M ESPE), AdheSE (Ivoclar Vivadent)’dir (Fusayama 1980). Postoperatif hassasiyet azalmıştır. Kolay ve hızlı uygulanırlar.

Jenerasyonu	Marka İsmi	Üretici Şirket	Polimerizasyon Türü
6.jenerasyon 2 Aşamalı Self-Etch	Clearfil SE	Kuraray	Işıklı sertleşen
	Clearfil Protect Bond	Kuraray	Işıklı sertleşen
	ART Bond	Coltene	Işıklı sertleşen
	PUB 3	Dentply	Işıklı sertleşen
	Denthesive 2	Heraeus Kulzer,	Işıklı sertleşen
	Adper Scotchbond Multi- Purpose Plus	3M ESPE	Işıklı sertleşen
	AdheSE	Ivoclar-Vivadent	Işıklı sertleşen
	FL bond II	Shofu Dental	Işıklı sertleşen
	Nanobond	Pentron Clinical	Dual sertleşen
	Clearfil S3 Bond	Kuraray	Işıklı sertleşen
	AQ Bond plus	Sun Medicals	Işıklı sertleşen
	G Bond	GC	Işıklı sertleşen
	Hybrid Bond	Vivadent	Işıklı sertleşen
	iBond Gluma inside	Heraeus Kulzer	Işıklı sertleşen
	All Bond SE	Bisco	Işıklı sertleşen
	Fluro bond Shake One	Shou	Işıklı sertleşen
	PSA Dyract	Dentply	Işıklı sertleşen
	One up Bond F+	Tokuyama	Işıklı sertleşen
Tek şişe	Xeno III	Dentply	Işıklı sertleşen
	Brush and Bond	Parkell	Işıklı sertleşen
	Adper Prompt L-Pop	3M ESPE	Işıklı sertleşen

Tablo 1.3. Altıncı jenerasyon dentin bağlayıcı ajanlar (Sofan ve ark. 2017)

1.4.1.7. Yedinci Jenerasyon Dentin Bağlayıcı Sistemler

2000'lerin sonlarına doğru geliştirilen yedinci jenerasyon adeziv sistemler, smear tabakasını modifiye etmeyi hedef alarak ve teknik hassasiyeti düşürmeyi amaçlayarak geliştirilmiştir (Tablo 1.4.). Asidik monomer, primer ve bağlayıcı ajan tek şişede toplanarak "all in one" adeziv sistemler şeklinde piyasaya çıkmıştır (Tyas ve Burrow 2004, Abraham ve ark. 2013). Son zamanlarda "all in one" adeziv sistemlerin dezavantajlarını kaldırmak amacı ile sunulan 'Multi-mode' veya 'Universal' olarak isimlendirilen materyaller, yedinci jenerasyon adezivler olarak sınıflandırılmaktadır. Bağlanma dayanımı değerleri 18-25 MPa olup bu değerlerin altıncı jenerasyon adeziv sistemlerdekine benzer olduğu düşünülmektedir (Fusayama 1980, Erickson ve ark. 2009, Landuyt ve ark. 2006).

Marka İsmi	Üretici Şirket
Clearfil S3 BOND 2007	Kuraray
Clearfil S3 BOND 2008	Kuraray
Clearfil S3 BOND PLUS 2013	Kuraray
G-aenial Bond 2011	GC
Futurabond DC 2008	VOCO
G-aenial Bond 2015	GC
G-BOND 2011	GC
i-BOND 2007	KULZER
Xeno IV Dual Cure,2006	DENTSPLY
i-BOND Self Etch2012	KULZER
OptiBond all-in-one, 2008	Kerr Corporation
Venus 2005	KULZER
Shotbond, 2016	Nordin Dental
Oxford BOND 2010	Finnigan Enterprises, LLC
Nova COMPO B PLUS	IMICRYL
Gluma SELF ETCH BOND	HERAEUS
Beautibond	Shofu, USA

Tablo 1.4. Yedinci jenerasyon dentin bağlayıcı ajanlar (Sofan ve ark. 2017)

1.4.2. Adeziv Sistemlerin Uygulama Yöntemlerine Göre Sınıflandırılması

Uygulama yöntemlerine göre adeziv sistemler dört grup olarak incelenmektedir (Şekil 1.3.) (Çınar 2011, Eligüzeloğlu 2009, Van Meerbeek ve ark. 2003).

1. Total Etch (E&R) Adeziv Sistemler

- a. Üç Aşamalı (4. Nesil)
- b. İki Aşamalı (5. Nesil)

2. Self Etch (SE) Adeziv Sistemler

- a. İki Aşamalı (6. Nesil)
- b. Tek Aşamalı (7. Nesil)

3. Universal Adeziv Sistemler

4. Cam İyonomer Adeziv Sistemler (Van Meerbeek ve ark. 2003).

1.4.2.1.Total Etch (Etch&Rinse) Adezivler

Total etch sistemler ile smear tabakasının tamamıyla kaldırılması fikri gündeme gelmiştir. Bu sistemler ‘etch-and-rinse’ adeziv sistemler olarakta isimlendirilmektedir. Bu adezivler, iki ya da üç basamaklı olarak uygulanabilmektedir (Tablo 1.5. ve 1.6.) (Swift 2002).

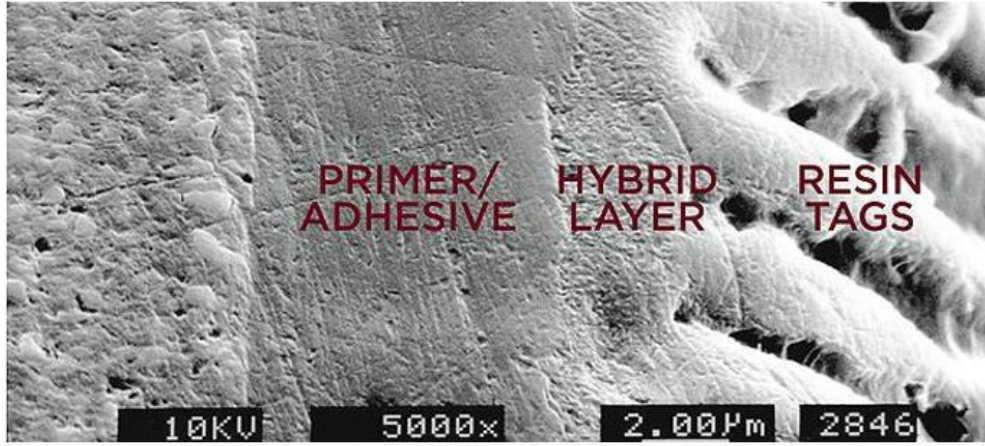
İKİ ADIMLI E&R ADEZİVLER	ÜRETİCİ FİRMA
Te-Econom	Ivoclar-Vivadent
One Coat Bond	Coltane/Whaledent
Teco	Zenith/DMG
Clearfil Photo Bond	Kuraray
Clearfil New Bond	Kuraray
Excite DSC	Ivoclar Vivadent
Excite	Ivoclar Vivadent
Gluma Comfort Bond	Heraeus-Kulzer
Gluma 2 Bond	Heraeus-Kulzer
Admira Bond	Voco
One Step Plus	Bisco
One Step	Bisco
Optibond Solo Plus	Kerr
Optibond Solo Plus Dual-Cure	Kerr
Prime&Bond NT Dual-Cure	Dentsply
Prime&Bond NT	Dentsply
Bond-1	Pentron
Stae	SDI
XP Bond	Dentsply
Tenure Quik	Den-Mat
Solobond M	Voco
Adper Single Bond 2	3M ESPE

Tablo 1.5. İki aşamalı E&R adeziv sistemlerden bazı örnekler (Ayna ve Tüfek 2019)

ÜÇ ADIMLI E&R ADEZİVLER	ÜRETİCİ ŞİRKET
Scotbond Multi-Purpose	3M ESPE
Adper Scotbond Multi-Purpose	3M ESPE
Optibond FL	Kerr
Syntac	Ivoclar Vivadent
Gluma Solid Bond	Hereaus Kulzer
Bond-It Pentron Denthesive	Hereaus Kulzer
EBS	3M ESPE
Paama 2	SDI
Permagen	Ultradent
Permaquik	Ultradent
Solobond Plus	Voco
Probond	Dentsply
All Bond 2	Bisco
All Bond	Bisco
Tenure Multi Purpose	Den-Mat
Amalgambond Plus	Kuraray
Quadrent Unibond	Cavex
ABC Enhanced	Chamelon
Clearfil Liner Bond	Kuraray
AELITEBOND	Bisco
Denthesive	Hereaus Kulzer
Dentastic	Pulpdent
Resto Bond 3	Lee Pharmaceuticals

Tablo 1.6. Üç adımlı E&R adezivlerden bazı örnekler (Ayna ve Tüfek 2019)

Üç basamaklı geleneksel sistemde sırası ile asit, primer ve bağlayıcı ajan uygulaması yapılmaktadır (Resim 1.2) (Kugel ve Ferrari 2000). Üç adımlı total-etch adezivler ile daha yüksek bağlanma dayanım değerleri ve daha düşük mikrosızıntı değerleri elde edilebileceği ifade edilmiştir (Nakabayashi ve ark. 1982).



Resim 1.2. Üç aşamalı E&R adeziv sistemin diş yüzey kesiti (Pashley ve ark. 2011)

Üç aşamalı sistemin çalışma zorluğu ve sistemin teknik hassasiyet gerektirmesinden ötürü, işlem adımını azaltmak amacı ile primer ve bağlayıcı ajanın tek şişede toplandığı “iki aşamalı total etch adezivler” geliştirilmiştir. İki aşamalı total etch adeziv sistemlerle demineralize dentinde kollajen çökmesini engelleyerek postoperatif hassasiyetin düşürülmesi amaç edinilmiştir (Kugel ve Ferrari 2000). Primer ve bağlayıcı ajanın birlikte uygulanmasının öncesinde asitle pürüzlendirme işlemi yapılarak bağlanma dayanımı değerlerinin yükseltilmesi sağlanmıştır (Van Meerbeek ve ark. 2010). İçeriğindeki hidrofilitik yapıda olan polimerize edilmiş bir primerin varlığı ile suyun sebep olduğu çözünme, üç aşamalı total etch adezivlere göre daha düşüktür.

Mine yüzeyine çeşitli konsantrasyonlarda asitlerin uygulanmasıyla mikroskobik pürüzlülük elde edilir. Minede görülen pürüzlenme üç tür olarak görülmektedir (Resim 1.3.):

- Tip I pürüzlenme türünde, mine prizmalarının iç kısımları çözünerek uzaklaşır. Oluşan görüntüye “bal peteği” adı verilir.
- Tip II pürüzlenme türünde, mine prizmalarının çeperleri çözünerek uzaklaşır. Oluşan görüntüye “kaldırım taşı” denir.
- Tip III pürüzlenme türünde, prizmatik yapı gözlenmemektedir. Yüzey amorf bir haldedir ve daha silik bir pürüzlenme görüntüsü mevcuttur (Gwinnett 1971).



1)Tip 1 pürüzlenme

2)Tip 2 pürüzlenme

3)Tip 3 pürüzlenme

Resim 1.3. (1, 2, 3). Mine dokusunun asit ile pürüzlenme tipleri (Özata ve ark. 1991, Wei ve Barkmeier 1992, De Munck ve ark. 2004)

Bu çeşitli pürüzlenme türleri, hidroksiapatit kristallerinin mine prizmaları içindeki pozisyonları ve açılarına göre meydana gelmektedir. Mine dokusu yüzeyinin farklı kısımlarında çeşitli pürüzlenme türleri gözlenmekte olup, çeşitli pürüzlendirme türlerinin bağlanma dayanımı değerleri üstünde etkisi olup olmadığı konusu net olarak bilinmemektedir (Lambrechts ve ark. 2000, Van Meerbeek ve ark. 1996).

Total etch sistemde amaç, monomerlerin difüzyon yoluyla mine çukurcukları ile açık dentin tübülleri ve kollajen ağının mikromekanik kilitleme meydana getirmesini sağlamaktır. Kuşkusuz küçük resin uzantılarının asitlendirilmiş mineyle mikromekanik kilitlemesi günümüze dek mine dokusunda elde edilen en iyi bağlanma şeklidir (Buonocore 1955, Gwinneh ve Matsui 1967, Van Meerbeek ve ark. 2003). Bu, restorasyon marjinlerini uzun bir süreç boyunca örter ve ilaveten yıkıma daha uygun bir durumda olan dentin dokusu bağlantısını da korur. Ters şekilde dentin dokusunun asitlenmesi kollajenin doğal korumasını uzaklaştırdığı için daha agresif bir işlemdir ve resin-kollajen bileşiminin su emmesini ve enzimatik yıkım yoluyla yıkıma daha elverişli bir hale gelmesine neden olur. (Pashley ve ark. 2004, Hebling ve ark. 2006, De Munck ve ark. 2009b).

1.4.2.2. Self Etch Adezivler

Total-etch adeziv sistemlerin uygulanma güçlüklerini ortadan kaldırabilmek adına, teknik duyarlılığı daha düşük ve uygulama süresi daha kısa olan self-etch adeziv sistemler ortaya çıkmıştır. Uygulama bir ya da iki aşamalı şekilde yapılmaktadır (Tablo 1.7. ve 1.8.). İki aşamalı adezivlerde, asitleme işlemi ile primer uygulaması birleştirilmiştir. Sistem, ‘primer’ ve ‘bağlayıcı ajan’ olmak üzere iki ayrı şişeden meydana gelmektedir. Tek aşamalı adezivlerde ise, bütün bileşenlerin bir arada olduğu tek bir şişe bulunur. Bu tip adezivlerin kullanımı daha basittir ve adım sayısı daha azdır (Kugel ve Ferrari 2000).

Tek Basamaklı SE Adezivler	Uretici Şirket
İki Basamaklı SE Adezivler	
Clearfil DC Bond	Kuraray
Gloss N Seal/Tenure Uni Bond	Den-Mat
Brush&Bond	Parkell
AQ Bond	Sun Medical Co.
Adper Prompt L Pop	3M ESPE
Futurabond NR	Voco
Futurabond DC	Voco
All-Bond SE	Bisco
One Up Bond F	Tokuyama
Touch&Bond	Parkell
Reactmer Bond	Shofu
Xeno IV	Dentsply
Xeno III	Dentsply
Tek Basamaklı SE Adezivler	
Clearfil S3 Bond	Kuraray
Adper Easy Bond	3M ESPE
AdheSE One	Ivoclar Vivadent
Futurabond M	Voco
Optibond All-in-One	Kerr Corp
Go!	SDI
i Bond	Heraeus Kulzer
G-Bond	GC America
Xeno V	Dentsply
One Coat 7.0	Coltène/Whaledent

Tablo 1.7. Tek aşamalı self etch adeziv sistemlerden örnekler (Ayna ve Tüfek 2019)

İKİ BASAMAKLI SE ADEZİVLER	ÜRETİCİ ŞİRKET
Adper SE Plus	3M ESPE
AdheSE	Ivoclar Vivadent
Clearfil SE Bond	Kuraray
Clearfil Liner Bond 2V	Kuraray
ART Bond	Coltane/Whaledent
Contax	Zenith/DMG
Clearfil Protect Bond	Kuraray
GC Unifill Bond	GC America
FL-Bond	Shofu
Frog	SDI
One Coat Self Etching Bond	Coltane/Whaledent
Tyrian SPE/One Step Plus	Bisco
Nano-Bond	Pentron
Prelude SE	Danville Materials

Tablo 1.8. İki aşamalı SE adeziv sistemlerden örnekler (Ayna ve Tüfek 2019)

Self-etch primerler, asitlik derecesine bağlı şekilde smear tabakasına 2 µm'ye kadar penetre olabilmekte, pulpayı koruyan ve dentinal sıvı akışına engel olan doğal bariyer özelliğine sahip smear tabakasını modifiye ederek bağlanma sağlamaktadırlar (Perdigao ve Lopes 1999, Van Meerbeek ve ark. 1998, Nakabayashi ve Saimi 1996).

Asit uygulama basamağının elimine edilmesiyle demineralize dentinde tam olarak oluşmayan tıkanmanın üstesinden gelineceği (Stangel ve ark. 2007) ve etch&rinse sistemlerin dezavantajlarının ortadan kaldırılacağı düşünülmektedir (Perdigao ve Lopes 1999, Kiremitçi ve Altıncı 2008). Self-etch adeziv sistemlerin primer ajanları; çeşitli monomere ek olarak karboksilik asit gibi asidik monomerlerin sudaki çözeltileri veya fosfat esterleri ve HEMA içerir (Hayakawa ve ark. 1998). Tek basamaklı self etch adeziv sistemlerin içine sıkça komonomer olarak katılan HEMA; dentini ıslatıcı ajan olarak davranır, faz ayrımını önler ve açığa çıkan kollajenlerin içine rezinin difüzyonunu sağlar. HEMA'nın en ciddi dezavantajlarından

biriye, ara yüzde hidrojel halinde su tutmasıdır. Bu hidrojel halindeki suyu hava-su spreyiyle ortamdan uzaklaştırmak çok güçtür (Furukawa ve ark. 2008). İtakonik asit ile maleik asit gibi inorganik ve organik asitler, taşıyıcılar (aseton, etanol, su), doldurucular ve MDP, Bis-GMA, TEGDMA, 4-META, PENTA ve UDMA gibi monomerler de self-etch adeziv sistemlerin içeriğinde bulunurlar (Tay ve Pashley 2001). Bu monomerlerin içerdikleri kalsiyum ile açığa çıkan hidroksiapatit kristalleri arasında elektrostatik bir etkileşim meydana gelmektedir (Hayakawa ve ark. 2005, Giannini ve ark. 2015). ‘Adezyon-Dekalsifikasyon’ yöntemi olarak isimlendirilen bu etkileşime göre; kalsiyum-monomer bileşiminin stabilitesine bağlı şekilde iyonik bağlanma; ya dişin sert dokusunu demineralize etmektedir ya da içeriğindeki kalsiyumla kimyasal bağlantı meydana getirmektedir. Bu şekilde hibrit tabaka ve pürüzlendirilen yüzey arasındaki boşluk minimal seviyeye getirilmektedir (Yoshida ve ark. 2001, Dieng-Sarr ve ark. 2011, Wagner ve ark. 2014).

Self-etch adeziv sistemlerde dentin dokusu yüzeyinden mineraller uzaklaşırken, rezin monomerlerde eş zamanlı bir biçimde infiltre olmaktadır (Tay ve ark. 2004).

Self etch sistemler asitliklerine göre 4 gruba ayrılır (Tablo 1.9.):

1. Kuvvetli SE Adezivler ($Ph \leq 1$)
2. Orta Derece Kuvvetli SE Adezivler ($Ph \approx 1,5$)
3. Zayıf Etkili SE Adezivler ($Ph \geq 2$)
4. Çok Zayıf Etkili SE Adezivler ($Ph \geq 2,5$) olarak sınıflandırılmaktadır (Giannini ve ark. 2015).

Kuvvetli self-etch adezivlerin pH'ı 1 veya 1'den küçüktür. SEM görüntüleri total-etch adeziv sistemlerin ara yüz görünümüne çok benzemektedir. Hem mine dokusunda hem de dentin dokusunda derin bir demineralizasyona sebep olmaktadır. Dentin dokusunda kollajen fibrillerini açığa çıkararak hemen hemen bütün hidroksiapatitleri çözerler. Hafif self-etch adeziv sistemlere kıyasla dentin dokusuna infiltrasyonları daha derin gerçekleşir. Bu sebeple, meydana gelen hibrit tabakası kalın bir yapıdadır ve rezin uzantıları mevcuttur (Oliveira ve ark. 2002). Yapılan araştırmalar sonucu, minenin asitler karşısında daha dirençli bir yapıda olması sebebiyle kuvvetli self-etch adeziv sistemlerin mine dokusuna bağlanma dayanımı

oldukça iyi seviyede olsa da restorasyon ömrü ve bağlanma süresi bakımından dentine bağlanmada yetersiz kalmaktadır (Shirai ve ark. 2005, Brackett ve ark. 2002).

Orta kuvvetli self-etch adezivlerin pH'ı yaklaşık 1,5 civarındadır. Bu self-etch adezivlerde primer uygulamasıyla üst kısmı tamamen, alt kısmı ise kısmen demineralize olmuş bir hibrit tabaka meydana gelmektedir. Fonksiyonel monomerlerin fosfat grupları ya da karboksil grubu geride kalan hidroksiapatit kristalleri ile birleşebilir (Yoshida ve ark. 2004). Hibrit tabakasının alt tarafında bulunan hidroksiapatit kristalleri kimyasal bir adezyon sağlar ve moleküller arası kimyasal etkileşime izin verebilirler (Van Meerbeek ve ark. 2003). Asidik primerin etkisi dentin dokusunda 1-2 µm kadar derinliğe ulaşmaktadır (Van Meerbeek ve ark. 2011). Hafif ve kuvvetli self-etch adeziv sistemler arasında kalan özellikler gösterirler. Mikromekanik bağlanma için yeterli seviyede yüzey porozitesi sağlarlar. Hafif self-etch adeziv sistemlere kıyasla mine ve dentin dokusunda daha yüksek bir mikromekanik bağlanma sağlarlar. Hibrit tabakasının kalınlığı kuvvetli self-etch adeziv sistemlere göre düşüktür.

Zayıf etkili self-etch adezivlerin pH değeri 2 seviyelerindedir. Bu adezivler dentin dokusu yüzeyini kısmi olarak çözerler ve dentin dokusunu sadece 1 µm derinliğe kadar demineralize edebilirler. Smear tabakasını bütünüyle kaldırmazlar. Submikron seviyede oldukça yüzeysel bir hibrit tabakası meydana gelmekte ve hibrit tabakasının içinde önemli düzeyde hidroksiapatit kristali kalmasına sebep olmaktadır. Zıt olarak hibridizasyon yolu ile mikromekanik kilitleme yaratmak için yeterli düzeyde yüzey pürüzlülüğü sağlanmaktadır (De Munck ve ark. 2005). Kollajenler etrafında hidroksiapatitlerin korunması, kollajenleri hidroliz karşısında daha iyi koruyarak erken dönemde bağlanmanın bozulmasını önleyebilmektedir (Van Meerbeek ve ark. 1998, Van Meerbeek ve ark. 2005).

Çok zayıf etkili self-etch adezivlerin pH'ları 2,5 veya üzerindedir. Dentin dokusunda net bir demineralizasyona sebep olamazlar. Ortaya çıkan bağlanma nano-etkileşim seviyesindedir (Mine ve ark. 2010). Mine yapısında dentine kıyasla daha fazla hidroksiapatit olması sebebi ile, adeziv tarafından salınan hidrojen iyonları mine

dokusu tarafından daha fazla nötralize edilmekte ve istenilen seviyeye varamadan etkinliğini yitirmektedir (Mine ve ark. 2010).

ASİDİTELERİNE GÖRE ADEZİV SİSTEMLER	pH
Adper Prompt L-Pop	PH: 0.4
Tyrian SPE	PH: 0.5
Prompt L-Pop 2	PH: 0.8
Futurabond NR	PH: 1.4
Xeno III	PH: 1.4
Clearfil Protect Bond	PH: 1.9
Nano Bond	PH: 1.2
Clearfil SE Bond	PH: 1.9
AdheSE	PH: 1.7
OptiBond Solo Plus SE	PH: 1.5
AQ Bond	PH: 2.1
One-Up BondF	PH: 2.6
Unifill Bond	PH: 2.2
Xeno IV	PH: 2.5
All Bond SE	PH: 2.2
Clearfil S ³ Bond	PH: 2.7
Optibond All in One	PH: 2.5
Padavra ED Mixed Primer	PH: 2.6

Tablo 1.9. Asitliklerine göre adeziv sistemlerden örnekler (Cengiz 1996)

Self-etch sistemlerin avantajları şu şekilde sıralanabilir:

- Yıkama ve pürüzlendirme basamaklarını içermedikleri için ve ayrıca su bazlı oldukları için uygulanmaları basittir (Şengün ve ark. 2009). İşlem aşamalarının sayısı azaldığından hata yapılma olasılığı da azalmaktadır (Van Meerbeek ve ark. 2003).
- Yıkama gerektirmediği için demineralize dentin dokusunun aşırı nemli bırakılması veya aşırı kurutulmasına bağlı olarak oluşan sıkıntılar önlenmektedir (Pashley ve Tay 2001).

- Adeziv penetrasyonu ve pürüzlendirme aynı zamanda meydana geldiğinden, aşırı demineralizasyona bağlı yetersiz bir rezin monomer infiltrasyonu neticesinde hibrit tabakası içerisinde oluşan sıkıntılar ve beraberinde meydana gelen düşük bağlanma dayanımı önlenmektedir (Van Meerbeek ve ark. 2003).
- Smear tıkaçları uzaklaştırılmadığından meydana gelen kısa rezin uzantılarına karşın yeterli bir sızdırmazlık seviyesi sağlanmaktadır. Aynı sebeple postoperatif hassasiyet oluşma olasılığı da azalmıştır (Pashley ve Tay 2001, Van Meerbeek ve ark. 2003).
- Bu özellikleriyle çalışma zamanını önemli seviyede kısaltmaktadırlar (Shimada ve ark. 2002, Strydom 2004).
- Self-etch adeziv sistemlerin işlem aşamalarının daha az olması nedeniyle daha kısa çalışma zamanı gerekmesi ve beraberinde tükürük ile kontaminasyon olasılığının da azalması nedeni ile çocuklarda ve özellikle de kooperasyonun sağlanamadığı hallerde kullanımının avantajlı olabileceği düşünülmektedir (Shimada ve ark. 2002).

1.4.2.3. Cam İyonomer Adezivler

1995'te kompozit rezinlerin adezyonunu edinmek amacı ile Fuji BOND LC (FBLC, GC, Tokyo, Japonya), rezin modifiye cam iyonomer adezivleri ortaya çıkarmıştır. Bu ürün cam iyonomer simanların (Fuji II LC, GC, Tokyo, Japonya) seyreltilmiş şeklidir (Van Meerbeek ve ark. 2003, Fusayama 1980). Uygulama şekli rezin bazlı adezivlere benzemektedir. İki basamaklı uygulama şekli; %20 polialkenoik asitle pürüzlendirme ve düşük viskozitedeki toz-likit karışımının uygulanmasıdır (Barkmeier ve Cooley 1992). Asitleme işlemiyle beraber 0,5 µm derinlikteki kollajen lifler açığa çıkmaktadır.

Yüzey hazırlığı gerektirmeden dişin yapısına kendiliğinden tutunabilen tek materyaldirler. Ayrıca zayıf polialkenoik asit ile yüzeyin hazırlanması bağlanma kuvvetlerini açık şekilde yükseltmektedir. Bu sebeple, bir veya iki basamaklı uygulama seçeneğiyle cam iyonomer adeziv sistem kullanılabilir (Atkinson 1990).

Cam iyonomer adezivlerin dişin yapısına kendiliğinden adezyonu iki biçimde açıklanmaktadır. Mikromekanik kilitleme, mikroporozitelere sığ hibridizasyon ve hidroksiapatitle sarılmış kollajen fibril ağı ile olmaktadır. Bu biçimde, cam iyonomer adezivler diş yapısına self-etch yaklaşımıyla tutunmaktadırlar. Rezin bazlı self-etch adeziv ile cam iyonomer adeziv arasındaki temel ayrım polikarboksil bazlı polimerin yüksek molekül ağırlığıdır ve bu sayede kendi kendine bağ yapabilmesidir (8000-20000) (De Munck ve ark. 2005). Rezin bazlı self-etch adeziv sistemlerde düşük molekül ağırlıklı asidik monomerler kullanılmaktadır (Barkmeier ve Cooley 1992).

Cam iyonomer restoratif materyaller, total-etch adeziv sistemler ile self-etch adeziv sistemlerin 6 senelik klinik kenar bağlantı uyumu, ikincil çürük, dolgunun kavitedeki kabul edilebilir durumunun değerlendirildiği araştırmaya göre cam iyonomer adezivlerden sonra maksimum başarı üç basamaklı total-etch adezivlerde görülmüştür (Alexieva 1979).

1.4.2.4. Universal Adezivler

İki basamaklı total-etch veya bir basamaklı self-etch olarak uygulanmak üzere yeni bir adeziv materyali, universal, multi-mode veya çok amaçlı bir sistem ortaya çıkmıştır (Mena-Serrano ve ark. 2013, Munoz ve ark. 2013).

Bütün dental adezivlerin içerikleri benzer yapıdadır. Örneğin yapılarında hidrofilik ve hidrofobik metakrilat monomerleri, foto-başlatıcı ve ko-başlatıcı sistemler ile uçucu çözücüler bulundurlar. Son yıllarda ortaya çıkan universal (multi-mode) adeziv sistemler kopolimer (poliakrilik asit gibi), silan molekülleri ve doldurucu içerirler (Ekambaran ve ark. 2015).

Rezin adeziv sistemlerin içerisinde bulunan çözücüler, ko-monomer bileşimi ile başlatıcıların diş dokusuna transportunu sağlayan bir araç şeklinde görev alırlar (Burke ve McCaughey 1995, Eick ve ark. 1997). Daha sonrasında bu çözücüler, viskoz monomerlerin dilue edilmesine ve demineralize dentin dokusu içine infiltre olmasına yardımcı olurlar (Wang ve ark. 2007, Craig ve Powers 2001).

Dental adeziv sistemlerde ortak olarak bulunan çözücüler etanol, aseton ve sudur (Perdigao ve ark. 2012). Bazı dental adeziv sistemlerde (bilhassa self-etch adeziv sistemlerde) birçok solvent birlikte kullanılır (örneğin etanol ve su). Tert-butanol de son yıllarda sıklıkla kullanılan diğer çözücülerdendir (Fontes ve ark. 2013, Tiaderhane ve ark. 2013).

Hidrojen bağlama kapasitesi, adeziv sistemlerdeki solventlerin önemli bir özelliğidir. Hidrojen bağlama kapasiteleri yüksek olan çözücüler, yüksek yalıtkanlık sabitine sahiptirler (Maciel ve ark. 1996). Hidrojen bağlama kapasitesi adeziv sistemlerin nemli veya kuru demineralize dentin dokusuna uygulanabilmesini etkiler. Çözücülerin bu önemli özelliği buhar basıncı ile ters orantılıdır, öyle ki yüksek buhar basıncına sahip olan çözücüler düşük hidrojen bağlama kapasitesine sahiptir (Pashley ve ark. 2001).

Mevcut universal adeziv sistemlerin pH değeri materyale bağlı olarak 2,2 ile 3,2 arasında değişkenlik gösterir. Universal adeziv sistemler genelde zayıf ($\text{pH}>2$) ya da çok zayıf ($\text{pH}>2.5$) asidik yapıdadırlar (Van Meerbeek ve ark. 2003).

Universal adeziv sistemler MDP gibi asidik fonksiyonel monomerler içerirler (Lawson ve ark. 2015). MDP, polimerize olabilen metakrilat grupları ve hidroksiapatitteki kalsiyum ile kimyasal bağlanma yeteneğine sahip olan fosfat grupları içerir. Yapısındaki dihidrojen fosfat gruplarından ötürü asitleyici bir monomerdir. Uzun bir karbonil zinciri içermesi sebebiyle oldukça hidrofobiktir. Adeziv ara yüzeyiyle hidroksiapatit arasında kararlı bir nano tabaka meydana getirir. Oluşan MDP-Ca tuzları bu tabaka boyunca çöker. Bunun sonucunda yüksek ve dayanıklı bir bağlanma dayanımı elde edilir (Van Laydunt ve ark. 2007, Van Meerbeek ve ark. 2011). 10-MDP, hidrofilik polar fosfat grubuyla diş dokularına, zirkonyuma ve metallere, hidrofobik metakrilat grubuyla da metakrilat esaslı restorasyonlara kimyasal olarak bağlanabilmektedir (Alex 2015). Uygulama şeklinin dışında universal adeziv sistemlerin kimyasal içeriğinin de bağlanmayı etkilediği ve MDP bulunduran universal adeziv sistemlerin daha iyi bir bağlanma dayanım değeri gösterdiği belirtilmiştir (Wagner ve ark. 2014, Munoz ve ark. 2015).

Universal adeziv sistemlerin içinde bulunan hidrofilik monomer HEMA'dır. HEMA, daha iyi bir rezin infiltrasyonu ile adeziv rezinin bağlanma dayanımını yükseltir (Carvalho ve ark. 2003, Van Meerbeek ve ark. 2003, Van Meerbeek ve ark. 2005, Ermiş 2008). HEMA bulundurmeyen bir universal adeziv sistemde faz ayrılmasının olduğu bildirilmiştir (Perdigao ve ark. 2014).

1.5. Kompozit Rezinler

İlk kez 1962'de Rafael Bowen tarafından geliştirilen kompozit rezinler, temel şekilde organik bir matriks içine belli oranlarda eklenen inorganik doldurucular ile doldurucuların organik matrikse tutunmasını sağlayan bağlayıcı bölümden meydana gelen dolgu materyalleridir.

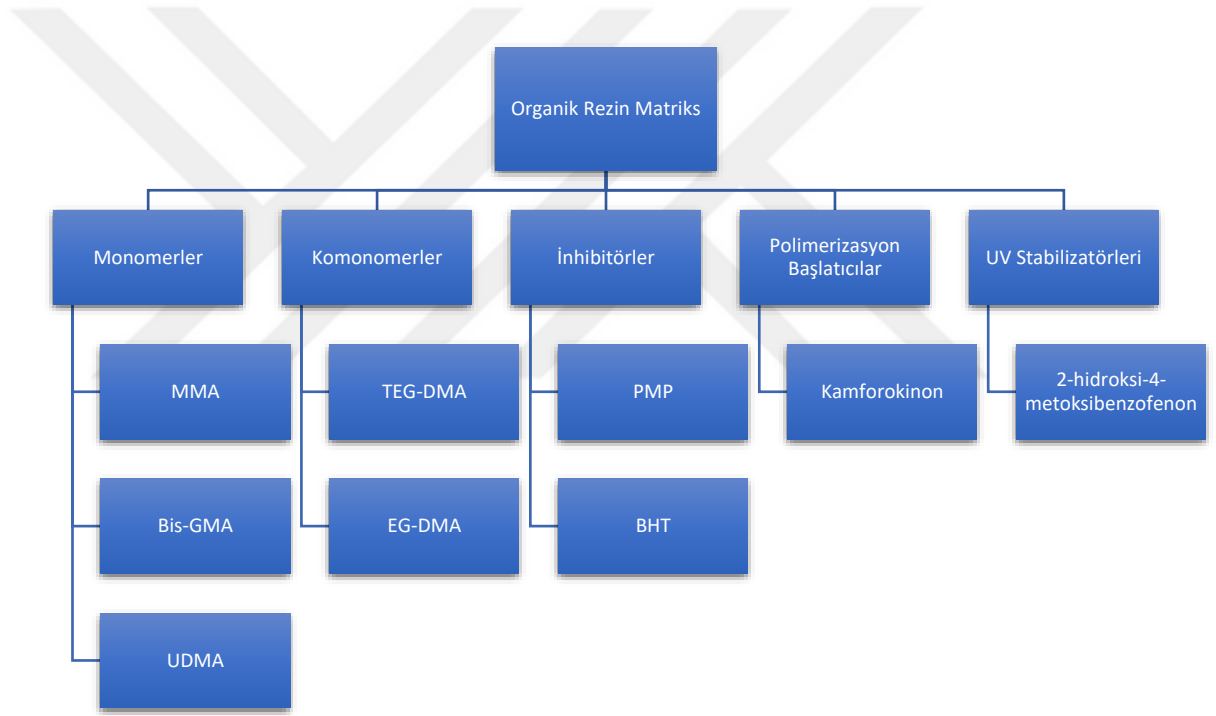
Hem inorganik hem de organik maddeleri içinde bulunduran bu dolgu materyallerine birleşik manasına gelen 'Kompozit' ismi verilmiştir. Genel şekilde ideal bir dolgu materyali; mekanik etkiler karşısında dirençli, ısı iletkenliği düşük, kavite duvarlarına adaptasyonu yüksek, porozitesi azaltılmış, uygulanması ve hazırlanması basit, canlı dokular ile biyolojik olarak uyumlu, estetik olarak uyumlu, maliyeti ucuz ve raf ömrü uzun, radyopak doldurucu içeren, ağız içinde şekil ve hacim değişikliğine uğramayan, mine-dentin bağlayıcı ajanları ile uyumlu, bitirme ile polisaj işlemleri oldukça iyi ve kalıcı olmalıdır (Altun 2005).

1.5.1. Kompozit Rezinlerin Yapısı

Kompozit rezinlerin içinde organik rezin matriks, inorganik doldurucular, ideal mekanik özelliklerin oluşması için bu iki bölümü birleştiren ara faz, renk pigmentleri, renk sabitleyiciler ve polimerizasyonu sağlayan aktivatörler bulunur (Ünlü ve Çetin 2008).

1.5.1.1. Organik Faz

Rezin sisteminin klinik performansını etkileyen fazı organik rezin matriks'dir. Su emilimine sahiptir, ayrıca renklenebilir ve boyanabilir. Kompozit rezinlerin aşınma direncinin en düşük olduğu ve en zayıf özellikler gösteren fazıdır. Bu faz içerisinde; monomerler, komonomerler, inhibitörler, polimerizasyon başlatıcıları ve ultraviyole (UV) stabilizatörleri bulunur (Tablo 1.10.) (Peutzfeldt 1997).



Tablo 1.10. Organik rezin matriks ve içindekiler

1.5.1.2. İnorganik Faz

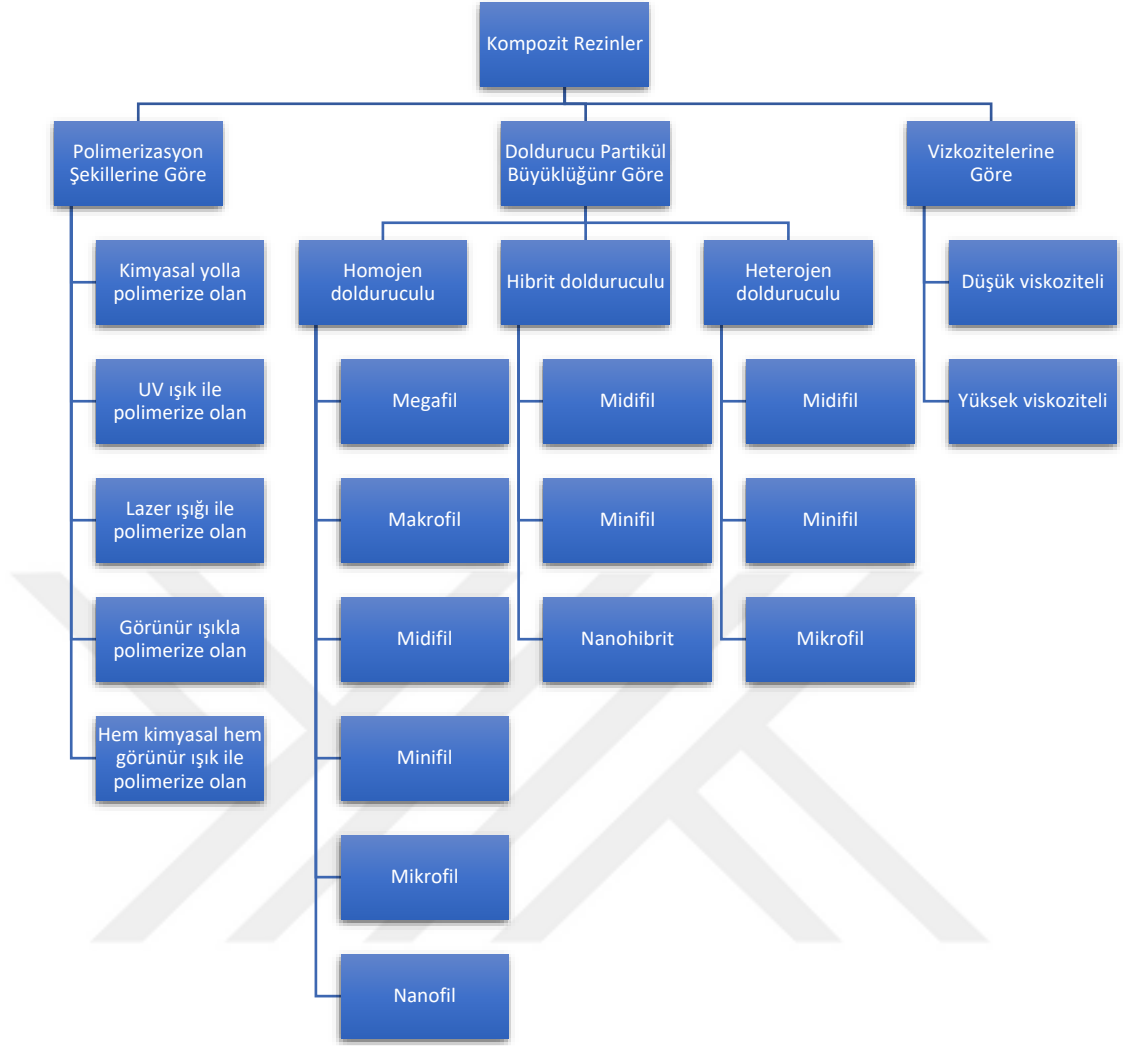
İnorganik doldurucu partikülleri, materyalden materyale değişkenlik gösterir. Ayrıca organik matriks içine yayılmış bir şekilde kolloidal silika, stronsiyum/boro silikat cam, baryum silikat, lityum alüminyum silikat ya da çinko silikat gibi inorganik doldurucular bulunmaktadır (Peutzfeldt 1997). Stronsiyum, çinko, zirkonyum ve baryum gibi moleküller aşınmaya karşı direnç kazandırır ve materyale radyoopasite verir (Anusavice ve Phillips 2003). Silika molekülleri ise estetik ve mekanik özelliklerini verir (Ferracane 2008).

1.5.1.3. Bağlayıcı Faz

Kompozit rezin özelliklerinin iyileştirilmesi ve kimyasal yapının devamlılığının sağlanması için doldurucu partiküller ve rezin matriks arasında oluşması gereken bağlanma organik silisyum bileşimi olan silanlar (silikon ve metan kelimelerinin birleşimi ile adlandırılmıştır) ile gerçekleşir (Roberson ve ark. 2006, Craig 1981). Silanlar iki fonksiyonlu moleküllerdir; organik matriksteki metakrilat grubuyla kovalent bağlar kurarken, doldurucu partiküllerin yüzeyindeki hidroksil gruplarına bağlanırlar (Dayangaç 2000, Craig 1981). Uygulanan silan türü genelde doldurucu içeriğine bağlıdır. Siloran esaslı kompozitlerde metakrilat yerine silan içindeki epoksi grupları kullanılmıştır (Schmalz ve Arenholt-Bindsley 2009).

1.5.2. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

Kompozit rezinler polimerizasyon biçimlerine, viskozitelerine ve doldurucu büyüklüklerine göre sınıflandırılırlar (Tablo 1.11.) (Anusavice ve Phillips 2003).



Tablo 1.11. Kompozit rezinlerin sınıflandırılması

1.6. Adeziv Sistemlerin Laboratuvar Performanslarının Değerlendirilmesi

Dental materyallerin performanslarının değerlendirilmesinde *in vitro* ve *in vivo* testler kullanılmaktadır. Ancak *in vivo* testler oral kavite içinde aynı süre içerisinde oluşan çeşitli streslerin restorasyon üstündeki etkilerini doğru şekilde ayırt edemeyebilir (Qilo ve Austrheim 1993, Türkün ve Ergücü 2004).

In vitro testlerde diğer değişkenler sabit tutulurken tek bir etki ölçümlenebilir. Bu tür çalışmalar baz alınarak diş hekimlerine dental materyal seçimi ve materyalin uygun kullanımıyla ilgili öneriler verilebilir. Genelde laboratuvar testleri, yeni teknik

ve materyallerin değerlendirilmesi için ucuz ve basit olmalarının dışında daha az süre gerektirirler (Qilo ve Austrheim 1993).

Mekanik test yöntemleri mine ile dentin dokusunda oluşturulan adeziv bağlantı yüzeylerine kuvvet uygulanarak kullanılır. Bu yöntemlere, uygulanan kuvvetin yönüne göre makaslama bağlanma dayanımı testi veya gerilim bağlanma dayanımı testi adı verilir (Suzuki ve Finger 1988).

1.6.1. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi (Shear Bond Strength Test)

Diş sert dokularıyla restoratif materyal arasında oluşan bağlanma kuvvetinin öğrenilmesine yönelik şekilde uygulanan bu testler ile kullanılan teknik ve materyallerin klinik başarılarının yorumlanmasına ve özelliklerinin geliştirilmesine katkı sağlanabilir. İn vitro şekilde yapılan ve ağız içini taklit etmek için uygulanan bu testler, klinikteki koşulları net bir biçimde yansıtamazlar bile, kullanılan materyallerin sonuçlarıyla ilgili bir fikre varmamıza yardımcı olmaktadır (Sudsangiam ve Van Noort 1999).

İdeal bir bağlanma dayanımı değerlendirme testinin; uygulama prosedürlerinin nispeten hızlı ve basit olması ile teknik hassasiyetinin düşük olması istenir. En sık yapılan test, hızlı ve basit bir test olan “makaslama bağlanma dayanımı” testidir (Braga ve ark. 2010). Bu test tipi ilk olarak 1965’te Rafael Bowen tarafından tanımlanmıştır (Pashley ve ark. 1995). Makaslama bağlanma dayanımı testi, bir kesme yükleme modunda kopmadan önce bir malzemenin dayanabileceği maksimum gerilim olarak tanımlanır.

Testin sağlıklı sonuçlar vermesi; bağlanılacak yüzeyin özelliklerine, smear tabakasına, kavite preparasyonu sırasında meydana gelen yüzey kontaminasyonuna, adezyon yüzeyindeki yüklerin dağılımına, bağlanmaya karşı direnen eksternal streslerin gelişimine, adezivin kimyasal ve fiziksel özelliklerine, örneklerin saklanma koşullarına ve test tasarımına bağlıdır (Sudsangiam ve Van Noort 1999, Leloup ve ark. 2001, Phrukkanon ve ark. 1998). Bağlanma dayanımı değerlerini etkileyen

etkenlerden biri de makaslama bağlanma dayanımını bulmak amacı ile kullanılan farklı şekillerde çeşitli uçlardır (DeHoff ve ark. 1995). Bu amaç ile, en sık olarak; “keski şeklindeki” uçların kullanımı tavsiye edilmektedir (Hammad ve Talic 1996).

Makaslama bağlanma dayanımı testinde; bağlantı direncinin nicel olarak incelenmesinin dışında, diş dokusu ile adeziv ara yüzeyinde oluşan ayrılma tipi de mikroskopik şekilde incelenebilmektedir. Yüzeğe doğru gelen kuvvete ters olarak adeziv ile bağlanan maddenin gösterdiği kütlese direnç, kırık tipini belirler. Kırık tipleri; adeziv kırık, koheziv kırık ve karışık (miks) kırık olarak isimlendirilir. Adeziv kırık, ara yüzdeki birleşmenin ayrılması biçiminde olan kırık şeklidir. Koheziv kırık, iki maddeden birinin kendi içerisinde gösterdiği kırık şeklidir. Karışık kırık ise adeziv ve koheziv kırık şekillerinin birleşimi şeklindedir (ISO 2003).

Adezivlerin başarısızlıklarında sıkça görülen kırık şekli; adeziv tipte kırıktır. Adezivlerin bağlanma dayanımının yükselmesi, koheziv ve karışık kırık şekillerinin görülme sıklığını artırır (Qilo ve Austrheim 1993). Bir adezive uygulanan makaslama bağlanma dayanımı testi neticesinde, yüksek yüzdeyle koheziv kırıkların görülmesinin, adezivin bağlanma dayanımı değerlerinin yüksek olduğunun bir göstergesi şeklinde kabul olabileceği bildirilmiştir (Mason ve ark. 1996). Çalışmamızda, kırık yüzeyler stereomikroskopta incelenerek kırık tipleri değerlendirilmiştir.

1.6.2. Gerilim Bağlanma Dayanımı Testi (Tensile Bond Strength Test)

Gerilim bağlanma dayanımı testinde makaslama bağlanma dayanımı testinin aksine daha iyi bir stres dağılımı sağlanır. 1991 ve 2001 yılları arasında makaslama bağlanma dayanımı testi kadar yaygın kullanım alanı bulmuştur. Günümüzde sık kullanılmamaktadır. Metal alaşımlar ve seramik gibi sert substrata materyalin bağlanmasını ölçmede önemli veriler sağlar (Salz 2010). Değerlendirme yapılırken bağlantının yüzey alanı ortalama olarak 7 mm² dolaylarında hazırlanmalıdır. Dentin dokusu heterojen bir yapıda olduğu için bütün test yüzeyinde aynı özellikleri göstermesi mümkün değildir (Yazıcı 2009).

1.6.3. Mikro-Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi (Micro-Shear Bond Strength Test)

Bu yöntemle bir dişten çok sayıda örnek elde edilebilir. Mikro makaslama testi (μ SBS) ilk olarak 2002'de uygulanmıştır. Bu test kolay uygulanabilen bir yöntemdir ve bir dişten çok miktarda örnek hazırlama olanağı sağlar. 0,7-1 mm çapında ince bir silindirik kompozit yapı nispeten kalın bir adeziv tabaka ile birleşmiş şekilde blok olarak uygulanır. Bu vaziyet kompozitte eğilmeye sebep olabilir ve uniform olmayan bir yük dağılımı durumu oluşabilir. Mikromakaslama testinde mikrogerilme testinde bulunan verilerin ortalama olarak 1/3'üne denk gelecek değerler bulunur (Meerbeek ve ark. 2010).

1.6.4. Mikro-Gerilim Bağlanma Dayanımı Testi (Micro-Tensile Bond Strength Test)

Mikrogerilme bağlanma dayanımı testi, diş sert dokusu ve adeziv arasındaki bağlanma dayanımını değerlendirebilen oldukça güvenilir bir test şeklidir (Sadek ve ark. 2005). Mikrogerilme bağlanma dayanımı testinin bir avantajı, sklerotik dentin ve çürüğe olan bölgesel bağlanma etkinliklerinin ve bağlanma dayanımlarının değerlendirilebilir olmasıdır (Van Meerbeek ve ark. 2003). Geleneksel bağlanma dayanımı testlerine göre mikrogerilme bağlanma dayanımı testinde bir dişten birden fazla şablon elde edilebilmektedir. Mikrogerilme bağlanma dayanımı testinde daha fazla adeziv başarısızlık görülmekle birlikte, koheziv başarısızlık daha az görülür. Bu test bölgesel bağlanma dayanımlarının ölçülmesini sağlayabilir ve tek bir diş için ortalama ve varyans değerleri bulunabilir (Pashley ve ark. 1995).

1.7. Amaç ve Varsayım

Bu çalışmanın temel amacı, aynı markanın üç farklı adezivi ile yine aynı markanın nanohibrit kompozit rezini kullanılarak, daimi insan molar dişlerinde dentine olan makaslama bağlanma dayanımını değerlendirmek ve karşılaştırmaktır. Bu çalışmanın hipotezi şudur:

- Total-etch adeziv, self-etch adeziv ve universal adeziv arasında makaslama bağlanma dayanımı açısından fark yoktur.



2.GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmamızda aynı firma tarafından üretilen üç farklı tipteki adeziv ve bir nanohibrit kompozitin dentin yüzeyine uygulanması, makaslama bağlanma dayanımı ölçülerek değerlendirilmiştir. Bu çalışma için Ankara Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurul'u tarafından 21-05/01 no'lu etik kurul onayı alınmıştır. Çalışmamızın tüm deney aşamaları, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarında gerçekleştirilmiştir.

2.1. Örneklem Büyüklüğünün Hesaplanması

Çalışma için gerekli olan örneklem büyüklüğü G*Power 3.1.9.2 programıyla $\beta=0,95$, $\alpha=0,05$ ve yapılan literatür araştırması sonucunda (tez önerisi, makale, kaynakça) etki büyüklüğü=0,7 alınarak F testi için yapılmış olup toplamda minimum 36 örnek (her grupta n=12) alınması gerekmektedir. Parametrik olmayan testler için %10'luk ve çalışma dışı kalabilecek durumlar içinde ilave %10'luk örneklem alınması planlanmıştır.

2.2. Dişlerin Toplanması ve Saklanması

Çalışmamızda Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı'nda son 2 ayda çekilmiş 90 adet daimi insan molar dişi kullanılmıştır. Çalışmada kullanılacak dişler değerlendirilip; apeksifikasyonu tamamlanmamış molar dişler, herhangi bir kırık, çatlak, çürük, restorasyon, hipoplazi, florozis veya yapısal bozukluk (şekil, biçim anomalileri vs.) bulunan dişler çalışmaya dahil edilmemiştir.

Çekimden hemen sonra akan su altında dişlerin yüzeyindeki plak ve yumuşak doku artıkları periyodontal kretuvar yardımıyla temizlenip uzaklaştırılmıştır. Daha

sonra da dişlerin tamamı toplanana kadar elimizdeki dişler oda sıcaklığında distile suda bekletilmiştir ve çalışma başlayana kadar da aynı şekilde oda sıcaklığında distile suda bekletilmiş ve her hafta saklama suyu değiştirilmiştir.

2.3. Örneklerin Hazırlanması

Çalışmada kullanılacak olan 90 adet daimi insan molar dişi mine kalmayacak şekilde dentin yüzeyi açığa çıkana kadar okluzalden aşındırıldı. İki tarafı açık silindirik şeklindeki plastik kalıplara okluzal kısımları yere paralel olacak şekilde kendinden sertleşen (otopolimerizan) şeffaf epoksi rezine gömüldü (Resim 2.1. ve Resim 2.2.). Polimerizasyon tamamlandıktan sonra, dişler gömüldükleri plastik kalıplarından çıkarıldı. Kalıplardan çıkarılan örnekler standart bir smear tabakası elde etmek ve dentin yüzeylerini düzgün bir hale getirmek amacıyla su yıkaması altında 600 grit silikon karbid zımpara kağıtları ile zımparalama ve parlatma cihazında (Metkon Gripo 2V, Türkiye) hazır hale getirildi (Resim 2.3.).



Resim 2.1. Plastik kalıba gömülmüş ve plastik kalıptan çıkarılmış örnek



Resim 2.2. Plastik kalıba gömülmüş ve plastik kalıptan çıkarılmış örnek



Resim 2.3. Metkon Gripo 2V zımparalama ve parlatma cihazı

2.4. Çalışmada Kullanılan Adezivler

Çalışmada 3 farklı adeziv sistemi kullanılmıştır. Adezivler Resim 2.4., Resim 2.5., Resim 2.6.'da gösterilmiştir. Adeziv sistemlerinin tipi ve içerik bilgileri Çizelge 2.1.'te gösterilmiştir.



Resim 2.4. Single Bond Universal Adeziv



Resim 2.5. Adper Easy One Adeziv



Resim 2.6. Adper Single Bond 2 Adeziv

Adeziv	Üretici Şirket	İçerik	Katalog Numarası
Single Bond Universal Adeziv	3M ESPE, St. Paul, ABD	MDP Dimetakrilat rezinler Vitrebond Kopolimer HEMA Doldurucular Su Etanol Silan Başlatıcılar	41266
Adper™ Single Bond 2	3M ESPE, St. Paul, ABD	Dimetakrilat rezinler Vitrebond Kopolimer HEMA Doldurucular Su Etanol Başlatıcılar	51202
Adper Easy One	3M ESPE, St. Paul, ABD	MHP Dimetakrilat rezinler Vitrebond Kopolimer HEMA Doldurucular Su Etanol Başlatıcılar	82010

Tablo 2.1. Çalışmada kullanılan adeziv sistemlerin tipi ve içerik bilgileri

2.5. Çalışmada Kullanılan Kompozit

Çalışmada kullanılan kompozit Resim 2.7’te, kompozitin içerik ve doldurucu oranı Çizelge 2.2’de gösterilmiştir.



Resim 2.7. Filtek Z550 Nano Hibrit Universal Restoratif Kompozit

Kompozit	Üretici Firma	Tipi	Organik İçerik	İnorganik İçerik	Doldurucu Oranı (Ağırlık/Hacim)	Katalog Numarası
Filtek Z550 Nano Hibrit Universal Restoratif	3M ESPE, St. Paul, ABD	Nanohibrit	BIS-GMA BIS-EMA UDMA PEGDMA TEGDMA	Yüzeyi modifiye edilmiş zirkonya / silika doldurucu 20 nm yüzeyi modifiye edilmiş silika partikülleri	82/68	7050A2

Tablo 2.2. Çalışmada kullanılan kompozit materyalin içerik bilgisi

2.6. Çalışmada Kullanılan Işık Cihazı

Çalışmada kullanılan ışık cihazı Resim 2.8’te, ışık cihazının üretici bilgileri ile özellikleri Çizelge 2.3’te gösterilmiştir.

Işık Cihazı	Üretici Şirket	Türü	Dalga Boyu	Işık Yoğunluğu
Mini L.E.D.	Acteon, Fransa	L.E.D.	420-480 nm	1250 mW/cm ²

Tablo 2.3. Çalışmada kullanılan ışık cihazının özellikleri ve bilgileri



Resim 2.8. Mini L.E.D. ışık cihazı

2.7. Çalışmada Kullanılan Asit

Çalışmada kullanılan asit Resim 2.9.'de, aside ait üretici bilgileri ve özellikleri Çizelge 2.4.'te gösterilmiştir.



Resim 2.9. i-Gel Fosforik Asit

Materyal	İçerik	Üretici Şirket
i-Dental i-Gel Fosforik Asit	%37'lik fosforik asit, %1 BAC	Medicinos linija, UAB, Litvanya

Tablo 2.4. Çalışmada kullanılan asidin özellikleri ve bilgileri

2.8. Çalışma Gruplarının Hazırlanması

Dişler restorasyonları yapılmak için; her bir grupta 30 adet diş olmak üzere rastgele 3 gruba bölündü.

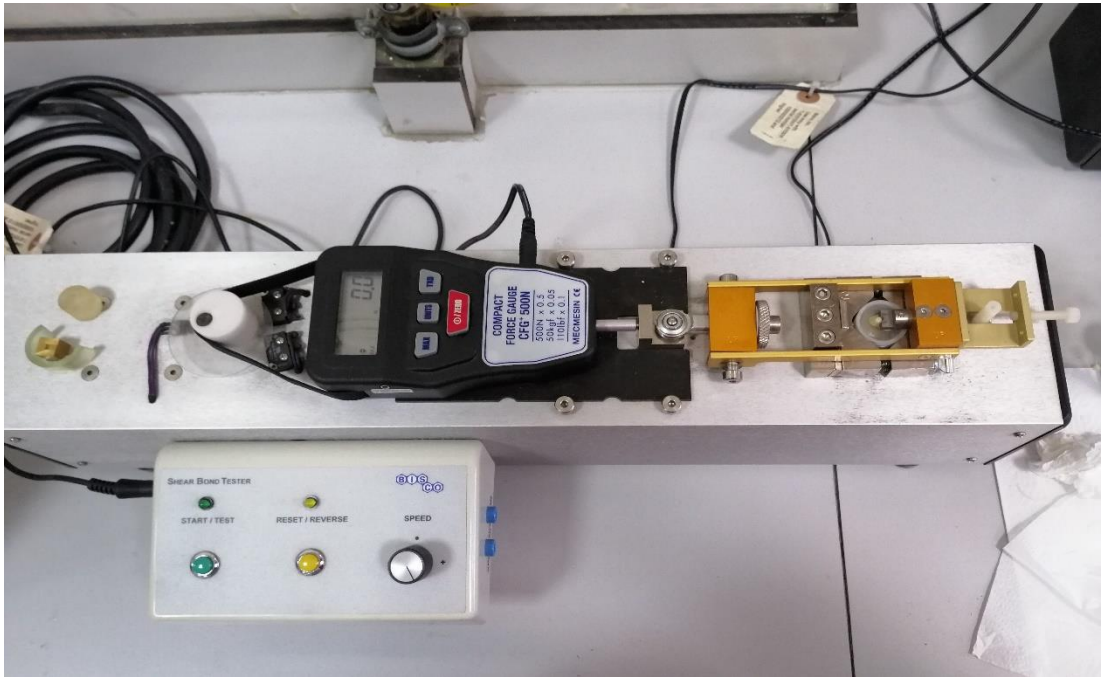
Grup 1: Dişler hazır hale getirildikten sonra aplikatörle 20 saniye boyunca Single Bond Universal Adeziv (3M ESPE, St. Paul, ABD) uygulandı. Çözücüleri buharlaştırmak için yaklaşık 5 saniye boyunca hava-su spreyi ile hafifçe kurutuldu ve 10 saniye boyunca ışık cihazı ile polimerize edildi. Çapı 2 mm ve yüksekliği de 2 mm olan silindirik şeklindeki plastik kalıplar kullanılarak Filtek Z550 Nano Hibrit Universal Restoratif kompozit rezin (3M ESPE, St. Paul, ABD) tek tabaka halinde diş yüzeylerine uygulandı. Uygulanan kompozit 20 saniye süreyle ışık cihazı ile polimerize edildi.

Grup 2: Dişler hazır hale getirildikten sonra aplikatörle 20 saniye boyunca Adper Easy One Adeziv (3M ESPE, St. Paul, ABD) uygulandı. Çözücüleri buharlaştırmak için yaklaşık 5 saniye boyunca hava-su spreyi ile hafifçe kurutuldu ve 10 saniye boyunca ışık cihazı ile polimerize edildi. Çapı 2 mm ve yüksekliği de 2 mm olan silindirik şeklindeki plastik kalıplar kullanılarak Filtek Z550 Nano Hibrit Universal Restoratif kompozit rezin (3M ESPE, St. Paul, ABD) tek tabaka halinde diş yüzeylerine uygulandı. Uygulanan kompozit 20 saniye süreyle ışık cihazı ile polimerize edildi.

Grup 3: Dişler hazır hale getirildikten sonra 20 saniye %37'lik fosforik asit jel (i-Gel, i-Dental, Litvanya) uygulandı. Asidin tamamen uzaklaştırılması için 10 saniye boyunca su ile yıkandı. 5 saniye hava-su spreyi ile kurutuldu. Sonrasında 15 saniye boyunca Adper Single Bond 2 Adeziv (3M ESPE, St. Paul, ABD) uygulandı.

Çözücüleri buharlaştırmak için yaklaşık 5 saniye boyunca hava-su spreyi ile hafifçe kurutuldu ve 10 saniye boyunca ışık cihazı ile polimerize edildi. Çapı 2 mm ve yüksekliği de 2 mm olan silindirik şeklindeki plastik kalıplar kullanılarak Filtek Z550 Nano Hibrit Universal Restoratif kompozit rezin (3M ESPE, St. Paul, ABD) tek tabaka halinde dış yüzeylerine uygulandı. Uygulanan kompozit 20 saniye süreyle ışık cihazı ile polimerize edildi.

Çalışmamızda tüm kompozitler aynı renk tonunda (A2) kullanıldı. Polimerizasyon işlemleri aynı ışık kaynağıyla (Mini L.E.D., Acteon, Fransa) yapıldı. Test örnekleri polimerize edilmeden önce ışıkölçerden ışık yoğunluğunun uygunluğu kontrol edildi. Restorasyonları tamamlanan örneklerin tümü oda sıcaklığında (25°C) 24 saat süreyle distile suda tutuldu. Daha sonra Universal Test Cihazına bağlanan örneklere, 0.5 mm/dk hız uygulanarak kopma oluşana dek makaslama kuvveti uygulandı (Bisco, Shear Bond Tester, ABD) (Resim 2.10.) (Şekil 2.1.). Üç farklı adeziv materyalin bulunduğu üç grubun makaslama bağlanma dayanımı değerleri “Newton” kuvvet birimi olarak ölçüldü. Daha sonra ölçümü yapılan bağlanma dayanımı değerlerinin birimleri “N” türünden megapaskala (MPa) dönüştürülerek istatistiksel açıdan değerlendirmeleri yapıldı ($MPa=N/\pi r^2$ ve $\pi=3.14$ alınmıştır).



Resim 2.10. Bisco Shear Bond Test cihazı



Şekil 2.1. Araştırmada kullanılan metodolojinin şematik görünümü

Makaslama bağlanma dayanımı testi sonrasında ayrıca yüzeyde oluşan kırık türleri stereomikroskop altında incelendi.

2.9. İstatiksel Analiz

Çalışmadan elde edilen bulguların değerlendirmesi yapılırken, istatistiksel analizler SPSS 20 (Statistical Package for Social Sciences) programı ile analiz edilmiştir. Değişkenlerin normal dağılıma uygunluğu görsel (histogram ve olasılık grafikleri) ve analitik yöntemler (Kolmogorov-Smirnov/Shapiro-Wilk testleri) kullanılarak incelenmiştir. Tanımlayıcı analizler normal dağılmayan değişkenler için ortanca ve minimum-maksimum değerleri verilerek sunuldu. Bağlanma dayanımı test sonuçlarının normal dağılım göstermediği belirlendiğinden gruplar arası Kruskal-Wallis Testi ile karşılaştırıldı. İkişerli karşılaştırmalar Mann-Whitney U Testi ile yapıldı. Sonuçlar %95’lik güven aralığında, anlamlılık $p < 0,05$ olacak şekilde değerlendirildi.

Kırık tiplerinin incelenmesinde ise Chi-Square Testi kullanılarak ikişerli karşılaştırmalar yapıldı. Sonuçlar aynı bağlanma testinde olduğu gibi %95’lik güven aralığında, anlamlılık $p < 0,05$ olacak şekilde değerlendirildi.

3.BULGULAR

Çalışmamızda kullanılan üç farklı adezivin uygulandıkları farklı gruplarda makaslama bağlanma dayanımı değerleri ölçülmüş ve istatistiksel olarak değerlendirilmiştir.

Kruskal Wallis Testi yapıldıktan sonra ulaşılan değerlere bakıldığında; Adper Easy One'in bağlanma dayanım değerleri ortalamasının 27,87 MPa, Single Bond Universal'in bağlanma dayanım değerleri ortalamasının 37,93 MPa, Single Bond 2'nin bağlanma dayanım değerleri ortalamasının ise 48,45 MPa olduğu görülmektedir (Tablo 3.1 ve Tablo 3.2). Sonuçlar incelendiğinde; gruplar arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (P=0,00).

n:30	Adper Easy One	Single Bond Universal	Single Bond 2
Adper Easy One	—	★ P=0.00	★ P=0.00
Single Bond Universal	—	—	★ P=0.00
Single Bond 2	—	—	—

*: P<0,05 düzeyinde gruplar arasında istatistiksel olarak farklı olduğunu göstermektedir

Tablo 3.1. Adezivlerin istatistiksel olarak karşılaştırılması

Adeziv Sistemler	N	Minimum	Maksimum	Ortalama±SD
Adper Easy One	30	19,24	48,92	27,87±7,70
Single Bond Universal	30	26,11	62,29	37,93±8,94
Single Bond 2	30	34,90	80,25	48,45±12,78

Tablo 3.2. Kullanılan adezivlerin ortalama, maksimum, minimum makaslama bağlanma dayanımı ve standart sapma değerleri.

Adeziv Sistemler	Ortalamalar Arasında Farklar	Anlamlılık Düzeyi	
Adper Easy One	<i>Single Bond Universal</i>	-10,055204	0,000
	<i>Single Bond 2</i>	-20,576744	0,000
Single Bond Universal	<i>Adper Easy One</i>	+10,055204	0,000
	<i>Single Bond 2</i>	-10,521540	0,000
Single Bond 2	<i>Adper Easy One</i>	+20,576744	0,000
	<i>Single Bond Universal</i>	+10,521540	0,000

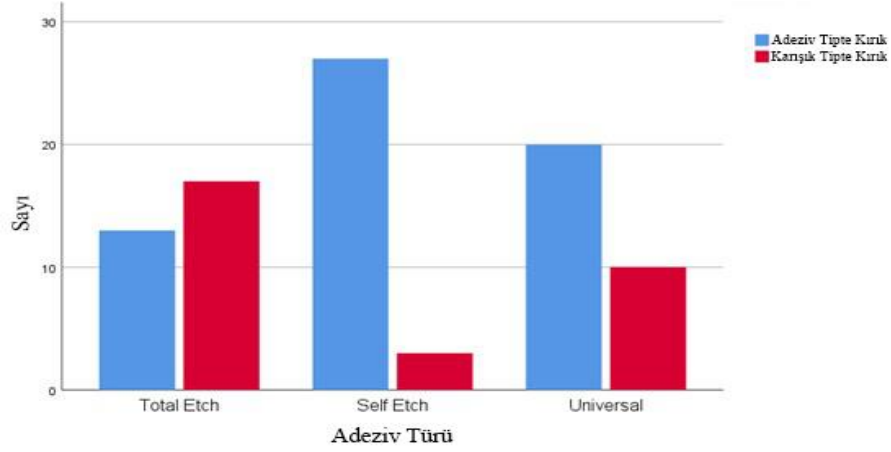
*: İstatistiksel olarak anlamlı gruplar p<0,05.

Tablo 3.3. Adezivlerin ortalamaları arasında oluşan farklar ile anlamlılık değerleri.

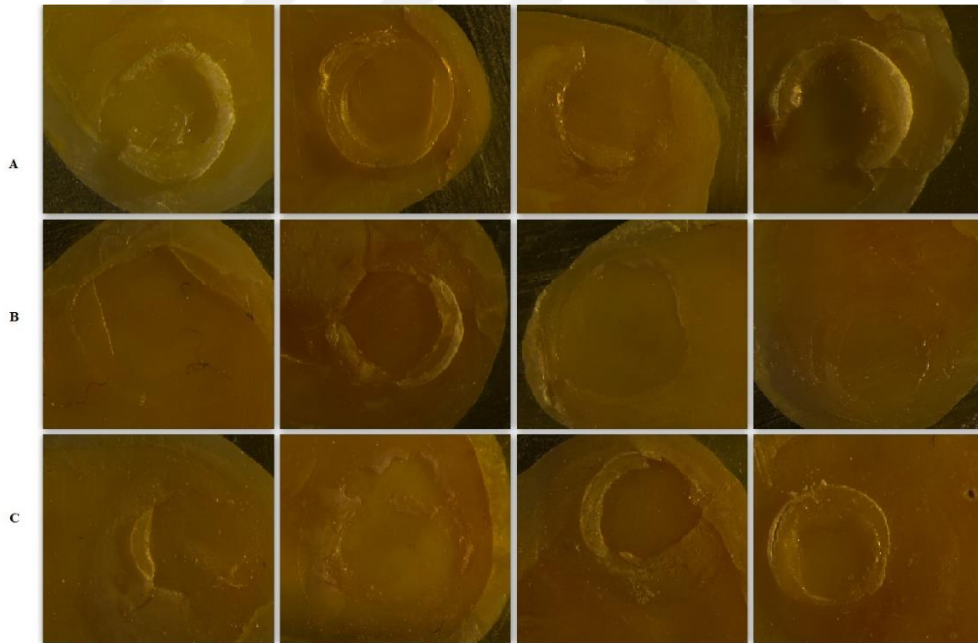
Adeziv sistemlerin Mann Whitney U Testi ile yapılan ikili karşılaştırmaları sonucunda; Single Bond 2'nin diğer gruplardan anlamlı derecede yüksek bağlanma dayanım değerleri gösterdiği (p=0,00); Adper Easy One'ın diğer gruplardan anlamlı derecede düşük bağlanma dayanım değerleri gösterdiği görülmüştür (p=0,00). Ayrıca Single Bond Universal, Single Bond 2'den anlamlı derecede düşük bağlanma dayanım değerleri gösterirken (p=0,00), Adper Easy One'dan ise anlamlı derecede yüksek bağlanma dayanım değerleri gösterdiği görülmüştür (p=0,00).

Test edilen örneklerin kırık tipleri stereomikroskop altında incelendi. Single Bond 2'ye ait 30 modelin 17'sinde karışık tip kırık, 13'ünde adeziv kırık gözlemlendi. Single Bond Universal'e ait 30 modelin 10'unda karışık tip kırık, 20'sinde adeziv kırık

vardı. Adper Easy One'a ait 30 modelin 3'ünde karışık tip kırık, 27'sinde adeziv kırık tespit edildi (Tablo 3.4, Resim 3.1).



Tablo 3.4. Kırık tiplerinin adeziv sistemlere göre adeziv tipte ve karışık tipte görülme sayıları



Resim 3.1. Makaslama testi sonrası stereomikroskop görüntülerinden örnekler

4.TARTIŞMA

Hem mine hem de dentin ile dayanıklı ve güvenilir bir bağ, adeziv (restoratif) diş hekimliğinin klinik başarısının anahtarıdır (Hashimoto ve ark. 2006, Perdigao 2001). Bu, kompozit dolguların değiştirilmesinin ana sebepleri olan adeziv arayüzün marjinal bozulması ile ikincil çürükler gibi komplikasyonların önüne geçer (Mior ve ark. 2002). En güncel adezivler, kapsamlı diş preparasyonu ihtiyacını ciddi miktarda azaltmıştır. Bu gelişimle daha konservatif preparasyon olanağı ile desteklenmeyen minenin daha az uzaklaştırılması sağlanmış ve mikromekanik tutuculuğa daha az ihtiyaç duyulmuştur (Sturdevant 2011).

Adeziv sistemlerin in vivo testler ile değerlendirilmeleri çok zaman aldığından adezivlerin bağlanma dayanımı ölçümü ve mikrosızıntı araştırmaları gibi in vitro testlerle ölçülmesi kaçınılmazdır. Bağlanma dayanımı testi adeziv sistemlerin performansını ölçmek için kullanılan laboratuvar testlerinin en önemlilerinden biridir. Bağlanma dayanımı testlerinin makaslama, mikrogerilim ve çekme gibi farklı türleri vardır.

Restorasyon ara yüzeyi ile kavite duvarında meydana gelen stresler, genelde kompleks olmakla beraber, daha çok gerilme ve makaslama stresleridir. Bu sebeple de gerilme ve makaslama stresleri araştırmalarda sıkça kullanılırlar. Makaslama bağlanma dayanımı testi, materyallerin çeşitli dental substratlara bağlanma dayanımlarının ölçülmesinde kullanılan güvenli bir test türüdür.

Cardoso ve ark. (2002), yaptıkları araştırmada adeziv sistemlerin bağlanma direncini, makaslama, mikrogerilim ve çekme testi ile ölçümlenmiş ve her üç testte de adeziv sistemlerin bağlanma direncini aynı sıralama ile belirlemiştir. Mason ve ark. (1996), dört ayrı adezivin in vitro ile in vivo koşullarda hazırlanan örneklerinin bağlanma dayanımı değerlerini karşılaştırdıkları araştırmalarında, laboratuvar ve klinik sonuçları arasında anlamlı farkların olmadığını ve in vitro testler ile de güvenli sonuçların alındığını bildirmişlerdir. Bu verilerin desteğiyle, çalışmamızda farklı adezivler, in vitro ortamda ve makaslama bağlanma dayanım testi ile

değerlendirilmiştir. In vitro olarak yapılan çalışmalarda, sığır dişleri veya insan dişleri kullanılabilir (Campos ve ark. 2014, Sharafeddin ve ark. 2015, Abdelrahman ve ark. 2016, Krifka ve ark. 2008). Bu çalışmada da daha kolay elde edilebildiklerinden ötürü, bireylerden çekilmiş restorasyonsuz, çürüksüz ve defekti olmayan insan daimi molar dişleri kullanıldı.

En doğru şekilde elde edilen bağlanma kuvveti değerleri, diş çekimini takiben yapılıncaya bulunabilir. Ancak bu pratikte pek muhtemel olmamaktadır. Çekimin 6 ay sonrasında dentin dokusunda protein denatürasyonu meydana gelmesinden ötürü dişlerin çekim sonrasında maksimum 6 ay içinde kullanılması gerektiği bildirilmiştir (ISO 2003). Pashley ve ark. (1988) ise, çekim sonrasında dişleri deney yapılıncaya dek farklı sürelerde bekletmenin adeziv sistemlerin bağlanma dayanımı değerlerini etkilemediğini görmüşlerdir. İki gün ve 6 ay gibi süreler ile bekletilen dişlerin bağlanma dayanımı değerleri arasında da önemli bir fark bulunmamıştır (Retief 1991). Çalışmaların çoğu dişleri çekimden çalışma anına dek olan bekletme süresinin dentin dokusu ile mine dokusuna olan bağlanma dayanımı üzerinde önemli bir etkisinin olmadığını gösterse de 6 aylık saklama süresinin çalışmalar arasında benzerlik sağlayacağı düşünülmektedir (ISO 2003, Pashley ve ark. 1988, Saikaew ve ark. 2016). Bu sebeple çalışmamızda kullandığımız dişler, üstlerindeki artıklar temizlendikten sonra distile suda en fazla 6 ay süreyle bekletildi.

Çekilmiş dişlerin dezenfeksiyonunu sağlamak amacıyla; formalin, timol, sodyum hipoklorit, gluteraldehit ya da otoklav kullanılabilir (Titley ve ark. 1998, Mobarak ve ark. 2010). Çeşitli saklama sıvılarının bağlanma dayanımı üstündeki etkisini ölçen bir çalışmada, distile su içerisinde bekletilen dişlerin bağlanma dayanımı değerleri daha yüksek saptanmıştır (Tosun ve ark. 2005). Fakat, çeşitli sıvılarda bekletilen dişlerin polimerizasyon büzülmelerinin ölçüldüğü başka bir çalışmada fark anlamlı bulunmamıştır (Jörgensen ve ark. 1985). Çalışmamızda dişlerin dezenfeksiyonu, %0,1'lik timol solüsyonunda bir hafta süre boyunca bekletme ile sağlanmıştır (Eldesouky ve ark. 2016, Thanaratikul ve ark. 2016, Kensche ve ark. 2016). Dişlerin dezenfeksiyonu sağlandıktan sonra, birçok çalışmada olduğu gibi bizim çalışmamızda da örnekler testin uygulanacağı ana dek distile su içinde 25°C sıcaklıkta saklanmıştır (Cantekin ve Gümüş 2014, Abdelrahman ve ark. 2016).

İn vitro araştırmalarda aıĝa çıkan dentin dokusu yüzeyinde, klinikte oluşturulan smear tabakanın benzerini oluşturmak için farklı kalınlıkta zımparalar kullanılmaktadır. Oliveira ve ark. (2003), 320 ve 600 grenli silikon karbid zımparaların meydana getirdiği smear tabakası kalınlığının karbid frezlerin oluşturduğu smear tabakasıyla benzer kalınlıkta olduğunu ifade etmişlerdir. Koibuchi ve ark. (2001), 180 ve 600 grenli silikon karbid zımparalar ile smear tabakası oluşturdukları araştırmalarında her iki grubunda yeterli düzeyde bağlanma dayanım değerleri gösterdiğini ifade etmişlerdir. Universal adezivlerin dentin dokusundaki bağlanma dayanımının ölçümlendiği in vitro çalışmalarda, smear tabakasının 600 grenli silikon karbid zımparayla oluşturulduğu saptanmıştır (Türk ve Kara 2015, Saikaew ve ark. 2016). Çalışmamızda klinik koşullarda meydana getirilen smear tabakasının taklidi için aıĝa çıkan dentin dokusu yüzeyinde 600 grenli silikon karbid zımpara kullanılarak bir smear tabakası meydana getirilmiştir.

Kavite konfigürasyonu, polimerizasyon esnasında oluşan stresleri etkilemektedir (Shirai ve ark. 2005). Makaslama bağlanma dayanımı testlerinde; sıkça düz yüzey kavitelerinin hazırlandığı görülmektedir (Manuja ve ark. 2011, Thanaratikul ve ark. 2016, Kensche ve ark. 2016). Kavitelere adezivlerin uygulanması esnasında kavite yüzeylerinde yüksek seviyede biriken adeziv materyalinin bağlanmayı negatif şekilde etkilemesi durumu mevzubahistir. Düz yüzey kavitelerinde, kullanılan adezivlerin fazlalık kısımlarının uzaklaştırılması daha basittir ve adezivin havayla ince bir tabaka biçiminde kalması sağlanabilmektedir (D'Arcangelo ve ark. 2009). Ek olarak düz yüzeylerde, restoratif materyal adaptasyonunun daha yüksek olduğu ve C-faktör etkisinin ortadan kaldırılabildiği ifade edilmiştir (Van Ende ve ark. 2016). Bu sebeplerden ötürü, bu çalışmada makaslama bağlanma dayanımı testi için, dişlerin okluzallerinde düz yüzey kaviteleri oluşturulmuştur.

Işık kaynağının şiddeti ve tipi, polimerizasyon büzülmesine tesir ederek bağlanma dayanımı testi sonuçlarında çeşitliliklere sebep olabilir (Rencz ve ark. 2012, Oberholzer ve ark. 2005). Çalışmamızda, tüm materyallerin polimerizasyonu sağlanırken aynı ışık kaynağı kullanılmıştır.

Makaslama bağlanma dayanımı testlerinde, bağlantı kuvveti 0.5-5 mm/dk aralığında değişen kuvvetlerin uygulanması ile ölçülmektedir (Perinka ve ark. 1992, Schreşner ve ark. 1998, McDonough ve ark. 2002). Test esnasında uygulanan kuvvetin büyüklüğü, materyal yüzeyinde anormal stresler oluşturarak kırılma modelinde değişimlere sebep olabilir (Hara ve ark. 2001). Bu çalışmada, birden fazla çalışmada da olduğu gibi 0.5 mm/dk'lık bir kuvvet uygulanmasıyla materyallerin bağlanma dayanımı değerleri saptanmıştır (Phrukkanon ve ark. 1998, Takatsu ve Hosoda 1994). Sonuçlar değerlendirilirken veriler megapaskal (MPa) türünden ifade edilmiştir (ISO 2003).

Çalışmada değişken faktörlerin sayısı sınırlandırılarak istenmeyen ya da öngörülemeyen olası tesirler düşürülmelidir. Tek bir tip kompozit materyalinin kullanımıyla da bu etki sınırlandırılabilir (Pashley ve ark. 2001). Kompozitlerin doldurucu parçacıklarının oranları ve içerikleri, okluzal stresler altındaki aşınma direncini, bağlanma dayanımını, su emilimini ve polimerizasyon büzülmesini etkilemektedir. Çalışmamızda test sonuçlarına tesir edebilecek değişkenleri minimuma düşürmek amacıyla kullanmış olduğumuz kompozit materyallerin tümü nanohibrit bir kompozit olan Filtek Ultimate Universal Restorative Kompozit'tir (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) ve üretici şirket tavsiyeleri doğrultusunda kullanılmıştır.

Makaslama Bağlanma Dayanımı Test Sonuçlarının Tartışması

Dentin kimyasal içeriği ve yapısı nedeniyle, adezivler ile mine dokusunda bağlanmada elde edilen klinik başarı hala dentin dokusunda yakalanamamıştır. Dentinal sıvı akışı, smear tabakası ve tübüler yapısı sebebiyle dentin dokusuna bağlanma bütünüyle farklıdır ve teknik olarak oldukça hassasiyet gerektiren bir durumdur (Wei ve Barkmeier 1992, Dayangaç 2000). Bağlanmayı da hibridizasyon tabakasının oluşturulması sonrasında elde edilen mikromekanik kilitleme ve oluşan kimyasal etkileşimler sağlamaktadır (Yoshida ve ark. 2000).

Klinik olarak kabul edilebilir düzeyde bağlanma sağlanabilmesi için restoratif materyal uygulanmadan önce mine ve dentin dokusunun uygun biçimde hazır hale

getirilmesi gerekmektedir. Bu amaç için adezivler kullanılmaktadırlar. Total-etch adezivler, smear tabakasını dentin dokusu yüzeyinden bütünüyle uzaklaştırırlar. Bu adezivlerin kullanımı ile elde edilen hibrit tabakasının kalitesinin self-etch adezivlerle oluşan hibrit tabakadan daha iyi olduğu ve bağlanma dayanımı değerlerine olumlu yönde etki ettiğini saptayan araştırmalar mevcuttur (Bouillaguet ve ark. 2001, Kumari ve ark. 2015, Masarwa ve ark. 2016). Fakat bazı çalışmalarda bağlanma değerleri yönüyle, self-etch adezivler ile total etch adezivler için elde edilen bulguların benzer sonuçlar sergilediği gösterilmektedir (Lopes ve ark. 2004, Kensche ve ark. 2016).

Bizim çalışmamızda, iki basamaklı total-etch adeziv sistem (Adper Single Bond 2), tek basamaklı self-etch adeziv sistem (Adper Easy One) ve universal adeziv sistem (Single Bond Universal) olmak üzere üç farklı adeziv kullanılmış ve bu adezivler aynı kompozit rezin (Filtek Z550 Nano Hibrit Universal Restoratif) ile birlikte uygulanmıştır.

Diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan total-etch adeziv sistemler laboratuvar ile klinik değerlendirmelerde iyi sonuçlar göstermiştir (Simon ve Darnell 2012). Total-etch adezivlerde diş yüzeyine ilk aşamada uygulanan %35 ile %37 fosforik asit mine üzerinde yaklaşık 10 µm demineralizasyona sebep olabilir (Gwinnett 1971).

Farklı çalışmalar, adeziv sistemlerin kimyasal bileşiminin klinik başarıyı etkilediğini bildirmektedirler (Salz ve Bock 2010, Pashley ve ark. 2011). Adper Single Bond 2 adezivindeki poliakrilik asit, kalsiyum ile şelasyonu ve dentin bileşenleri ile hidrojen köprülerinin oluşumunu destekler; bu da daha yüksek makaslama bağlanma dayanımı değerlerine sebep olan önemli bir faktördür.

Yüksek bağlanma dayanımı değerlerinden sorumlu olabilecek diğer bir bileşen, Adper Single Bond 2 adezivine %10 ağırlıkta eklenen 5 nm silika nanodoldurucudur. Bu parçacıklar, hibrit tabakayı stabilize eden bir rezin filminin oluşumunda rol oynayabilir (Cardoso ve ark. 2001). Adeziv doldurucunun ara katmanı, kompozit rezin polimerizasyonu sırasında büzülme kuvvetlerini karşılama kapasitesini artıran elastik bir bölge sağlar (Miyazaki ve ark. 1995).

Klinik çalışmaları sistematik bir inceleme ile değerlendiren Peumans ve ark. (2014), bağlanma dayanımında zamanla oluşan azalmanın özellikle basitleştirilmiş sistemlerin bileşimindeki polialkenoik asit kopolimeri varlığından ötürü kaynaklandığını iddia etmişlerdir. Yüksek moleküler ağırlıklı bir polialkenoik asit kopolimerinin dahil edilmesiyle bozulmaya daha duyarlı olan, oldukça zayıf polimerize edilmiş bir hibrit tabaka meydana gelir. Bu hibrit tabaka, demineralize edilmiş kollajen ağında rezin monomerinin difüzyonunu engelleyerek, rezin içerikli bileşiklerin, kollajen içine girmediği alanların oluşumuna neden olabilir. Başka bir açıdan, bu tabaka, koşullandırılmış dentinde kompleksler oluşturabilir, bu da bağlanma ara yüzünü gerilim dağılımı ile stabilize edebilir. De Munck ve ark. (2012), total etch adeziv sistemlerin formül bileşenlerinin yüksek hidrofobikliğinin, adeziv monomerlerinin kollajen matriksine yeterince nüfuz etmesini önleyebileceğini ve dolayısıyla hibrit katman kalitesinden ödün verebileceğini iddia ederken, bu çalışma, Adper Single Bond 2'nin üstün bir bağlanma dayanımını belirledi.

Hibrit tabakanın adeziv ile dentin arasında oluşan bağlanma dayanımının gücünden sorumlu olduğu kanıtlanmıştır (Nakabayashi ve ark. 1982, Perdigao ve ark. 2011). Bu tabaka rezin ile sarılmış kollajen fibrillerden oluşur. Yüksek bağlanma dayanımı oluşturmak için, bağlayıcı ajanın kollajen sistemine homojen bir şekilde nüfuz etmesi ve etkili bir şekilde polimerize olması gerekir (Choi ve ark. 2000).

Pongprueksa ve ark. (2008) yaptıkları çalışmada; Adper Single Bond ve Adper Single Bond 2'nin elastisite modüllerini karşılaştırmışlar ve içeriğinde doldurucu olan Adper Single Bond 2'nin daha yüksek elastisite modül değerine sahip olduğunu belirtmişlerdir. Elastisite modülünün dentinin elastisite modülü değerine yaklaşması restorasyonun esnekliğini arttırmaktadır. Doldurucuların büyüklükleri (5nm) interfibriler boşluktan (20nm) daha küçük olmasına rağmen (Tay ve ark. 1999), aşırı küçük nanofil partiküllerinin bu boşluklara penetre olamadıkları ve hibrit tabakası oluşturamadıkları bildirilmiştir (Tay ve ark. 1999, Kim ve ark. 2005). Pongprueksa ve ark. (2008) çalışmalarında, nanofil partiküllerinin hibrit tabakasına penetre olmamalarının sonucunda, adeziv rezin içeriğindeki doldurucu partiküllerin hibrit tabakasının elastisite modülü üzerine etkisi olmadıklarını bildirmişlerdir.

Birçok araştırmacıya göre (Labella ve ark. 1999, Wegdari 2005), dolduruculu adeziv rezinin kullanılması adezivin mekanik özellikleri arttırır ve kompozit restorasyonun marjinal sızdırmazlığını iyileştirir. Adeziv sistemler, dentinin alt yüzeyini demineralize eden, smear tabakasını çıkaran veya değiştiren ve adeziv rezinin artık smear tabakaları aracılığıyla altta yatan dentine sızmasını arttıran asidik monomer bileşenine sahiptirler (Pashley ve ark. 2002). Bu adezivler, pH seviyelerine ve dolayısıyla asitleme potansiyellerine bağlı olarak hafif veya güçlü adezivler olarak kategorize edilebilirler (Kemp-Schelte ve Davidson 1990). Adezivin smear tabakasını çözme kapasitesi sınırlı ise, kalın bir smear tabakası ile dentine bağlanma gücü azalabilir (Van Meerbeek ve ark. 1998).

Yukarıda belirtilen rezin bağlanma kusurlarını önlemek ve dentine bağlanma performansını iyileştirmek için birden fazla adeziv uygulamasının etkili olduğu düşünülmektedir; (Pashley ve ark. 2002, Hashimoto ve ark. 2004) bu nedenle, adeziv sistemlerin çift uygulamasının rezin-dentin ara yüzeyinin bağlanma dayanımı ve kalitesi üzerine etkisi çok önemlidir.

Geleneksel bağlanma sistemlerinin teknik duyarlılık özelliğini ortadan kaldırmak için, 1990'ların başında bir self-etch protokolü önerilmiştir (Li ve ark. 2010). Bu sistemler, durulama aşamasının olmaması ve dolayısıyla klinik süreyi azaltması ile geleneksel sistemlerden farklılık gösterirler. Ayrıca, bir yüzey demineralizasyon protokolünü smear tabakasının kalıcılığı ile birleştirmek, genellikle daha az postoperatif hassasiyet ve daha düşük bağlanma gücü ile sonuçlanır. Bununla birlikte, bağlanma arayüzünün kalitesinin, rezin monomerlerinin daha önce demineralize edilmiş kollajen matriks içine sızma derecesi ile yakından ilişkili olduğu bilinmektedir (Yoshida ve ark. 2012). İn vitro bulguların sınırlılıkları göz önüne alındığında, bu çalışmanın sonuçları, self-etch adeziv sistemleri daha düşük bağ gücü skorları ile ilişkilendiren diğer yayınlanmış çalışmalardaki sonuçlarla tutarlıdır (Sano ve ark. 1994).

Kuraray Clearfil SE Bond'un 10-MDP monomeriyle olan patent sözleşmesinin son bulmasıyla, kimyasal bağlanma kuvvetine sahip yepyeni bir adeziv türü ortaya çıkmıştır (Sezinando 2011). Uygulama işlemlerindeki farklılıklarından ötürü bu

adezivlere ‘multi-mode ya da universal adeziv sistemler’ ismi verilmiştir. Üretici şirketlerin önerilerine göre universal adezivler, total-etch, self-etch ve mine dokusunun selektif asitlenmesi biçiminde uygulanabilmektedirler (Perdigao ve Loguercio 2014).

Universal adeziv, dentin dokusunda total-etch modda uygulanırken yapılan asitleme işlemi bölgedeki hidroksiapatiti uzaklaştırmaktadır. Ortamda kalan hidroksiapatit seviyesinin düşmesi, adezivin içindeki monomer ile hidroksiapatitin oluşturacağı kimyasal bağlanmayı negatif yönde etkilemektedir (Perdigao ve ark. 2014). Bu sebeple universal adeziv sistemlerin dentin dokusuna self-etch modunda uygulanması tavsiye edilmektedir (Munoz ve ark. 2013, Munoz ve ark. 2015, Da Rosa ve ark. 2015). Bu bilgiler ışığında, çalışmamızda kullanılan universal adeziv dentin dokusuna self-etch modda uygulanmıştır.

Adper Single Bond Universal (SBU), hem direkt hem de indirekt uygulamalar için ideal olan, ışıkla sertleşen bir adezivdir. Bu adeziv 35 saniyelik (20 saniye uygulama, 5 saniye kurutma ve ardından 10 saniye ışıkla sertleştirme) hızlı bir çalışma süresine sahiptir ve tek aşamalı, tek kat olarak uygulanır.

Single Bond Universal, çalışmada test edilen nanodoldurucu içeren başka bir adeziv olan Adper Easy One'da bulunan MHP monomerinden (Yoshihara ve ark. 2013) daha yüksek nano katmanlama yoğunluğu gösteren MDP monomerini içerir. MDP, hidroksiapatit kristalleri ile kimyasal olarak etkileşime giren, stabil kalsiyum-fosfat ve kalsiyum-karboksilat tuzları oluşturan ve sadece sınırlı bir yüzey dekalsifikasyon etkisi meydana getirdiği tahmin edilen bir fosfat ester grubundan oluşur. Adezyon-dekalsifikasyon (AD) konseptine göre, asidik monomerin kalsiyum tuzu ne kadar az çözünürse, hidroksiapatit bazlı substrata moleküler adezyon o kadar yoğun ve kararlı olur (Yoshida ve ark. 2001, Fujita ve ark. 2018). MDP ayrıca, ışıkla sertleştirme potansiyelinden sorumlu bir metakrilat polimerize edilebilir grup ve diğer her iki aktif grubu ayıran 10 karbonlu bir zincir grubu içerir (Van Meerbeek ark. 2010). Karbon ayırıcı; monomer esnekliğini, ıslanmasını, çözünürlüğünü ve hidrofobiklik-hidrofiliklik dengesini etkiler (Van Landuyt ve ark. 2007). MDP ile dentin arasındaki bu ek kimyasal etkileşimin, bağlanma dayanıklılığındaki artıştan sorumlu olduğu

düşünülmektedir (Van Meerbeek ve ark. 2011, Swathi ve ark. 2014, Krawczyk-Stuss ve ark. 2015).

Yoshihara ve ark.'na (2018) göre, 10-MDP bazlı adezivlerin daha yüksek bağlanma etkinliği yalnızca 10-MDP'nin daha yoğun kimyasal bağlanmasına değil, aynı zamanda daha yüksek asitleme potansiyeline de atfedilmelidir. Yoshida ve ark. (2012) yaptıkları çalışmada 10-MDP bulduran self-etch adeziv sistemlerin dış-adeziv ara yüzeyinde kendiliğinden birleşen nanotabakalar meydana getirdiğini bildirmişlerdir. Yüksek bağlanma dayanımı değerlerinin nedeni bu durum olarak düşünülmektedir. Ek olarak, nano tabakalar boyunca kararlı bir şekilde MDP-Ca tuzları birikimi klinik ve laboratuvar çalışmalarıyla desteklenen (Toledano ve ark. 2007, Peumans ve ark. 2010) yüksek bağlanma dayanımı değerlerini açıklayabilmektedir (Yoshihara ve ark. 2010, Yoshida ve ark. 2012). Bu çalışmada, 10-MDP içeren universal adeziv sistemi, farklı bir asidik monomer içeren self-etch adeziv sisteminden daha iyi performans göstermiştir.

Test edilen adezivin uygun performansını açıklayabilecek diğer faktör, 10-MDP ile kombinasyon halinde literatürde bazı ilginç sonuçlar gösteren polialkenoik asit kopolimerinin (Vitrebond Kopolimer) varlığıdır. Perdigao ve ark. (2012) sadece MDP monomerine sahip olan Clearfil SE bağına kıyasla SBU'nun daha yüksek dentin bağlanma kuvvetine sahip olduğunu bildirmişlerdir. Öte yandan Munoz ve ark. (2013) Clearfil SE bağına kıyasla SBU'nun daha düşük dentin bağlanma kuvvetine sahip olduğunu bildirdi. Hidroksiapatitteki kalsiyumun bağlanma bölgeleri için MDP monomeri ile polialkenoik asit kopolimerinin tam olması ve polimerizasyon sırasında monomer yaklaşımını engelleyebilecek yüksek moleküler ağırlığı sebebiyle açıklanabilir.

Perdigao ve ark. (2014) Single Bond Universal'i total-etch, self-etch ve selektif etch modunda kullandıkları ve 18 ay süreyle takip ettikleri klinik çalışmalarında sadece marjinal adaptasyonda fark olduğu neticesine varmışlardır. Single Bond Universal'in pH'ı 2.7 olduğundan mine dokusunda fosforik asidin meydana getirdiği etkiye ulaşamadığı ve bu sebeple mine dokusunun selektif asitlenmesinin ön zorunluluk olduğu ifade edilmiştir (Perdigao ve ark. 2014).

Yaşa ve ark. (2017) yaptıkları çalışmada, beş farklı adezivin (Single Bond Universal, Gluma Bond Universal, Optibond FL, Clearfil SE Bond, All Bond Universal) self-etch ve total-etch modunda kullanılmalarının dentin dokusundaki makaslama bağlanma dayanımı değerlerine etkisini araştırdıkları çalışmalarında, Single Bond Universal'in her iki modda da diğer adezivlerden daha yüksek değerler gösterdiğini ifade etmişlerdir.

Türk ve ark. (2015) yaptıkları çalışmada, self-etch modda uygulanan üç farklı universal adezivin (G-aenial Bond, Clearfil Universal Bond, Single Bond Universal) dentin dokusuna makaslama bağlanma dayanım değerlerini incelemişler; gruplar içinde maksimum değer Single Bond Universal adeziv grubunda elde edildiğini bildirmişlerdir.

Her ne kadar çalışmalarda Single Bond Universal'in makaslama bağlanma dayanımı değeri yüksek saptansa da kaynaklarda çelişkili sonuçlar da mevcuttur. Mevcut sonuçların birbirlerinden farklı olması, uygulanan yöntemlerin ve kullanılan dişlerin farklı olmasından kaynaklanabilmektedir (Türk ve Kara 2015).

Barutçugil ve ark.'nın (2013), Adper Single Bond 2, All-Bond Universal (Total-etch ve Self-etch mod), Futurabond M, Single Bond Universal (Total-etch ve Self-etch mod) ve Clearfil SE Bond kullanarak dentin dokusuna makaslama bağlanma dayanımı değerlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, Single Bond Universal'in düşük bağlanma dayanımı değerleri verdiğini ifade etmişlerdir. Benzer biçimde; Munoz ve ark. (2013) sekiz universal adezivin dentin dokusuna bağlanma dayanımı kuvvetlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında Single Bond Universal'in diğer gruplardan daha düşük konversiyon derecesi gösterdiğini saptamışlar ve bunun nedeni olarakta Vitrebond'un yüksek moleküler ağırlığından ötürü polimerizasyon esnasında monomer yaklaşmasını engellemesini göstermişlerdir. Ek olarak Vitrebond'un MDP monomerinin bağlanmasını düşürerek bağlanma dayanımı kuvvetinin düşük olmasına neden olduğunu ifade etmişlerdir.

Tek basamaklı adezivlerin su içermesi, dentini demineralize edebilmesi ve asidik monomerlerin smear tabakasını yeterli derecede çözebilmesi için vazgeçilmezdir. Zıt olarak, bu adezivlerin bağlayıcı bölümünde hidrofobik monomerler olması

gerekmesinden ötürü ve monomer ile çözücünün kimyasal birleşimi çok zor gerçekleştiğinden homojen bir çözelti olarak bulunamazlar ve genelde birbirinden ayrılma eğilimindedirler (Van Meerbeek ve ark. 2003, De Munck ve ark. 2005). Bu nedenle bu grup adeziv sistemlerin birçoğunda, çözeltiyi homojen şekilde tutmak için aseton gibi uçucu çözücüler bulunmaktadır ama piyasada bulunan birçok tek şişe adeziv sistemde faz separasyonuna rastlanmaktadır. Bu seperasyon sonucunda hibrit tabakanın içerisinde kabarcıklar ve su damlacıkları meydana gelmektedir. Bu da mikrosızıntıya , renklenmeye ve düşük bağlanma direncine neden olmaktadır (Ergücü ve ark. 2007). Yapılan klinik araştırmalarda bu adeziv sistemlerin geleneksel çok basamaklı adeziv sistemlerin başarısına ulaşamadığı saptanmıştır.

De Munck ve ark. (2005) 1994 ile 2004 yılları arasını içeren derleme çalışmalarının neticesinde, tek basamaklı adeziv sistemlerde erken dönemde yüksek bağlantı değerleri bulunsa da zamanla bağlanma yeteneklerinin düştüğünü ifade etmişlerdir. Peumans ve ark. (2005) 1998 ile 2004 yılları arasında yapılan klinik çalışmaları incelemişler; üç basamaklı total-etch ve iki basamaklı self-etch adeziv sistemlerin başarılarının birbirine yakın ve yüksek olduğunu, en düşük sonuçlarına tek basamaklı self-etch adeziv sistemlerde olduğunu bildirmişlerdir.

Tek basamaklı self-etch adezivler diş dokusunda demineralizasyon ile aynı anda penetrasyonu gerçekleştirmeleri amacıyla yüksek oranda asidik monomer ve asidik monomerlerin iyonize forma dönüşümü için gerekli olan yüksek ölçüde suyu içermektedirler (Tay ve ark. 2005, Van Landuyt ve ark. 2007, Van Meerbeek ve ark. 2011, Peumans ve ark. 2014). Bu durum, adezivi daha çok hidrofilik yapmakta, yarı geçirgen bir membran gibi davranan hibrit tabakanın oluşmasına, adeziv ara yüzeyde su hareketine izin vermesine ve böylece hidrolitik degradasyona sebep olmaktadır (Hashimoto ve ark. 2006, Malacarne ve ark. 2006, Yiu ve ark. 2006). Polimerizasyondan sonra da hidrofilik rezin monomerler yer değiştirir (Itoh ve ark. 2010) ve demineralizasyon etkisi devam eder (Wang ve Spencer 2008). HEMA bulunduran adezivlerde daha çok su emilimi görülmektedir (Van Landuyt ve ark. 2007, Itoh ve ark. 2010, Hosaka ve ark. 2010, Takahashi ve ark. 2011, Shinoda ve ark. 2011). Adeziv tabakada bulunan suyla dolu kanallar adeziv monomerin etkisini düşürmektedir. Ek olarak bu etkiyle dönüşüm derecesi (konversiyon derecesi)

azalmakta ve düşük mekanik özellikler görülmektedir. Tüm bu sebeplerden ötürü tek basamaklı self-etch adezivlerde zamana bağlı olarak bağlanma dayanımı değerlerinde azalma görülmektedir (Zander-Grande ve ark. 2011, Chiaraputt ve ark. 2011, Feitosa ve ark. 2012, De Munck ve ark. 2012).

Tek basamaklı self-etch adezivlerin, iki basamaklı self-etch adezivlere göre daha hidrofilik yapıda oldukları bilinmektedir (Van Meerbeek ve ark. 2003, Tay ve Pashley 2003). Bu adezivlerden suyun yeterli derecede hızlı şekilde uzaklaştırılmaması, suyun dentin dokusu tarafından geri alınmasına ve adeziv rezinin mekanik dayanıklılığının azalmasına sebep olur (Yazıcı ve ark. 2007). Bu da bağlanma değerlerinin düşük çıkmasına neden olduğu düşünülen bir sebeptir. Tek basamaklı self-etch adezivler ile yapılan çalışmalarda, bağlanma dayanımı değerlerinin düşük çıktığını bildiren birden fazla araştırma bulunmaktadır (Van Meerbeek ve ark. 2005).

Çalışmamızda bağlanma dayanım değerleri en yüksek total-etch adeziv sistem (Single Bond 2) ile hazırlanan örneklerde bulunmuştur ($p<0.05$). Bu sonuç birçok çalışma ile paralellik göstermektedir (Sano ve ark. 1994, Cardoso ve ark. 2001, Simon ve Darnel 2012). Çalışmamızda elde ettiğimiz bulgular Peumans ve ark. (2005), Yazıcı ve ark. (2007), Munoz ve ark. (2013)'nın çalışmalarını desteklemektedir. Fakat De Munch ve ark. (2012) ve Barutçugil ve ark. (2013)'nin total etch sistemin daha az bağlanma değerleri gösterdiği çalışma bulgularına ters düşmektedir. Bu sonuçların araştırmacıların (Munch ve ark. 2012, Barutçugil ve ark. 2013) çalışmalarında farklı adeziv sistemler kullanmalarından ve uygulama aşamalarındaki farklılıklardan kaynaklandığını düşünüyoruz.

Bunun yanısıra çalışmamızda, universal adeziv sistem (Single Bond Universal) ile self-etch adeziv sistem (Adper Easy One) kullanılarak hazırlanan örneklerde elde ettiğimiz bağlanma dayanım değerleri karşılaştırıldığında, universal adezivde değerlerin daha yüksek olduğu görülmektedir ($p<0.05$). Çalışmamızda elde ettiğimiz bu bulgular Yoshihara ve ark. (2013), Swathi ve ark. (2014), Perdigo ve ark. (2012), Yaşa ve ark. (2017)'nin çalışmalarını desteklemektedir. Fakat, Munoz ve ark. (2013) ve Barutçugil ve ark. (2013)'nin universal adeziv sistemin daha az bağlanma değerleri gösterdiği çalışma verilerine ters düşmektedir. Bu sonuçların farklı marka ve farklı pH

değerlerine sahip adezivlerin kullanılmasından, makro-makaslama testi yerine mikro-makaslama testinin kullanılmış olmasından, restorasyon amaçlı kullanılan kompozit rezinlerin farklı olmasından kaynaklandığını düşünüyoruz.

Çalışmamızda aynı markaya ait 3 farklı adeziv sistem ile hazırlanan örneklerde makro-makaslama testi ile bağlanma dayanım değerlerini ölçümledik. Yaptığımız literatür taramalarında aynı markanın 3 farklı adeziv sisteminin makro-makaslama testi ile bağlanma dayanımlarını test eden bir çalışmaya rastlamadık. Bu nedenle aynı markaya ait 3 farklı adeziv sistem ile hazırlanan örneklere ait makro-makaslama testinden elde edilen bağlanma dayanım değerleri ile ilgili herhangi bir karşılaştırma yapamadık.

Çalışmadaki grupların kırık türleri incelendiğinde; bağlanma dayanımı ile kırık türleri arasında belirli bir ilişki saptanmıştır. Bağlanma dayanımının yüksek olduğu gruplarda kompozitte görülen karışık kırık türü daha fazla iken, bağlanma dayanımının düşük olduğu gruplarda ise adeziv kırık türünün daha fazla olduğu görülmüştür. Mevcut bulgular daha önceki çalışmalarla da uyumluluk içerisindedir (Pleffken ve ark. 2011, Amano ve ark. 2006).

5.SONUÇ VE ÖNERİLER

Üç farklı adezivin dentine makaslama bağlanma dayanımlarının değerlendirildiği bu çalışmamızda;

- 1- Total-etch adeziv sistem (Single Bond 2) ile hazırlanan örnekler için elde edilen makaslama bağlanma dayanım değerleri hem self-etch adeziv sistem (Adper Easy One) hem de universal adeziv sistem (Single Bond Universal) ile hazırlanan örneklere göre daha yüksektir ($p<0.05$).
- 2- Universal adeziv sistem (Single Bond Universal) ile hazırlanan örneklerin makaslama bağlanma dayanım değerleri tek aşamalı self-etch adeziv sistem (Adper Easy One) ile hazırlanan örneklerden daha yüksek bulunmuştur ($p<0.05$).
- 3- Kırık yüzeylerin mikroskobik olarak incelenmesi sonucunda; maksimum makaslama bağlanma dayanımı gösteren Single Bond 2 (Total-etch adeziv sistem)'de ağırlıklı olarak karışık tip kırık gözlenirken, Single Bond Universal (Universal adeziv sistem) ve Adper Easy One (Self-etch adeziv sistem)'da ağırlıklı olarak adeziv tip kırık gözlenmiştir.

Total-etch adeziv sistemlerin başarısı, bağlanma dayanımı konusunda yapılan çalışmalar ile kanıtlanmıştır. Aynı firmanın 3 farklı adezivini test ettiğimiz çalışmamızda elde ettiğimiz bulgular bu sonucu desteklemektedir. Fakat son yıllarda universal adeziv sistemler ile yapılan çalışmalar (Perdigao ve ark. 2012, Yoshihara ve ark. 2013) bu adeziv sistemlerin de total-etch sistemlere yakın sonuçlar verdiğini göstermektedir.

Çalışmamızda mevcut olan kısıtlılıklardan ötürü, farklı adeziv sistemlerin test edilmeleriyle bu çalışma sonucunda elde edilen bütün bulguların, yapılacak sonraki çalışmalarla da desteklenmesinin uygun olacağı fikrindeyiz.



KAYNAKLAR

- ABDELRAHMAN MH, MAHMOUD EM, GHONEIM MM, KAMMAR AA. (2016). Comparative study of microleakage and shear bond strength between bulk fill and self adhesive flowable composite resins. *Alexandria Dental Journal*, 41(3), 322-327.
- ABRAHAM S, GHONMODE WN, SAUJANYA KP, JAJU N, TAMBE VH, YAWALIKAR PP. (2013). Effect of grape seed extracts on bond strength of bleached enamel using fifth and seventh generation bonding agents. *Journal of international oral health: JIOH*, 5(6), 101.
- ALEX G. (2015). Universal adhesives: the next evolution in adhesive dentistry. *Compend Contin Educ Dent*, 36(1), 15-26.
- ALEXIEVA C. (1979). Character of the Hard Tooth Tissue-polymer Bond II. Study of the Interaction of Human Tooth Enamel and Dentin with N-Phenylglycine-Glycidyl Methacrylate Adduct. *Journal of dental research*, 58(9), 1884-1886.
- ALTUN C. (2005). Kompozit dolgu materyallerinde son gelişmeler. *Gülhane Tıp Dergisi*, 47(1), 77-82.
- AMANO S, YAMAMOTO A, TSUBOTA K, RIKUTA A, MIYAZAKI M, PLATT JA, MOORE BK. (2006). Effect of thermal cycling on enamel bond strength of single-step self-etch systems. *Operative dentistry*, 31(5), 616-622.
- ANDIA-MERLIN RY, GARONE-NETTO N, ARANA-CHAVEZ VE. (2001). SEM evaluation of the interaction between a three-step adhesive and dentin. *Operative dentistry*, 26(5), 440-444.
- ANUSAVICE KJ, PHILLIPS RW. (2003). Science of dental materials. St Louis: WB Saunders, 482.
- ATKINSON HF. (1990) The Royal Dental Hospital of Melbourne. 1st edition. Melbourne, Vic: Waterwheel Press; 33-42.
- BARKMEIER WW, COOLEY RL. (1992). Laboratory evaluation of adhesive systems. *Operative dentistry*, 50-61.
- BARUTCIGIL C, BARUTCIGIL K, KURKLU D, HARORLI OT. (2013). Güncel dentin bağlayıcı ajanların ve uygulama yöntemlerinin makaslama bağlanma dayanımlarının karşılaştırılması.
- BORTOLOTTO T, GUILLARME D, GUTEMBERG D, VEUTHEY JL, KREJCI I. (2013). Composite resin vs resin cement for luting of indirect restorations: comparison of solubility and shrinkage behavior. *Dental materials journal*, 32(5), 834-838.

- BOUILLAGUET S, GYSI P, WATAHA JC, CIUCCHI B, CATTANI M, GODIN CH, MEYER JM. (2001). Bond strength of composite to dentin using conventional, one-step, and self-etching adhesive systems. *Journal of Dentistry*, 29(1), 55-61.
- BRACKETT WW, COVEY DA, ST GERMAIN HA. (2002). One-year clinical performance of a self-etching adhesive in class V resin composites cured by two methods. *Operative dentistry*, 27(3), 218-222.
- BRAGA RR, MEIRA JB, BOARO LC, XAVIER TA. (2010). Adhesion to tooth structure: a critical review of “macro” test methods. *Dental Materials*, 26(2), e38-e49.
- BRESCHI L, MAZZONI A, RUGGERI A, CADENARO M, DI LENARDA R, DORIGO EDS. (2008). Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. *Dental materials*, 24(1), 90-101.
- BRESCHI L, LOPES MM, GOBBI P. (2003). Morphological study of resin-dentin bonding with TEM *American journal of dentistry*, 16(4).
- BUONOCORE MG. (1955) A simple method of increasing adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Rest*, 34:849-853
- BURKE FJ, MCCAUGHEY AD. (1995). The four generations of dentin bonding. *American journal of dentistry*, 8(2), 88-92.
- CAMPOS EA, ARDU S, LEFEVER D, JASE FF, BORTOLOTTI T, KREJCI I. (2014). Marginal adaptation of class II cavities restored with bulk-fill composites. *Journal of dentistry*, 42(5), 575-581.
- CANTEKIN K, GUMUS H. (2014). In vitro and clinical outcome of sandwich restorations with a bulk-fill flowable composite liner for pulpotomized primary teeth. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 38(4), 349-354.
- CARDOSO PEC, SADEK FT, GORACCI C, FERRARI M. (2002). Adhesion testing with the microtensile method: Effects of dental substrate and adhesive system on bond strength measurements. *Journal of Adhesive Dentistry*, 4(4), 291-297.
- CARDOSO PE, CARRILHO MR, FRANCCI CE, PERDIGAO J. (2001). Microtensile bond strengths of one-bottle dentin adhesives. *American journal of dentistry*, 14(1), 22-24.
- CARVALHO RM, MENDONCA JS, SANTIAGO SL, SILVEIRA RR, GARCIA FCP, TAY FR, PASHLEY DH. (2003). Effects of HEMA/solvent combinations on bond strength to dentin. *Journal of dental research*, 82(8), 597-601.
- CENGIZ T. (1996). Endodonti, Barış Yayınları Fakülteler Kitabevi, Izmir, ss 7-16.
- CHIARAPUTT S, ROONGRUJIMEK P, SATTABANASUK V, PANICH N, HARNIRATTISAI C, SENAWONGSE P. (2011). Biodegradation of all-in-one self-

etch adhesive systems at the resin-dentin interface. *Dental materials journal*, 30(6), 814-826.

CHOI KK, CONDON JR, FERRACANE JL. (2000). The effects of adhesive thickness on polymerization contraction stress of composite. *Journal of dental research*, 79(3), 812-817.

CRAIG RG, POWERS JM. (2002) Restorative dental materials. 11th edition. St. Louis: Mosby; p.:260-285.

CRAIG RG. (1981). Chemistry, composition, and properties of composite resins. *Dental Clinics of North America*, 25(2), 219-239.

ÇINAR Ç. (2011). Çocuk diş hekimliğinde adeziv sistemlerin tarihsel gelişimi ve sınıflandırılması.

DA ROSA, W. L. D. O., PIVA E, DA SILVA AF. (2015). Bond strength of universal adhesives: A systematic review and meta-analysis. *Journal of dentistry*, 43(7), 765-776.

DALLI M, SAHBAZ C, BAHSI E, INCE B, ZORBA YO, ERCAN E. (2009). Dört Farklı Self-etching Adeziv Sistemlerin Dentine Makaslama Dayanımlarının İncelenmesi: In vitro çalışma. *Selçuk Üniv Diş Hek Fak Derg*, 18, 20-26.

D'ARCANGELO C, VANINI L, PROSPERI GD, BUSSOLO GD, DE ANGELIS F, D'AMARIO M, CAPUTI S. (2009). The influence of adhesive thickness on the microtensile bond strength of three adhesive systems. *Journal of Adhesive Dentistry*, 11(2).

DAYANGAC B. (2000). *Kompozit rezin restorasyonlar*. Güneş Kitabevi.

DE MUNCK J, VAN MEERBEEK B, YOSHIDA Y, INOUE S, VARGAS M, SUZUKI K, ... & VANHERLE G. (2003). Four-year water degradation of total-etch adhesives bonded to dentin. *Journal of dental research*, 82(2), 136-140.

DE MUNCK J, VAN MEERBEEK B, SATOSHI I, VARGAS M, YOSHIDA Y, ARMSTRONG S, ... & VANHERLE G. (2003). Microtensile bond strengths of one- and two-step self-etch adhesives to bur-cut enamel and dentin. *American Journal of Dentistry*, 16(6), 414-420.

DE MUNCK J, VAN MEERBEEK B, YOSHIDA Y, INOUE S, SUZUKI K, LAMBRECHTS P. (2004). Four-year water degradation of a resin-modified glass-ionomer adhesive bonded to dentin. *European journal of oral sciences*, 112(1), 73-83.

DE MUNCK J, VAN LANDUYT K, PEUMANS M, POITEVIN A, LAMBRECHTS P, BRAEM M, VAN MEERBEEK B. (2005). A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *Journal of dental research*, 84(2), 118-132.

- DE MUNCK J, VAN DEN STEEN PE, MINE A, VAN LANDUYT KL, POITEVIN A, OPDENAKKER G, VAN MEERBEEK B. (2009). Inhibition of enzymatic degradation of adhesive-dentin interfaces. *Journal of dental research*, 88(12), 1101-1106.
- DE MUNCK J, MINE A, POITEVIN A, VAN ENDE A, CARDOSO MV, VAN LANDUYT KL, ... & VAN MEERBEEK B. (2012). Meta-analytical review of parameters involved in dentin bonding. *Journal of Dental Research*, 91(4), 351-357.
- DEHOFF PH, ANUSAVICE KJ, WANG Z. (1995). Three-dimensional finite element analysis of the shear bond test. *Dental Materials*, 11(2), 126-131.
- DIENG-SARR F, SHARROCK P, DABSIE F, GREGOIRE G. (2011). Modifications of the organic and mineral fractions of dental tissues following conditioning by self-etching adhesives. *Journal of dentistry*, 39(2), 141-147.
- EICK JD, GWINNETT AJ, PASHLEY DH, ROBINSON SJ. (1997). Current concepts on adhesion to dentin. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 8(3), 306-335.
- EKAMBARAM M, YIU CKY, MATINLINNA JP. (2015). An overview of solvents in resin-dentin bonding. *International Journal of Adhesion and Adhesives*, 57, 22-33.
- ELİGUZELOĞLU E. (2009). Son Donem Geliştirilen Adeziv Sistemler. *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 10(1), 22-29.
- ERGÜCÜ Z, TÜRKÜN ŞL, ÜNLÜ N, KANIK Ö, ÖZER F. (2007). Tek aşamalı self etching adezivlerin dentine bağlanma dayanımının değerlendirilmesi. *Türk Dişhekimliği Dergisi*, 69, 157-62.
- ERICKSON RL, BARKMEIER WW, LATTA MA. (2009). The role of etching in bonding to enamel: a comparison of self-etching and etch-and-rinse adhesive systems. *Dental materials*, 25(11), 1459-1467.
- FEITOSA VP, LEME AA, SAURO S, CORRER-SOBRINHO L, WATSON, TF, SINHORETI MA, CORRER AB. (2012). Hydrolytic degradation of the resin-dentine interface induced by the simulated pulpal pressure, direct and indirect water ageing. *Journal of Dentistry*, 40(12), 1134-1143.
- FERRACANE JL. (2008). Placing dental composites—a stressful experience. *Operative dentistry*, 33(3), 247-257.
- FONTES ST, FERNANDEZ MR, OGLIARI FA, DE CARVALHO RV, DE MORAES RR, PINTO MB, PIVA E. (2013). Tetrahydrofuran as solvent in dental adhesives: cytotoxicity and dentin bond stability. *Clinical oral investigations*, 17(1), 237-242.
- FREEDMAN G, LEINFELDER K. (2002). Seventh-generation adhesive systems. *Dentistry today*, 21(11), 106-111.

- FUJITA K, NIKAIDO T, ARITA A, HIRAYAMA S, NISHIYAMA N. (2018). Demineralization capacity of commercial 10-methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate-based all-in-one adhesive. *Dental Materials*, 34(10), 1555-1565.
- FUKUDA R, YOSHIDA Y, NAKAYAMA Y, OKAZAKI M, INOUE S, SANO H, ... & VAN MEERBEEK B. (2003). Bonding efficacy of polyalkenoic acids to hydroxyapatite, enamel and dentin. *Biomaterials*, 24(11), 1861-1867.
- FURUKAWA M, SHIGETANI Y, FINGER WJ, HOFFMANN M, KANEHIRA M, ENDO T, KOMATSU M. (2008). All-in-one self-etch model adhesives: HEMA-free and without phase separation. *Journal of dentistry*, 36(6), 402-408.
- FUSAYAMA T. (1980). New concepts in operative dentistry. *Differentiating two layers of carious dentin and using an adhesive resin*, 61-156.
- GEISSBERGER M. (2013). *Esthetic dentistry in clinical practice*. John Wiley & Sons.
- GIANNINI M, MAKISHI P, AYRES APA, VERMELHO PM, FRONZA BM, NIKAIDO T, TAGAMI J. (2015). Self-etch adhesive systems: a literature review. *Brazilian dental journal*, 26, 3-10.
- GÖKALP S, KİREMİTÇİ A. (2001). Dentin adezivler. *Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Derg.*
- GWINNETT AJ. (1971). Histologic changes in human enamel following treatment with acidic adhesive conditioning agents. *Archives of Oral Biology*, 16(7), 731-IN15.
- GWINNETT AJ, MATSUI A. (1967). A study of enamel adhesives: the physical relationship between enamel and adhesive. *Archives of Oral Biology*, 12(12), 1615-IN46.
- HAMMAD IA, TALIC YF. (1996). Designs of bond strength tests for metal-ceramic complexes: review of the literature. *The journal of prosthetic dentistry*, 75(6), 602-608.
- HARA AT, PIMENTA LAF, RODRIGUES JR AL. (2001). Influence of cross-head speed on resin-dentin shear bond strength. *Dental Materials*, 17(2), 165-169.
- HASHIMOTO M, OHNO H, ENDO K, KAGA M, SANO H, OGUCHI H. (2000). The effect of hybrid layer thickness on bond strength: demineralized dentin zone of the hybrid layer. *Dental materials*, 16(6), 406-411.
- HASHIMOTO M, SANO H, YOSHIDA E, HORI M, KAGA M, OGUCHI H, PASHLEY DH. (2004). Effects of multiple adhesive coatings on dentin bonding. *OPERATIVE DENTISTRY-UNIVERSITY OF WASHINGTON-*, 29(4), 416-423.
- HASHIMOTO M, TAY FR, SVIZERO NR., DE GEE AJ, FEILZER AJ, SANO H, ... & PASHLEY DH. (2006). The effects of common errors on sealing ability of total-etch adhesives. *Dental materials*, 22(6), 560-568.

- HAYAKAWA T, KIKUTAKE K, NEMOTO K. (1998). Influence of self-etching primer treatment on the adhesion of resin composite to polished dentin and enamel. *Dental Materials*, 14(2), 99-105.
- HAYAKAWA T, KIKUTAKE-SUGIYAMA K, NEMOTO K. (2005). Efficacy of water-soluble photoinitiator on the adhesion of composite resin to bovine teeth in all-in-one bonding system. *Dental materials journal*, 24(2), 213-218.
- HEBA IE, AZZA GH, NIVEEN SB, DAWLAT MA. (2016). Marginal leakage evaluation of giomer and compomer in primary teeth (in-vitro study). *Alexandria Dental Journal*, 41(2), 188-193.
- HEBLING J, PASHLEY DH, TJADERHANE L, TAY FR. (2005). Chlorhexidine arrests subclinical degradation of dentin hybrid layers in vivo. *Journal of dental research*, 84(8), 741-746.
- HOSAKA K, NAKAJIMA M, TAKAHASHI M, ITOH S, IKEDA M, TAGAMI J, PASHLEY DH. (2010). Relationship between mechanical properties of one-step self-etch adhesives and water sorption. *Dental Materials*, 26(4), 360-367.
- ISO (2003) Dental materials – testing of adhesion to tooth structure. Technical specification no:11405.
- ITOH S, NAKAJIMA M, HOSAKA K, OKUMA M, TAKAHASHI M, SHINODA Y. (2010). Dentin bond durability and water sorption/solubility of one-step selfetch adhesives. *Dental Materials Journal*, 29(5), 623-630.
- JORGENSEN KD, ITOH K, MUNKSGAARD EC, ASMUSSEN E. (1985). Composite wall-to-wall polymerization contraction in dentin cavities treated with various bonding agents. *European Journal of Oral Sciences*, 93(3), 276-279.
- KEMP-SCHOLTE CM, DAVIDSON CL. (1990). Marginal integrity related to bond strength and strain capacity of composite resin restorative systems. *The Journal of prosthetic dentistry*, 64(6), 658-664.
- KENSCHKE A, DAHNE F, WAGENSCHWANZ C, RICHTER G, VIERGUTZ G, HANNIG C. (2016). Shear bond strength of different types of adhesive systems to dentin and enamel of deciduous teeth in vitro. *Clinical oral investigations*, 20(4), 831-840.
- KIM JS, CHO BH, LEE IB, UM CM, LIM BS, OH MH, ... & SON HH. (2005). Effect of the hydrophilic nanofiller loading on the mechanical properties and the microtensile bond strength of an ethanol-based one-bottle dentin adhesive. *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*, 72(2), 284-291.

- KINNEY JH, MARSHALL SJ, MARSHALL GW. (2003). The mechanical properties of human dentin: a critical review and re-evaluation of the dental literature. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 14(1), 13-29.
- KİREMİTÇİ A, ALTINCI P. (2008). Self-etch adeziv sistemlerde güncel gelişmeler Bölüm I: Farklı özelliklerde diş sert dokularına bağlanma etkinliği. *Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Derg. (Clinical Dentistry and Research)*, 32(4), 33-48.
- KLEIN-JUNIOR CA, ZANDER-GRANDE C, AMARAL R, STANISLAWCZUK R, GARCIA EJ, BAUMHARDT-NETO R, ... & REIS A. (2008). Evaporating solvents with a warm air-stream: effects on adhesive layer properties and resin-dentin bond strengths. *Journal of Dentistry*, 36(8), 618-625.
- KOIBUCHI H, YASUDA N, NAKABAYASHI N. (2001). Bonding to dentin with a self-etching primer: the effect of smear layers. *Dental Materials*, 17(2), 122-126.
- KRAWCZYK-STUSS M, OSTROWSKA A, LAPİNSKA B, NOWAK J, BOŁTACZ-RZEPKOWSKA E. (2015). Evaluation of shear bond strength of the composite to Biodentine with different adhesive systems. *Dental and Medical Problems*, 52(4), 434-439.
- KRIFKA S, BÖRZSÖNYİ A, KOCH A, HILLER KA, SCHMALZ G, FRIEDL KH. (2008). Bond strength of adhesive systems to dentin and enamel—human vs. bovine primary teeth in vitro. *Dental Materials*, 24(7), 888-894.
- KUGEL G, FERRARI M. (2000). The science of bonding: from first to sixth generation. *The Journal of the American Dental Association*, 131, 20S-25S.
- KUMARI RV, SIDDARAJU K, NAGARAJ H, POLURI RK. (2015). Evaluation of shear bond strength of newer bonding systems on superficial and deep dentin. *Journal of international oral health: JIOH*, 7(9), 31.
- LABELLA R, LAMBRECHTS P, VAN MEERBEEK B, VANHERLE G. (1999). Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dental materials*, 15(2), 128-137.
- LAMBRECHTS P, VAN MEERBEEK B, PERDIGAO J, VANHERLE G. (2000). Adhesives: Do's and don'ts. In *Symposium on Adhesion: the Silent Revolution in Dentistry*, Date: 1999/05/07-1999/05/08, Location: PARIS, FRANCE (pp. 45-60). Quintessence Publishing Co.
- LAWSON NC, ROBLES A, FU CC, LIN CP, SAWLANI K, BURGESS JO. (2015). Two-year clinical trial of a universal adhesive in total-etch and self-etch mode in non-carious cervical lesions. *Journal of dentistry*, 43(10), 1229-1234.

- LELOUP G, D'HOORE W, BOUTER D, DEGRANGE M, VREVEN J. (2001). Concise review biomaterials & bioengineering: Meta-analytical review of factors involved in dentin adherence. *Journal of Dental Research*, 80(7), 1605-1614.
- LI N, NIKAIDO T, TAKAGAKI T, SADR A, MAKISHI P, CHEN J, TAGAMI J. (2010). The role of functional monomers in bonding to enamel: Acid–base resistant zone and bonding performance. *Journal of dentistry*, 38(9), 722-730.
- LOGUERCIO AD, MUNOZ MA, LUQUE-MARTINEZ I, HASS V, REIS A, PERDIGAO J. (2015). Does active application of universal adhesives to enamel in self-etch mode improve their performance?. *Journal of dentistry*, 43(9), 1060-1070.
- LOPES GC, MARSON FC, VIEIRA LCC, DE ANDRADA MA, BARATIERI LN. (2004). Composite bond strength to enamel with self-etching primers. *OPERATIVE DENTISTRY-UNIVERSITY OF WASHINGTON-*, 29(4), 424-429.
- MACARI S, GONCALVEZ M, NONAKA T, DOS SANTOS JM. (2002). Scanning electron microscopy evaluation of the interface of three adhesive systems. *Brazilian dental journal*, 13(1), 33-38.
- MACIEL KT, CARVALHO RM, RINGLE RD, PRESTON CD, RUSSELL CM, PASHLEY DH. (1996). The effects of acetone, ethanol, HEMA, and air on the stiffness of human decalcified dentin matrix. *Journal of dental research*, 75(11), 1851-1858.
- MALACARNE J, CARVALHO RM, MARIO F, SVIZERO N, PASHLEY DH, TAY FR, ... & DE OLIVEIRA CARRILHO MR. (2006). Water sorption/solubility of dental adhesive resins. *Dental materials*, 22(10), 973-980.
- MANUJA N, PANDIT IK, SRIVASTAVA N, GUGNANI N, NAGPAL R. (2011). Comparative evaluation of shear bond strength of various esthetic restorative materials to dentin: An in vitro study. *Journal of Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry*, 29(1), 7.
- MARCHESI G, FRASSETTO A, MAZZONI A, APOLONIO F, DIOLOSA M, CADENARO M, ... & BRESCHI L. (2014). Adhesive performance of a multi-mode adhesive system: 1-year in vitro study. *Journal of dentistry*, 42(5), 603-612.
- MARSHALL SJ, BAYNE SC, BAIER R, TOMSIA AP, MARSHALL GW. (2010). A review of adhesion science. *Dental materials*, 26(2), e11-e16.
- MASARWA N, MOHAMED A, ABOU-RABII I, ZAGHLAN RA, STEIER L. (2016). Longevity of self-etch dentin bonding adhesives compared to etch-and-rinse dentin bonding adhesives: a systematic review. *Journal of Evidence based dental practice*, 16(2), 96-106.

- MASON PM, FERRARI M, CAGIDIACO MC, DAVIDSON CL. (1996). Shear bond strength of four dentinal adhesives applied in vivo and in vitro. *Journal of dentistry*, 24(3), 217-222.
- MCDONOUGH WG, ANTONUCCI JM, HE J, SHIMADA Y, CHIANG MY, SCHUMACHER GE, SCHULTHEISZ CR. (2002). A microshear test to measure bond strengths of dentin–polymer interfaces. *Biomaterials*, 23(17), 3603-3608.
- MCLEAN DE, MEYERS EJ, GUILLORY VL, VANDEWALLE KS. (2015). Enamel bond strength of new universal adhesive bonding agents. *Operative dentistry*, 40(4), 410-417.
- MENA-SERRANO A, KOSE C, DE PAULA EA, TAY LY, REIS A, LOGUERCIO AD, PERDIGAO J. (2013). A new universal simplified adhesive: 6-month clinical evaluation. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 25(1), 55-69.
- MINE A, DE MUNCK J, CARDOSO MV, VAN LANDUYT KL, POITEVIN A, KUBOKI T, ... & VAN MEERBEEK B. (2010). Enamel-smear compromises bonding by mild self-etch adhesives. *Journal of dental research*, 89(12), 1505-1509.
- MIYAZAKI M, ANDO S, HINOURA K, ONOSE H, MOORE BK. (1995). Influence of filler addition to bonding agents on shear bond strength to bovine dentin. *Dental Materials*, 11(4), 234-238.
- MJOR IA., SHEN C., ELIASSON ST, RICHTER S. (2002). Placement and replacement of restorations in general dental practice in Iceland. *Operative dentistry*, 27(2), 117-123.
- MOBARAK EH, EL-BADRAWY W, PASHLEY DH, JAMJOOM H. (2010). Effect of pretest storage conditions of extracted teeth on their dentin bond strengths. *The Journal of prosthetic dentistry*, 104(2), 92-97.
- MOLL K, PARK HJ, HALLER B. (2002) Bond strength of adhesive/composite combinations to dentin involving total and self-etch adhesives. *J Adhes Dent* 4:171-180.
- MONTES MA, DE GOES MF, SINHORETI MA. (2005). The in vitro morphological effects of some current pre-treatments on dentin surface: a SEM evaluation. *Operative dentistry*, 30(2), 201-212.
- MUÑOZ MA, LUQUE I, HASS V, REIS A, LOGUERCIO AD, BOMBARDA NHC. (2013). Immediate bonding properties of universal adhesives to dentine. *Journal of dentistry*, 41(5), 404-411.
- MUÑOZ MA, LUQUE-MARTINEZ I, MALAQUIAS P, HASS V, REIS A, CAMPANHA NH, LOGUERCIO AD. (2015). In vitro longevity of bonding properties of universal adhesives to dentin. *Operative Dentistry*, 40(3), 282-292.
- NAKABAYASHI N, PASHLEY DH. (1998) Hybridization of Dental Hard Tissues. Tokyo: Quintessence Publishing.

- NAKABAYASHI N, SAIMI Y. (1996). Bonding to intact dentin. *Journal of Dental Research*, 75(9), 1706-1715.
- NAKABAYASHI N, KOJIMA K, MASUHARA E. (1982). The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *Journal of biomedical materials research*, 16(3), 265-273.
- O'BRIEN WJ (1989) Surface Phenomena and adhesion to tooth structure, *Dent Materials and Their Selection*. 62-70
- OBERHOLZER TG, DU PREEZ IC, KIDD M. (2005). Effect of LED curing on the microleakage, shear bond strength and surface hardness of a resin-based composite restoration. *Biomaterials*, 26(18), 3981-3986.
- ØILO G, AUSTRHEIM EK. (1993). In vitro quality testing of dentin adhesives. *Acta Odontologica Scandinavica*, 51(4), 263-269.
- OLIVEIRA SS, MARSHALL SJ, HILTON JF, MARSHALL GW. (2002). Etching kinetics of a self-etching primer. *Biomaterials*, 23(20), 4105-4112.
- OLIVEIRA SS, PUGACH MK, HILTON JF, WATANABE LG, MARSHALL SJ, MARSHALL JR GW. (2003). The influence of the dentin smear layer on adhesion: a self-etching primer vs. a total-etch system. *Dental materials*, 19(8), 758-767.
- ÖZATA F, TEZEL H, DEMİRBAŞ A. (1991) Farklı asit uygulama yöntemlerinin mine üzerindeki etkisinin scanning elektron (SEM) ile incelenmesi. *E.Ü Diş Hek.Fak Derg*, 12(200-204)
- PANGSRISOMBOON B, HARNIRATTISAI C, NILSRI K, BURROW MF. (2007). Microtensile bond strength of self-etching adhesive systems to differently prepared dentin. *American journal of dentistry*, 20(4), 259-262.
- PASHLEY DH. (1996). Dynamics of the pulpo-dentin complex. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 7(2), 104-133.
- PASHLEY DH, TAY FR. (2001). Aggressiveness of contemporary self-etching adhesives: Part II: etching effects on unground enamel. *Dental Materials*, 17(5), 430-444.
- PASHLEY DH, AGEE KA, NAKAJIMA M, TAY FR, CARVALHO RM, TERADA RS. S., ... & RUEGGEBERG FA. (2001). Solvent-induced dimensional changes in EDTA-demineralized dentin matrix. *Journal of Biomedical Materials Research: 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*, 56(2), 273-281.

- PASHLEY DH, ANDRINGA HJ, DERKSON GD, DERKSON ME, KALATHOOR SR. (1987). Regional variability in the permeability of human dentine. *Archives of oral biology*, 32(7), 519-523.
- PASHLEY DH, CARVALHO RM, SANO H, NAKAJIMA M, YOSHIYAMA M, SHONO Y, TAY F. (1999). The microtensile bond test: A review. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 1:299-309.
- PASHLEY DH, SANO H, CIUCCHI B, YOSHIYAMA M, CARVALHO RM. (1995). Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. *Dental Materials*, 11(2), 117-125.
- PASHLEY DH, TAY FR, BRESCHI L, TJÄDERHANE L, CARVALHO RM, CARRILHO M, TEZVERGIL-MUTLUAY A. (2011). State of the art etch-and-rinse adhesives. *Dental materials*, 27(1), 1-16.
- PASHLEY DH, TAY FR, YIU CKY, HASHIMOTO M, BRESCHI L, CARVALHO R, ITO S. (2004). Collagen degradation by host-derived enzymes during aging. *Journal of dental research*, 83(3), 216-221.
- PASHLEY EL, AGEE KA, PASHLEY DH, TAY FR. (2002). Effects of one versus two applications of an unfilled, all-in-one adhesive on dentine bonding. *Journal of Dentistry*, 30(2-3), 83-90.
- PASHLEY EL, TAO L, MACKERT JR, PASHLEY DH. (1988). Comparison of in vivo vs. in vitro bonding of composite resin to the dentin of canine teeth. *Journal of dental research*, 67(2), 467-470.
- PERDIGAO J. (2002). Dentin bonding as a function of dentin structure. *Dental Clinics*, 46(2), 277-301.
- PERDIGAO J. (2007). New developments in dental adhesion. *Dental Clinics of North America*, 51(2), 333-357.
- PERDIGAO J. (2010). Dentin bonding—Variables related to the clinical situation and the substrate treatment. *Dental Materials*, 26(2), e24-e37.
- PERDIGAO J, LOGUERCIO AD. (2014). Universal or multi-mode adhesives: why and how?. *The journal of adhesive dentistry*, 16(2), 193-194.
- PERDIGAO J, LOPES M. (1999). Dentin bonding—state of the art 1999. *Compend Contin Educ Dent*, 20(12), 1151-8.
- PERDIGAO J, LOPES M. (2001). The effect of etching time on dentin demineralization. *Quintessence International*, 32(1), 19-26.

- PERDIGAO J, GERALDELI S, HODGES JS. (2003). Total-etch versus self-etch adhesive: effect on postoperative sensitivity. *The Journal of the American Dental Association*, 134(12), 1621-1629.
- PERDIGAO J, KOSE C, MENA-SERRANO AP, DE PAULA EA, TAY LY, REIS ALA. D., LOGUERCIO AD. (2014). A new universal simplified adhesive: 18-month clinical evaluation. *Operative dentistry*, 39(2), 113-127.
- PERDIGAO J, MUNOZ MA, SEZINANDO A, LUQUE-MARTINEZ IV, STAICHAK R, REIS A, LOGUERCIO AD. (2014). Immediate adhesive properties to dentin and enamel of a universal adhesive associated with a hydrophobic resin coat. *Operative dentistry*, 39(5), 489-499.
- PERDIGAO J, SEZINANDO A, GOMES G. (2011). Microtensile bond strengths and interfacial examination of a polyalkenoate-based 1-step adhesive. *American journal of dentistry*, 24(4), 215-220.
- PERDIGAO J, SEZINANDO A, MONTEIRO PC. (2012). Laboratory bonding ability of a multi-purpose dentin adhesive. *American journal of dentistry*, 25(3), 153.
- PERINKA L, SANO H, HOSODA H. (1992). Dentin thickness, hardness, and Ca-concentration vs bond strength of dentin adhesives. *Dental Materials*, 8(4), 229-233.
- PEUMANS M, KANUMILLI P, DE MUNCK J, VAN LANDUYT K, LAMBRECHTS P, VAN MEERBEEK B. (2005). Clinical effectiveness of contemporary adhesives: a systematic review of current clinical trials. *Dental materials*, 21(9), 864-881.
- PEUMANS M, DE MUNCK J, VAN LANDUYT KL, POITEVIN A, LAMBRECHTS P, VAN MEERBEEK B. (2010). Eight-year clinical evaluation of a 2-step self-etch adhesive with and without selective enamel etching. *Dental Materials*, 26(12), 1176-1184.
- PEUMANS M, DE MUNCK J, MINE A, VAN MEERBEEK B. (2014). Clinical effectiveness of contemporary adhesives for the restoration of non-carious cervical lesions. A systematic review. *Dental Materials*, 30(10), 1089-1103.
- PEUTZFELDT A. (1997). Resin composites in dentistry: the monomer systems. *European journal of oral sciences*, 105(2), 97-116.
- PHILLIPS RW, RYGE G. (EDS.). (1961). *Adhesive Restorative Dental Materials: Proceedings of a Workshop Held at Indiana University Medical Center, Indianapolis, Indiana, September 28 and 29, 1961*. Owen Litho Service.
- PHRUKKANON S, BURROW MF, TYAS MJ. (1998). The influence of cross-sectional shape and surface area on the microtensile bond test. *Dental Materials*, 14(3), 212-221.

- PIESCO NP, SIMMELINK J (2002) Physical characteristics of enamel, *Histology of Enamel* 153-190.
- PLEFFKEN PR, DE ALMEIDA LOURENCO AP, TORRES CR, BUHLER BORGES A. (2011). Influence of application methods of self-etching adhesive systems on adhesive bond strength to dentin. *J Adhes Dent*, 13(6), 517-25.
- PONGPRUEKSA P., KUPHASUK W, SENAWONGSE P. (2008). The elastic moduli across various types of resin/dentin interfaces. *Dental Materials*, 24(8), 1102-1106.
- RB E. (2008). Günümüzdeki adezivlerde teknik hassasiyet: II. *Kendinden Asitli Adezivler. Dişhekim Bilimsel*, 29, 12-6.
- REIS A., PELLIZZARO A, DAL-BIANCO K, GOMES OM, PATZLAFF R, LOGUERCIO AD. (2007). Impact of adhesive application to wet and dry dentin on long-term resin-dentin bond strengths. *Operative Dentistry*, 32(4), 380-387.
- RENCZ A, HICKEL R, ILIE N. (2012). Curing efficiency of modern LED units. *Clinical oral investigations*, 16(1), 173-179.
- RENZO MD, ELLIS TH, DOMINGUE A, BERTRAND L, SACHER E, STANGEL I. (1994). Chemical reactions between dentin and bonding agents. *The Journal of Adhesion*, 47(1-3), 115-121.
- RETIEF DH. (1991). Standardizing laboratory adhesion tests. *American journal of dentistry*, 4(5), 231-236.
- ROBERSON T, HEYMANN HO, SWIFT JR EJ. (2006). *Sturdevant's art and science of operative dentistry*. Elsevier Health Sciences.
- SADEK FT, GORACCI C, CARDOSO PEC, TAY FR, FERRARI M. (2005). Microtensile bond strength of current dentin adhesives measured immediately and 24 hours after application. *Journal of Adhesive Dentistry*, 7(4), 297-302.
- SAIKAEW P, CHOWDHURY AA, FUKUYAMA M, KAKUDA S, CARVALHO RM, SANO H. (2016). The effect of dentine surface preparation and reduced application time of adhesive on bonding strength. *Journal of dentistry*, 47, 63-70.
- SALZ U, BOCK T. (2010). Adhesion performance of new hydrolytically stable one-component self-etching enamel/dentin adhesives. *Journal of Adhesive Dentistry*, 12(1), 7.
- SALZ U, BOCK T. (2010). Testing adhesion of direct restoratives to dental hard tissue-a review. *Journal of Adhesive Dentistry*, 12(5).

- SANO H, SHONO T, SONODA H, TAKATSU T, CIUCCHI B, CARVALHO R, PASHLEY DH. (1994). Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength—evaluation of a micro-tensile bond test. *Dental materials*, 10(4), 236-240.
- SCHMALZ G. (2009). Resin-based composites. In *Biocompatibility of dental materials* (pp. 99-137). Springer, Berlin, Heidelberg.
- SCHREINER RF, CHAPPELL RP, GLAROS AG, EICK JD. (1998). Microtensile testing of dentin adhesives. *Dental Materials*, 14(3), 194-201.
- SCHWARTZ RS, SUMMIT JB, ROBBINS W, SANTOS JD. (1996). *Fundamentals of Operative Dentistry*. USA: Quintessence Publishing Co, pp 141-186.
- SEZINANDO A. (2014). Looking for the ideal adhesive—a review. *Revista Portuguesa de Estomatologia, Medicina Dentária e Cirurgia Maxilofacial*, 55(4), 194-206.
- SHARAFEDDIN F, NOURI H, KOOHPEIMA F. (2015). The effect of temperature on shear bond strength of Clearfil SE Bond and Adper Single Bond adhesive systems to dentin. *Journal of Dentistry*, 16(1), 10.
- SHIMADA Y, SENAWONGSE P, HARNIRATTISAI C, BURROW MF, NAKAOKI Y, TAGAMI J. (2002). Bond strength of two adhesive systems to primary and permanent enamel. *Operative dentistry*, 27(4), 403-409.
- SHINODA Y, NAKAJIMA M, HOSAKA K, OTSUKI M, FOXTON RM, TAGAMI J. (2011). Effect of smear layer characteristics on dentin bonding durability of HEMA-free and HEMA-containing one-step self-etch adhesives. *Dental Materials*, 30(4), 501-510.
- SHIRAI K, DE MUNCK J, YOSHIDA Y, INOUE S, LAMBRECHTS P, SUZUKI K, ... & VAN MEERBEEK B. (2005). Effect of cavity configuration and aging on the bonding effectiveness of six adhesives to dentin. *Dental Materials*, 21(2), 110-124.
- SIMON JF, DARNELL LA. (2012). Considerations for proper selection of dental cements. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 33(1), 28-30.
- SLAVKIN HC, DIEKWISCH T. (1996). Evolution in tooth developmental biology: of morphology and molecules. *The Anatomical Record: An Official Publication of the American Association of Anatomists*, 245(2), 131-150.
- SODERHOLM K. (2007). Dental adhesives.... how it all started and later evolved. *Journal of Adhesive Dentistry*, 9, 227.
- SOFAN E, SOFAN A, PALAIA G, TENORE G, ROMEO U, MIGLAU G. (2017). Classification review of dental adhesive systems: from the IV generation to the universal type. *Annali di stomatologia*, 8(1), 1.

- STANGEL I, ELLIS TH, SACHER E. (2007). Adhesion to tooth structure mediated by contemporary bonding systems. *Dental Clinics of North America*, 51(3), 677-694.
- STANLEY HR, PEREIRA JC, SPIEGEL E, BROOM C, SCHULTZ M. (1983). The detection and prevalence of reactive and physiologic sclerotic dentin, reparative dentin and dead tracts beneath various types of dental lesions according to tooth surface and age. *Journal of Oral Pathology & Medicine*, 12(4), 257-289.
- STRYDOM C. (2004). Self-etching adhesives: review of adhesion to tooth structure part I. *SADJ: journal of the South African Dental Association= tydskrif van die Suid-Afrikaanse Tandheelkundige Vereniging*, 59(10), 413-415.
- STURDEVANT CM, ROBERSON TM, SWIFT EJ, HEYMANN H. (2002). *Sturdevant's Art & Science of Operative Dentistry*. Mosby.
- SUDSANGIAM, S, VAN NOORT R. (1999). Do dentin bond strength tests serve a useful purpose. *J Adhes Dent*, 1(1), 57-67.
- SUMMITT JB, ROBINS JW, HILTON TJ, SCWARTZ RS. (2006) *Fundamentals of Operative Dentistry*. Third Edition Inc;183-248.
- SUZUKI T, FINGER WJ. (1988). Dentin adhesives: site of dentin vs. bonding of composite resins. *Dental Materials*, 4(6), 379-383.
- SWATHI A, JAYAPRAKASH T, CHANDRASEKHAR V. (2014). Effect of single and multiple consecutive applications of all-in-one adhesive on tensile bond strength to dentin. *Journal of Interdisciplinary Dentistry*, 4(2), 81.
- SWIFT EJ. (2002). Dentin/enamel adhesives: review of the literature. *Pediatric dentistry*, 24(5), 456-461.
- ŞENGÜN A, YALÇIN M, KOCABAŞOĞLU DA. (2009). Yedinci jenerasyon adeziv sistemlerinin dentine makaslama bağlanma dayanımlarının karşılaştırılması. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2009(3), 156-160.
- TAKAHASHI M, NAKAJIMA M, HOSAKA K, IKEDA M, FOXTON RM, TAGAMI J. (2011). Long-term evaluation of water sorption and ultimate tensile strength of HEMA-containing/-free one-step self-etch adhesives. *Journal of Dentistry*, 39(7), 506-512.
- TAKATSU T, HOSODA H. (1994). Microporous dentin zone beneath resinimpregnated layer. *Operative dentistry*, 19, 59-64.
- TAY FR, PASHLEY DH, GARCIA-GODOY F, YIU CK. (2004b) Single-step, self-etch adhesives behave as permeable membranes after polymerization. Part II. Silver tracer penetration evidence. *Am J Dent*. 17:315-322.

- TAY FR, PASHLEY DH. (2001). Aggressiveness of contemporary self-etching systems: I: Depth of penetration beyond dentin smear layers. *Dental Materials*, 17(4), 296-308.
- TAY FR, PASHLEY DH. (2003). Have dentin adhesives become too hydrophilic?. *Journal-Canadian Dental Association*, 69(11), 726-732.
- TAY FR, PASHLEY DH. (2005). Bonding to Cut Enamel, Eliades G, Watts DC, Eliades T. *Dental Hard Tissues and Bonding, Western Europe: Springer Verlag*, 16-21.
- TAY FR, GWINNETT JA, WEI SH. (1996). Micromorphological spectrum from overdrying to overwetting acid-conditioned dentin in water-free, acetone-based, single-bottle primer/adhesives. *Dental materials*, 12(4), 236-244.
- TAY FR, MOULDING KM, PASHLEY DH. (1999). Distribution of nanofillers from a simplified-step adhesive in acid-conditioned dentin. *Journal of Adhesive Dentistry*, 1(2), 103-117.
- THANARATIKUL B, SANTIWONG B, HARNIRATTISAI C. (2016). Self-etch or etch-and-rinse mode did not affect the microshear bond strength of a universal adhesive to primary dentin. *Dental materials journal*, 35(2), 174-179.
- TITLEY KC, CHERNECKY R, ROSSOUW PE, KULKARNI GV. (1998). The effect of various storage methods and media on shear-bond strengths of dental composite resin to bovine dentine. *Archives of oral biology*, 43(4), 305-311.
- TJADERHANE L, MEHTALA P, SCAFFA P, VIDAL C, PAAKKONEN V, BRESCHI L, ... & CARRILHO MR. (2013). The effect of dimethyl sulfoxide (DMSO) on dentin bonding and nanoleakage of etch-and-rinse adhesives. *Dental Materials*, 29(10), 1055-1062.
- TOLEDANO M, OSORIO R, OSORIO E, AGUILERA FS, YAMAUTI M, PASHLEY DH, TAY F. (2007). Durability of resin–dentin bonds: effects of direct/indirect exposure and storage media. *Dental Materials*, 23(7), 885-892.
- TOSUN G, ŞENER Y, ŞENGÜN A. (2005). Kompozit rezinin mineye bağlanma dayanımı üzerine farklı saklama solüsyonlarının etkisi. *Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 29(3), 2-6.
- TÜFEK E, BUKET A. (2019). DİŞ HEKİMLİĞİNDE ADEZİV SİSTEMLER. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 29(2), 340-349.
- TÜRK GI, KARA E. (2015) Üç farklı universal adeziv sistemin dentine makaslama bağlanma dayanımlarının karşılaştırılması. *Selcuk Dental Journal*, 2(2), 51-57.
- TÜRKÜN Ş, ERGÜCÜ Z. (2004). Estetik restoratif materyallerin mikrosızıntı çalışmalarında kullanılan gereç ve yöntemlerin karşılaştırılması. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 21(2), 143-151.

- TYAS MJ, BURROW MF. (2004). Adhesive restorative materials: a review. *Australian dental journal*, 49(3), 112-121.
- ÜNLÜ N, ÇETİN AR. (2008). Kompozit rezin materyallerin içeriklerindeki yeni gelişmeler. *Türkiye Klinikleri J Dental Sci*, 14, 156-167.
- VAN ENDE A, DE MUNCK J, VAN LANDUYT K, VAN MEERBEEK B. (2016). Effect of bulk-filling on the bonding efficacy in occlusal class I cavities. *Journal of Adhesive Dentistry*, 18(2), 119-124.
- VAN LANDUYT KL, DE MUNCK J, SNAUWAERT J, COUTINHO E, POITEVIN A, YOSHIDA Y, ... & VAN MEERBEEK B. (2005). Monomer-solvent phase separation in one-step self-etch adhesives. *Journal of dental research*, 84(2), 183-188.
- VAN LANDUYT KL, PEUMANS M, DE MUNCK J, LAMBRECHTS P, VAN MEERBEEK B. (2006). Extension of a one-step self-etch adhesive into a multi-step adhesive. *Dental Materials*, 22(6), 533-544.
- VAN LANDUYT KL, SNAUWAERT J, DE MUNCK J, PEUMANS M, YOSHIDA Y, POITEVIN A, ... & VAN MEERBEEK B. (2007). Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials*, 28(26), 3757-3785.
- VAN MEERBEEK B, LAMBRECHTS P, INOKOSHI S, BRAEM M, VANHERLE G. (1992). Factors affecting adhesion to mineralized tissues. *Operative dentistry*, 111-124.
- VAN MEERBEEK B, PERDIGAO J, LAMBRECHTS P, VANHERLE G. (1996). Enamel and dentin adhesion. *Fundamentals of operative Dentistry A Contemporary Approach*. Quintessence Publishing Co, p.:146-186
- VAN MEERBEEK B, PERDIGAO J, LAMBRECHTS P, VANHERLE G. (1998). The clinical performance of adhesives. *Journal of dentistry*, 26(1), 1-20.
- VAN MEERBEEK B, DE MUNCK J, MATTAR D, VAN LANDUYT K, LAMBRECHTS P. (2003). Microtensile bond strengths of an etch&rinse and self-etch adhesive to enamel and dentin as a function of surface treatment. *OPERATIVE DENTISTRY-UNIVERSITY OF WASHINGTON-*, 28(5), 647-660.
- VAN MEERBEEK B, DE MUNCK J, YOSHIDA Y, INOUE S, VARGAS M, VIJAY P, ... & VANHERLE G. (2003). Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *OPERATIVE DENTISTRY-UNIVERSITY OF WASHINGTON-*, 28(3), 215-235.
- VAN MEERBEEK B, VAN LANDUYT K, DE MUNCK J, HASHIMOTO M, PEUMANS M, LAMBRECHTS P, ... & SUZUKI K. (2005). Technique-sensitivity of contemporary adhesives. *Dental materials journal*, 24(1), 1-13.

- VAN MEERBEEK B, VAN LANDUYT K, DE MUNCK J, INOUE S, YOSHIDA Y, PERDIGAO J. (2006). Bonding to enamel and dentin. In: Fundamentals of Operative Dentistry. Ed.: J.B. Summit, J.W. Robbins, T.J. Hilton, R.S. Schwarz. Quintessence Publishing Co, Inc, p:183-260.
- VAN MEERBEEK B, PEUMANS M, POITEVIN A, MINE A, VAN ENDE A, NEVES A, DE MUNCK J. (2010). Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dental materials*, 26(2), e100-e121.
- VAN MEERBEEK B, YOSHİHARA K, YOSHIDA Y, MINE A, DE MUNCK J, VAN LANDUYT KL. (2011). State of the art of self-etch adhesives. *Dental materials*, 27(1), 17-28.
- VONGSAVAN N, MATTHEWS B. (1992). Fluid flow through cat dentine in vivo. *Archives of Oral Biology*, 37(3), 175-185.
- WAGNER A, WENDLER M, PETSCHOLT A, BELLI R, LOHBAUER U. (2014). Bonding performance of universal adhesives in different etching modes. *Journal of dentistry*, 42(7), 800-807.
- WAKE WC. (1982). *Adhesion and the Formulation of Adhesives*.
- WANG Y, SPENCER P, YAO X, BRENDA B. (2007). Effect of solvent content on resin hybridization in wet dentin bonding. *Journal of Biomedical Materials Research Part A: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 82(4), 975-983.
- WATANABE I, NAKABAYASHI N, PASHLEY DH. (1994). Bonding to ground dentin by a phenyl-P self-etching primer. *Journal of dental research*, 73(6), 1212-1220.
- WEGDARI AF. (2005). Effect of cutting burs on the bond strength of a self-etching and one-bottle nanofilled adhesives to enamel and dentin.
- WEI SHY, BARKMEIER WW. (1992). Conference report: International symposium on adhesives in dentistry. *Journal of Dental Research*, 71(1), 75-77.
- WEIDNER CL. (1952). Adhesion and Adhesives. NA de Bruyne and R. Houwink, Eds. Houston-Amsterdam: Elsevier, 1951. 517 pp. \$10.00. *Science*, 115(2995), 581-582.
- YAŞA ELİF, YILDIZELİ D, SAYINER Z, ERDEM A. (2017). İki farklı teknikle uygulanan üniversal bağlayıcı ajanların dentine olan makaslama bağlanma dayanımlarının incelenmesi. *Acta Odontologica Turcica*, 34(3), 91-97.
- YAZICI E. (2009) Er:YAG lazerin farklı atım süreleriyle uygulanmasının etch&rinse adeziv sistemi ile kullanılan bir kompozitin mine ve dentine mikro gerilim bağlanma

dayanıklılığı üzerine etkisi, Doktora Tezi. *Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara*

YAZICI AR, ÇELİK C, ÖZGÜNALTAY G, DAYANGAÇ B. (2007). Bond strength of different adhesive systems to dental hard tissues. *Operative Dentistry*, 32(2), 166-172.

YIU CK, KING NM, CARRILHO MR, SAURO S, RUEGGERBERG FA, PRATIC, ... & TAY FR. (2006). Effect of resin hydrophilicity and temperature on water sorption of dental adhesive resins. *Biomaterials*, 27(9), 1695-1703.

YOSHIDA Y, VAN MEERBEEK B, NAKAYAMA Y, SNAUWAERT J, HELLEMANS L, LAMBRECHTS P, ... & WAKASA K. (2000). Evidence of chemical bonding at biomaterial-hard tissue interfaces. *Journal of dental research*, 79(2), 709-714.

YOSHIDA Y, VAN MEERBEEK B, NAKAYAMA Y, YOSHIOKA M, SNAUWAERT J, ABE Y, ... & OKAZAKI M. (2001). Adhesion to and decalcification of hydroxyapatite by carboxylic acids. *Journal of dental research*, 80(6), 1565-1569.

YOSHIDA Y, NAGAKANE K, FUKUDA R, NAKAYAMA Y, OKAZAKI M, SHINTANI H, ... & VAN MEERBEEK B. (2004). Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *Journal of dental research*, 83(6), 454-458.

YOSHIDA Y, YOSHIHARA K, NAGAOKA N, HAYAKAWA S, TORII Y, OGAWA T, ... & MEERBEEK BV. (2012). Self-assembled nano-layering at the adhesive interface. *Journal of dental research*, 91(4), 376-381.

YOSHIHARA K, YOSHIDA Y, NAGAOKA N, FUKEGAWA D, HAYAKAWA S, MINE A, ... & VAN MEERBEEK B. (2010). Nano-controlled molecular interaction at adhesive interfaces for hard tissue reconstruction. *Acta Biomaterialia*, 6(9), 3573-3582.

YOSHIHARA K, YOSHIDA Y, NAGAOKA N, HAYAKAWA S, OKIHARA T, DE MUNCK J, ... & VAN MEERBEEK B. (2013). Adhesive interfacial interaction affected by different carbon-chain monomers. *Dental Materials*, 29(8), 888-897.

YOSHIHARA K, HAYAKAWA S, NAGAOKA N, OKIHARA T, YOSHIDA Y, VAN MEERBEEK B. (2018). Etching efficacy of self-etching functional monomers. *Journal of dental research*, 97(9), 1010-1016.

ZANDER-GRANDE C, LOGUERCIO AD, STANISLAWCZUK R, MARTINS GC, MONGRUEL GOMES OM, REIS A. (2011). The effect of 6-month water storage on the bond strength of self-etch adhesives bonded to dentin. *American journal of dentistry*, 24(4), 239-244.

ÖZET

Farklı adezivlerin dentine makaslama bağlanma dayanımlarının *in vitro* değerlendirilmesi

Bu *in vitro* çalışmanın amacı, aynı firmanın üç farklı adeziv sistemini aynı kompozit kullanarak makaslama bağlanma değerleri yönüyle karşılaştırmaktır.

Çalışmada kullanılan 90 adet insan daimi molar dişi mine kalmayacak şekilde dentin yüzeyi açığa çıkana kadar okluzalden aşındırılmıştır. Dişler restorasyonları yapılmak üzere; her grupta 30 adet diş olmak üzere rastgele 3 ayrı gruba ayrılmıştır. Dişler hazır hale getirildikten sonra üretici firmanın önerilerine uyarak ilk gruba önce asitleme işlemi ardından Single Bond 2 (3M ESPE, St. Paul, ABD) adeziv uygulanmıştır. İkinci gruba asitleme yapılmaksızın direkt Adper Easy One (3M ESPE, St. Paul, ABD) adeziv uygulanmıştır. Üçüncü gruba ise yine asitleme yapılmaksızın direkt Single Bond Universal (3M ESPE, St. Paul, ABD) adeziv uygulanmıştır. Kompozit restorasyonların yapımında çapı 2 mm, yüksekliği 2 mm olan silindir şeklindeki plastik kalıplar kullanılmıştır. Filtek Z550 Nano Hibrit Universal Restoratif kompozit rezin (3M ESPE, St. Paul, ABD) tek tabaka halinde diş yüzeylerine uygulanmıştır. Restorasyonları tamamlanan örnekler oda sıcaklığında 24 saat ditile suda bekletilmiştir. Daha sonra universal test cihazına bağlanan örnekler kopma meydana gelene kadar makaslama kuvveti uygulanmıştır. İstatiksel değerlendirmede Kruskal Wallis H testi ve Mann Whitney U testi kullanıldı.

Test edilen adeziv sistemler arasında total-etch adeziv sistem için elde edilen bağlanma dayanımı değerleri diğer gruplardan daha yüksek bulunmuştur ($P<0.05$). Ayrıca universal adeziv sistemin kullanıldığı örneklerdeki bağlanma dayanımı değerleri self-etch adeziv sistem ile hazırlanan örneklerden daha yüksek bulunmuştur ($P<0.05$).

Örneklerin kırık yüzeylerinin stereomikroskop altında yapılan incelenmesi sonucunda total-etch adeziv sistemde çoğunlukla karışık tip kırık gözlenirken diğer gruplarda adeziv tip kırık gözlenmiştir.

Anahtar Kelimeler: Total-Etch, Self-Etch, Universal, Adeziv, Nanohibrit Kompozit, Makaslama Bağlanma Dayanımı

ABSTRACT

Evaluation of shear bond strengths of different adhesives to dentin: in vitro

The aim of this in vitro study was compare the shear bond strength at three different types adhesive systems by using same brand products.

90 human permanent molar teeth used in the study were abraded occlusally until the dentin surface was exposed, leaving no enamel. To make teeth restorations; They were randomly divided into 3 separate groups, with 30 teeth in each group. After the teeth were prepared, the first group was first etched and then Single Bond 2 (3M ESPE, St. Paul, USA) adhesive was applied to the first group, following the manufacturer's recommendations. Adper Easy One (3M ESPE, St. Paul, USA) adhesive was applied directly to the second group without etching. Single Bond Universal (3M ESPE, St. Paul, USA) adhesive was applied directly to the third group, again without etching. Cylindrical plastic molds with a diameter of 2 mm and a height of 2 mm were used in the construction of composite restorations. Filtek Z550 Nano Hybrid Universal Restorative composite resin (3M ESPE, St. Paul, USA) was applied to the tooth surfaces in a single layer. The specimens, whose restorations were completed, were kept in distilled water at room temperature for 24 hours. Then, shear force was applied to the specimens connected to the universal test device until rupture occurred. Kruskal Wallis H test and Mann Whitney U test were used for statistical evaluation.

Among the tested adhesive systems, the bond strength values obtained for the total-etch adhesive system were higher than the other groups ($P < 0.05$). In addition, bond strength values in the samples using the universal adhesive system were found to be higher than the samples prepared with the self-etch adhesive system ($P < 0.05$).

As a result of the examination of the fracture surfaces of the samples under a stereomicroscope, mixed type fractures were observed in the total-etch adhesive system, while adhesive type fractures were observed in other groups.

Keywords: Total-Etch, Self-Etch, Universal, Adhesive, Nanohybrid Composite, Shear Bond Strength

ÖZGEÇMİŞ

I. Bireysel Bilgiler

Adı : Çağatay

Soyadı : Çakar

II. Eğitim Bilgileri

2018-2022 Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Diş Hastalıkları ve Tedavisi
Anabilim Dalı

2011-2016 Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

2007-2011 Kumluca Anadolu Lisesi

Yabancı Dil: İngilizce

III. Unvanları

2016 Diş Hekimi

2018 Uzmanlık Öğrencisi

IV. Bilimsel Etkinlikler

I. Seminerler:

Adezivlerde Güncel Yaklaşımlar. CAKAR C, BAGİS YH, 2021.

II. Poster Sunumları:

- a) The Effect of Using in Universal Adhesive Self-Etch and Selective-Etch Modes on Microleakage in Anterior Class V Cavities: In- Vitro, YALNIZ AM., KARACAN A., CAKAR C., BAGİS Y., 22. Restoratif Dişhekimliği Derneği Uluslararası Bilimsel Kongresi, 2018
- b) Aesthetic Treatment of the Midline Diastema with Direct Composite Resin Restoration: Case Report. YALNIZ AM, CAKAR C, 23. Restoratif Dişhekimliği Derneği Uluslararası Bilimsel Kongresi, 2019
- c) Aesthetic Treatment of Maxillary Anterior Fractures with Direct Composite Restorations: Case Report. CAKAR C, BAGİS Y., Türk Dişhekimleri Birliği 25. Uluslararası Dişhekimliği Kongresi, 2019

III. Yayınlar:

Yalniz, A. M., Karacan, A. O., Cakar, C., & Bagis, Y. H. (2019). Comparison of Microleakage of Class V Restoration with Self-etch and Selective-etch Adhesive Systems: An In Vitro Study. *inflammation*, 23, 25.