

T.C.  
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**GÜNCEL *ÜNİVERSAL* ADEZİV SİSTEMLERİN BAĞLANTI  
DAYANIMLARININ KARŞILAŞTIRILMASI**

**Hakan DİNÇ**  
UZMANLIK TEZİ

**RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**Danışman**  
**Doç. Dr. Ali Rıza ÇETİN**

**KONYA-2017**

T.C.  
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**GÜNCEL *ÜNİVERSAL* ADEZİV SİSTEMLERİN BAĞLANTI  
DAYANIMLARININ KARŞILAŞTIRILMASI**

**Hakan DİNÇ**  
**UZMANLIK TEZİ**

**RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**Danışman**

**Doç. Dr. Ali Rıza ÇETİN**

Bu araştırma Selçuk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından 16102010 proje numarasıyla desteklenmiştir.

**KONYA-2017**

# İÇİNDEKİLER

SİMGELER VE KISALTMALAR.....	iii
ÖZET.....	v
SUMMARY.....	vi
ÖNSÖZ.....	vii
1. GİRİŞ.....	1
1.1. Adeziv Diş Hekimliği.....	1
1.1.1Dental Adezivler.....	1
1.1.2.Dental Adezivlerin Sınıflandırılması.....	2
1.1.3.Adezivlerin Kimyasal İçeriği.....	8
1.1.4Diş Dokularına Adezyonu Etkileyen Faktörler.....	17
1.1.5.Dental adezivlerdeki güncel gelişmeler.....	18
1.2.Laboratuvar Testleri.....	20
1.2.1. Yapay yaşlandırma yöntemleri.....	21
1.2.2.Bağlanma Dayanım Testleri.....	22
2. MATERYAL VE METOT.....	25
2.1.Diş Örneklerin Toplanması ve Hazırlanması.....	25
2.2.Adeziv sistemlerin uygulanması.....	26
2.2.1. Clearfil Universal Bond (Kuraray Medical Inc; Osaka Japonya) uygulaması.....	28
2.2.2. Gluma Bond Universal (Heraeus Kulzer; Hanau Almanya) uygulaması.....	28
2.2.3. Single Bond Universal (3M Espe; Neuss Almanya) uygulaması.....	29
2.2.4. All Bond Universal (Bisco, Inc., Schaumburg, IL, USA).....	30
2.2.5.Tetric N-Bond Universal (Ivoclar Vivadent; Schaan Lihtenştayn).....	31
2.3.Çiğneme simülatörü cihazı ile örneklerin yaşlandırma işlemi.....	31
2.4. Mikrogerilim bağlanma dayanımı testinin uygulanması.....	34
2.5.Kırık Tipi Analizi.....	35
2.6.İstatiksel Değerlendirme.....	35
3. BULGULAR.....	36
4. TARTIŞMA.....	40
5. SONUÇLAR.....	48
6. KAYNAKLAR.....	49
7. ÖZGEÇMİŞ.....	61

## SİMGELER VE KISALTMALAR

BAP	Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü
Bis-GMA	Bisfenol A Glisidil Metakrilat
HEMA	2-hydroxyethyl methacrylate
LED	Light emitting diode
$\mu\text{m}$	Mikrometre
Nm	Nanometre
N	Newton
PENTA	Dipentaerythriol pentaacrylate
Sn	Saniye
TCD	Trisiklodekan üretan
TEGDMA	Triethylene glycol dimethacrylate
TPO	2,4,6-trimetilbenzoil difenilfosfin oksit
UV	Ultraviyole
UDMA	Urethane dimethacrylate
VHN	Vickers hardness number
%	Yüzde
4-AETA	4-akriloyiloksietil trimellitat anhidrit
4-META	4-metakriloyiloksietil trimellitat anhidrit
4 MET	4-methacryloyloxyethyl trimellitic acid
10- MDP	10-methacryloyldecyl dihydrogen phosphate
pH	Hidrojen konsantrasyonunun eksi logaritması
Phenyl-P	Phenyl dihydrogen phosphate
PPD	1-phenyl-1,2 propanedione
UDMA	Urethane dimethacrylate
MPa	Mega pascal
GDMA	1,3-glycerol dimethacrylate

Mm	Milimetre
Mm <sup>2</sup>	Milimetrekare
D3MA	Decandiol dimetakrilat
MCAP	Metakrilatlı karboksilik asit polimer
Ca	Kalsiyum
Hz	Hertz (sıklık)
°C	Santigrat
Ort	Ortalama
SS	Standart sapma
HSD	Çoklu karşılaştırma yöntemi
SPSS	Sosyal bilimler için istatistik programı
μGBD	Mikrogerilim bağlanma dayanımı
PVC	Polivinil klorid
SEM	Scanning electron microscopy
ISO	International Organization for Standardization (Uluslararası Standartlar Teşkilatı)
MEHQ	Mono methyl ether hydroquinone
TPO	2,4,6-trimetilbenzoil difenilfosfin oksit
PPD	1-phenyl-1,2 propanedione
MMA	Methyl methacrylate
MA	Methacrylic acid
GPDM	Glycerol phosphate dimethacrylate
MAC-10	10-methacryloxydecyl di-hydrogen phosphate
Bis-HEMA P	di-2-hydroxyethyl methacryl hydrogenphosphate
HEMA-P	2-hydroxyethyl methacryl hydrogenphosphate
HPMA	2hydroxypropyl methacrylate
HPPMA	2-hydroxy-3-phenoxypropyl

## ÖZET

T.C.  
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

### Güncel *Üniversal* Adeziv Sistemlerin Bağlantı Dayanımlarının Karşılaştırılması

Hakan DİNÇ  
Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı

UZMANLIK TEZİ / KONYA-2017

Bu çalışmada; üniversal adeziv sistemlerin dentine mikrogerilim bağlantı dayanımları ( $\mu$ GBD) üzerine mekanik yüklemenin etkisi değerlendirilmiştir. İnsan molar dişlerinde oklüzal dentin yüzeyi açığa çıkarıldı ve on gruba ayrıldı: Self-etch modda All-Bond Universal, Single Bond Universal, Gluma Bond Universal, Tetric N-Bond Universal, Clearfil Universal Bond olmak üzere beş farklı üniversal adeziv sistem kullanıldı. Adeziv prosedürlerini ve kompozit uygulamalarını takiben, numuneler rastgele iki farklı gruba ayrılarak ya 37 °C'de 24 saat su içerisinde saklandı ya da üzerlerine mekanik yükleme yapıldı. Sonrasında bütün numunelere  $\mu$ GBD testi uygulandı. Elde edilen verilerin istatistiksel analizi tek yönlü varyans analizi ANOVA ve tukey post hoc testleri ile yapıldı.

Hem adeziv tipinin hem de mekanik yüklemenin üniversal adezivlerin dentine,  $\mu$ GBD üzerinde önemli etkilere sahip olduğu gözlemlendi ( $P < 0.05$ ). Dentin bağlantı kuvvetleri Single Bond Universal ve All-Bond Universal' de, diğer adezivlerle karşılaştırıldığında anlamlı derecede yüksek çıktı ( $P < 0.05$ ). Yükleme periyodundan sonra, All-Bond Universal  $\mu$ GBD değerleri kontrol grubuna göre anlamlı derecede düşük ( $P < 0.05$ ) olduğu gözlemlendi.

Mekanik yükleme, All-Bond Universal hariç olmak üzere,  $\mu$ GBD üzerinde zararlı bir etkiye sahip değildi.

**Anahtar kelimeler:** Üniversal adezivler, mikrogerilim, mekanik yükleme

## SUMMARY

REPUBLIC OF TURKEY  
SELÇUK UNIVERSITY  
FACULTY OF DENTISTRY

### Comparison of Bond Strengths of Current *Universal* Adhesive Systems

**Hakan DİNÇ**  
Department of Restorative Dentistry

THESIS / KONYA-2017

This study evaluated the effect of mechanical loading on microtensile bond strengths ( $\mu$ TBS) of universal adhesives to dentin. Human molar teeth had occlusal dentin exposed and were allocated into ten groups: All-Bond Universal, Single Bond Universal, Gluma Bond Universal, Tetric N-Bond Universal, Clearfil Universal Bond using self-etch approaches. Following bonding procedures and build-ups, specimens were either stored in water at 37 °C for 24 h or mechanically loaded (60.000 cycles, 50 N) prior to  $\mu$ TBS test. Data were analyzed by one-way ANOVA and Tukey's posthoc test ( $P=0.05$ ).

Both adhesive type and mechanical loading have significant influences on  $\mu$ TBS ( $P<0.05$ ). The Single Bond Universal and All-Bond Universal of dentin bonds were significantly higher, when compared to other adhesives ( $P<0.05$ ). After loading period, All-Bond Universal  $\mu$ TBS values showed significantly lower than control group ( $P<0.05$ ).

Mechanical loading had no deleterious effect on  $\mu$ TBS with the exception of All-Bond Universal.

**Key words:** Universal adhesives, microtensile, mechanical loading

## ÖNSÖZ

Çalışmam boyunca bilgisini, tecrübesini, ilgisini, emeğini esirgemeyen çok değerli hocam Doç. Dr. Ali Rıza Çetin'e;

Bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı Öğretim Üyeleri'ne

Hayatım boyunca daima desteğini hissettiğim çok kıymetli babam Şaban Dinç'e ve dualarıyla beni bugünlere getiren anam Zeynep Dinç'e, ağabeyleri olmaktan dolayı mutlu olduğum ve gurur duyduğum çok değerli kız kardeşlerim İnanet Tuğçe ve Semiha'ya, desteği ve sevgisi için eşim Özge Dinç'e;

Birlikte geçirdiğimiz süreyi güzelleştiren çok sevgili arkadaşlarım Arş. Grv. Engin Çetin, Arş. Grv. Ali İhsan Erkan, Arş. Grv. Ayşe Canan Tutku Çelik, Arş. Grv. Derya Dinç, Arş. Grv. Nurdan Altınbilek, Arş. Grv. Bahar İnan, Arş. Grv. Mehmet Semih Velioğlu ve diğer arkadaşlarım

Sevgi, Saygı ve Teşekkürlerimi sunarım.



## 1.GİRİŞ

Buonocore'un diş dokularını asitlemesiyle başlayan adeziv diş hekimliğinde kullanılan teknikler ve materyaller inanılmaz bir hızla gelişimini sürdürmektedir. Bu gelişimde, restoratif materyaller için gelenekselleşen mekanik preparasyon tekniklerinin yerini minimal invaziv diş hekimliğinin alması ve çoğunlukla hastaların tercihinin diş rengindeki estetik materyallerden yana olması oldukça etkili olmuştur. Günümüzde kullanılan estetik restoratif materyaller; cam iyonomerler, kompomerler ve kompozitlerdir. Adeziv sistemler; cam iyonomer esaslı, total-etch adezivler ve self-etch adezivler olmak üzere üçe ayrılırlar. Bunların her birinin farklı uygulama alanları ve farklı teknik hassasiyet gerektiren yöntemleri vardır. Günümüzde self-etch adeziv sistemler en çok tercih edilen sistemdir. Çünkü asitleme, primerleme ve adeziv rezin uygulamalarının hepsini birlikte tek basamakta gerçekleştirme imkânı sunmaktadır. Bu sayede daha az teknik hassasiyet gerekmekte ve daha kolay başarılı sonuçlar elde edilebilmektedir. Adeziv diş hekimliğindeki en son gelişmelerden birisi de mine ve dentin dokusunda aynı üniversal adezivi ister self-etch ister total-etch olarak kullanabilmek olmuştur. Bu yeni sisteme üniversal adeziv sistemler denmektedir. Şöyle ki bu üniversal adeziv sistem ihtiyaç doğrultusunda mine dokusunda ve/veya dentin dokusunda ister doğrudan self-etch modunda, isterse de öncesinde asitleme işlemi yapılarak kullanma imkânı sağlamaktadır. Bu yöntem hem uygulama kolaylığı hem de daha az teknik hassasiyet gerektirdiğinden dolayı günümüzde sıklıkla tercih edilmeye başlanmıştır. Adeziv diş hekimliğinin hedeflerinden birisi de adeziv sistemleri en kolay şekilde kullanarak en başarılı sonuçları elde etmektir.

### 1.1. Adeziv Diş Hekimliği

#### 1.1.1 Dental Adezivler

Diş rengindeki restoratif materyallerin diş sert dokularına (mine, dentin, sement) bağlanmasını sağlayan materyallere dental adezivler denir. Dental adezivlerin diş sert dokularına bağlanmasındaki esas, mikro-mekanik adezyondur (Van Meerbeek ve ark 2001). Dental adezivler yüzey düzenleyici (etchant-asit), primer ve bağlayıcı (rezin monomer) ajanlardan oluşurlar. Adezivlerin içerisindeki monomerler düzenlenmiş mine/dentin dokularına nüfuz ederek, polimerize olduktan sonra mine,

dentin ve sement ile restoratif materyal arasında güçlü bir bağlantı oluştururlar. İdeal bir adeziv sistemde şu özelliklerin olması istenir (Brown 1961).

- Biyouyumlu olmalıdır
- Mine ve dentine benzer şekilde bağlanmalıdır
- Raf ömrü uzun olmalıdır
- Kolay kullanımlı olmalı ve az teknik hassasiyet gerektirmelidir
- Dentinde sağladığı ilk bağlanma değerini uzun süre muhafaza edebilmelidir
- Mikrosızıntı ve marjinal renklemeyi önlemelidir

### 1.1.2. Dental Adezivlerin Sınıflandırılması

Adeziv sistemlerin farklı sınıflandırmaları mevcuttur. Bunlardan birincisi dental adeziv sistemlerin tarihsel gelişim sırasına göre sınıflandırılmasıdır. Günümüzde en çok kullanılanı ise, adeziv sistemlerin klinik uygulama adımlarına göre ve adezyonun mekanizmasına göre yapılanıdır (Van Meerbeek ve ark 2006).

Dental adeziv sistemler, tarihsel gelişim sırasına göre aşağıdaki gibi sınıflandırılabilirler (Van Meerbeek ve ark 2006):

- I. Nesil Adezivler
- II. Nesil Adezivler
- III. Nesil Adezivler
- IV. Nesil Adezivler (üç aşamalı total-etch adezivler)
- V. Nesil Adezivler (iki aşamalı total-etch adezivler)
- VI. Nesil Adezivler (iki aşamalı self-etch adezivler)
- VII. Nesil Adezivler (tek aşamalı self-etch adezivler)

Günümüz dental adeziv sistemlerinin adezyon mekanizmasına ve klinik uygulama basamaklarının sayısına göre yapılan sınıflandırma da:

- Total-etch adezivler
- Self-etch adezivler
- Cam iyonomer esaslı adezivler

olmak üzere 3 grup vardır.

### ***Total-etch adezivler (etch &rinse)***

Total-etch sistemler mine ve dentin sert dokusunun asit uygulaması sonrasında yıkanarak, smear tabakasının tamamen ortandan uzaklaştırıldığı sistemlerdir (Perdigao 2007, Cardoso ve ark 2011). Total-etch sistemlerde sitrik asit (%10), maleik asit (%10), nitrik asit (%2,5) kullanılabilirken, günümüzde en çok fosforik asit kullanılmaktadır (%34-37) (Erickson ve ark 2009). Üç aşamalı sistemlerde sırasıyla asit, primer ve adeziv rezin uygulanır. İki aşamalı kolaylaştırılmış total-etch sistemlerde ise primer ve adeziv rezin tek şişede birleştirilmiştir. Asit uygulamasının ardından ikinci aşama olarak hidrofilik ve hidrofobik rezinlerin karışımı, aseton, su, etanol gibi çözücülerin bir veya birkaçını (etanol/su vb) içeren tek şişe kombine bir bağlayıcı ajan uygulanır (Dayangaç 2000, Perdigao ve Swift 2006).

Total-etch sistemlerde mine dokusuna adezyonun temel mekanizması, asitlenmiş mine yüzeyindeki mikropöröz alanlara rezin infiltrasyonu ile rezin tag oluşturulmasıdır. Asitleme işlemi ile minenin 10 µm'lik bir kısmı ortadan kalkar (Van Meerbeek ve ark 2000). Hidroksiapatit kristalleri çözünür ve 5-50 µm derinliğinde mikro-çukurcuklar oluşur (Perdigao 2007). Adeziv rezinin bu mikro-çukurcuklara infiltrat olup doldurması ile mine prizmalarının içinde ve etrafında rezin uzantıları (mikro-makro taglar) oluşur. Bu sayede mine ve adeziv rezin arasında mikro-mekanik bağlantı gerçekleşir (Schmidseder 2000, Perdigao ve Swift 2006, Van Meerbeek ve ark 2006). Mikrotagların çok daha fazla sayıda olduklarından dolayı daha geniş yüzeyler kapladığı için bağlantıda makrotaglardan daha etkili olduğu düşünülmektedir (Dayangaç 2000, Van Meerbeek ve ark 2006). Total-etch sistemlerin mineye adezyonu, minenin inorganik yapısı ve asitleme işleminden ötürü dentine kıyasla daha kolaydır ve daha az teknik hassasiyet gerektirmektedir. Asitleme işleminin mine dokusundaki etkisi kullanılan asidin cinsi, formu, uygulama zamanı gibi faktörlere göre değişkenlik gösterir (Dayangaç 2000).

Total-etch sistemlerde dentin yüzeyinin asitlenmesinin ardından yüzeyde 3-5 µm derinliğinde demineralize sahalar oluşur. Dentine bağlanmayı zorlaştıran; dentin talaşları, kan, tükürük, bakteri, denatüre kollajen gibi artıklardan oluşan 0,5-2,5 µm kalınlığındaki "smear tabakası" asitleme işleminden sonra tamamen ortadan kalkar. Dentin tübüllerinin ağzı genişler ve huni biçimini alır. Kollajen fibriller açığa çıkar. Demineralizasyon ve kollajen fibriller nedeniyle azalan yüzey enerjisinin artırılması ve dentinin ıslanabilirliğinin artırılması amacıyla aseton, etanol veya suda çözülmüş

HEMA (2-hydroxyethyl methacrylate), BPDM (biphenyl dimethacrylate), PENTA (dipentaerythriol pentaacrylate monophosphate) gibi monomerleri içeren primer uygulanır. Primer hidrofilik ve hidrofobik gruplardan oluşur. Primerin hidrofilik grubu, yüzeydeki nem ile yer değiştirerek hidrofobik rezinlerin kollajen fibrillere nüfuz etmesini kolaylaştırır (Eick ve ark 1997). Hidrofobik grup ise adeziv rezinle bağlantı sağlar. Bis-GMA (bisphenol A glycidyl methacrylate), TEGDMA (triethylene glycol dimethacrylate) gibi hidrofobik monomerleri içeren adeziv rezin, dentin tübüllerinin içerisine ve hidroksiapatitten arındırılmış kollajen fibrillerin arasına penetre olarak rezin uzantıları oluşturur, mikromekanik kilitlenme sağlanır. Bu sayede kollajen, polimer ve kopolimerden oluşan aside dirençli "hibrit tabaka" oluşur (Dayangaç 2000, Van Meerbeek ve ark 2006). Adeziv rezinlerin kollajen fibrillere bağlanması tam bir kimyasal bağlanma değildir. Çünkü monomerin fonksiyonel gruplarının kollajene afinitesi çok azdır (Van Meerbeek ve ark 2006).

Total-etch adeziv sistemlerde asitleme işlemi sonrasında minenin tamamen kuru olması istenir ancak dentin tamamen kurutulduğunda kollajen fibrillerin büzüşmesinden dolayı adeziv rezin oluşturulan boşluklara nüfuz edemez. Bu yüzden dentinin tamamen kurutulması istenmez bir miktar nemli bırakılması istenir. Bu hassas dengeyi ayarlamak zordur. Bu yüzden total-etch sistemlerin bağlantısı için iki yol vardır. Birincisinde, kurutulan dentin dokusundaki kollajen fibrillerin tekrar eski haline gelmesi için su bazlı primer kullanılmasıdır (dry bonding) (Van Meerbeek ve ark 1998). İkinci yöntem ise dentin yüzeyinin hafif nemli bırakılarak aseton veya etanol gibi uçucu monomerleri içeren primerlerin kullanılmasıdır. Bu sayede dentin dokusundaki nem ve primer yer değiştirir, HEMA gibi hidrofilik monomerlerin kollajenlerin arasına girmesi sağlanır. Bu yöntem de nemli bağlantı (wet bonding) olarak adlandırılır (Kanca 1992). Fakat nemli bağlantı yöntemi çok fazla teknik hassasiyet gerektirdiği için bazı dezavantajları vardır. Dentin yüzeyi fazla nemli bırakılırsa primerin sulanmasına, adeziv rezin içerisindeki hidrofobik ve hidrofilik fazların ayrılmasına sebep olabilir (Perdigao ve Swift 2006). Ayrıca primer içerisindeki asetonun bekleme esnasında uçması da primer içeriğini değiştirir. Minedeki asitleme sonrası buzlu cam görüntüsünü kontrol etme imkânı yoktur (Van Meerbeek ve ark 2001). Total-etch adezivlerin kullanılması ile dentinin aşırı nemliliği, aşırı kurutulması, aşırı asitlenmesi ve zayıf monomer-kollajen etkileşimi gibi risk faktörleri ortaya çıkabilmektedir (Van Meerbeek ve ark 2001).

Üç aşamalı ve iki aşamalı total-etch adeziv sistemlerin birbirlerine karşı avantaj ve dezavantajları vardır. Üç aşamalı olan total-etch adeziv sistemlerin kullanımı daha az teknik hassasiyet gerektirmektedir fakat daha fazla zaman almaktadır. İki aşamalı total-etch adeziv sistemlerin klinik uygulama zamanı nispeten daha kısadır ancak, yüksek çözücü/monomer oranına sahip olduklarından dolayı daha yüksek klinik hassasiyet gerekmektedir. Yeteri kadar uygulanmazsa rezin tabaka gerekenden daha ince olabilir. Bundan ötürü iki aşamalı total-etch adeziv sistemlerin genellikle birkaç kat uygulanması tavsiye edilmektedir (Van Meerbeek ve ark 2001).

### ***Self-etch adezivler***

Self-etch adeziv sistemlerde asitleme ve primerleme eş zamanlı yürütülür. Primer içerisine asidik monomerler ilave edilmiştir. Bu sayede asitleme ve yıkama, basamağı elimine edilmiş olur. Total-etch adezivlerle kıyaslandığında daha az teknik hassasiyet gerektirir ve uygulama zamanı daha kısadır (Van Meerbeek ve ark 2001). Self-etch adeziv formülasyonu içerisinde doldurucu, polimerizasyon başlatıcı, inhibitör gibi gelenekselleşen bileşenlerin yanında çeşitli monomerler de mevcuttur. Monomerler fonksiyonlarına göre self-etching adeziv (asidik) monomerler, monofonksiyonel ko-monomerler ve çapraz bağlayıcı monomerler olmak üzere üçe ayrılabilir (Moszner ve ark 2005). Self-etching adeziv monomerler fosforik asit (10-MDP [10-Methacryloxydecyl dihydrogen phosphate]), karboksilik asit (4-MET [4-Methacryloxyethyl trimellitic asit]), PENTA veya di-HEMA P ([di-2-hydroxyethyl methacryl hydrogenphosphate]) gibi grupları içerirler (Van Meerbeek ve ark 2003, Yoshida ve ark 2004, Strydom 2004). Self-etching adeziv monomerler diş sert dokuları ile adeziv rezin arasındaki bağlantıdan sorumludur (Moszner ve ark 2005). Self-etch adeziv sistemler mine ve dentinde eş zamanlı olmak üzere demineralizasyon ve primer infiltrasyonu sağlarlar (Hashimoto ve ark 2011). Ayrıca self-etching adeziv monomerlerin, hidroksiapatit yapısındaki kalsiyuma kimyasal bağlanma özelliği vardır (Yoshida ve ark 2004). Monofonksiyonel monomerlerin en yaygın olanı HEMA'dır. HEMA (2-hydroxypropyl methacrylate) ve HPPMA (2-hydroxy-3-phenoxypropyl) da sık kullanılan diğer monofonksiyonel ko-monomerlerdendir. HEMA hidrofilik ve hidrofobik monomerlerin bir arada kalmasını sağlayarak adezivlerin tek şişede muhafaza edilmesine imkân verir. Monofonksiyonel ko-monomerler adezivlerin ıslatma özelliğini, karıştırılabilirliğini, hidrolitik/enzimatik

bozulma direncini, su emilimini, akışkanlığını, polimerize edilmiş adezivin mekanik dayanıklılığını etkiler. Çapraz bağlayıcı monomerler polimer ağ oluştururlar ve polimerizasyonu artırır. En sık kullanılan çapraz bağlayıcı monomerler TEGDMA, Bis-GMA, UDMA (urethane dimethacrylate) ve GDMA(1,3-glycerol dimethacrylate)'dır (Moszner ve ark 2005).

Self-etch adeziv sistemler uygulanırken, içeriğindeki asidik primer dentin tabakasına uygulandığında smear tabakasını çözer. Bu yöntemle smear tabakası total-etch adeziv sistemlerdeki gibi ortamdan uzaklaştırılmadan hibrit tabakaya dâhil edilmiş olur. Devamında adeziv rezinle hibridizasyon sağlanmış olur. Self-etch adeziv sistemlerde demineralizasyon ve monomer infiltrasyonu eş zamanlı olduğu için daha sığ demineralizasyon derinliği oluşsa da oluşan hibrit tabaka desteksiz kollajen miktarı daha az olduğu için oldukça homojendir (De Munck ve ark 2005, Krithikadatta 2010). Demineralizasyon derinliği ile infiltrasyon derinliği arasında fark olmaz. Ayrıca kuru dentin yüzeyine uygulandığı için uygulama sırasında total-etch adeziv sistemlerdeki gibi nem ayarına gerek kalmaz (Tay ve Pashley 2003a, Strydom 2004).

Self-etch adeziv sistemler uygulama basamak sayılarına göre iki aşamalı ve tek aşamalı olarak sınıflandırılırlar. İki aşamalı self-etch adeziv sistemlerde önce asidik primer uygulanır bir süre beklendikten sonra adeziv rezin uygulanır. Tek aşamalı self-etch adeziv sistemlerde ise asit, primer ve rezin tek şişede toplandığı için tek seferde uygulanır. Bu sayede hem zamandan tasarruf sağlanır hem de klinik uygulama hassasiyeti azaldığı için daha kolay kullanımlıdır. Bunun yanısıra tek aşamalı self-etch sistemlerin dezavantajları da mevcuttur. Uygulandığında oluşan ince adeziv tabaka termal uyarılara ve neme karşı daha hassastır (Uno ve ark 2004). Bağlantı kuvveti iki aşamalı self-etch sistemlere kıyasla daha zayıf ve bozulmaya daha yatkındır. Geç dönemde salınan matriks metalloproteinazların da tek aşamalı self-etch adeziv sistemlerin bağlantısının bozulmasına katkı sağlayacağı düşünülmektedir (Nishitani ve ark 2006). Buna ek olarak tek aşamalı self-etch adeziv sistemlerin formülasyonunda içeriğindeki asitlerin iyonizasyonu için yüksek oranda su vardır. İki aşamalı self-etch adeziv sistemlere göre daha hidrofilik ve asidik olan tek aşamalı self-etch adeziv sistemler, polimerizasyondan sonra bile yarı geçirgen bir membran gibi davranarak hidrolitik bozulmaya sebep olan su geçişine izin verebilir. Bu su geçişinden ötürü monomer ve çözücü fazları arasında ayrılma olup, adeziv-kompozit ara yüzeyinde su ağacı (water tree) görünümlü su damlacıkları nanosızıntı sonucu oluşur (Tay ve

Pashley 2003). Kuvvetli hava uygulaması sonucu adezivin kurutulmasıyla bu su damlacıklarının önlenilebileceği ve bağlanma etkinliğinin artırılabilirliği düşünülmektedir (Van Landuyt ve ark 2007). Tek aşamalı self-etch adeziv sistemlerin faz ayrılması problemini ortadan kaldırmak için su içermeyen (watre free) tek aşamalı self-etch adeziv sistemler üzerine çalışmalar mevcuttur (Van Landuyt ve ark 2008). Su içermeyen self-etch adeziv sistemlerin bağlantı kalitesini koruyabilmesi için nemli bağlantı yöntemini kullanmak gerekmektedir (Van Landuyt ve ark 2008).

Self-etch adeziv sistemler pH derecelerine göre kuvvetli, orta, zayıf asidik olmak üzere üç gruba ayrılmaktadırlar (Tay ve Pashley 2001, Krithikadatta 2010, Silva e Souza ve ark 2010).

Kuvvetli self-etch adeziv sistemlerin pH'ı 1'e yakındır. Düşük pH'tan kaynaklanan demineralizasyon miktarı diğer self-etch adeziv sistemlerden daha fazladır (Cardoso ve ark 2011, Perdigao 2007). Bağlantı mekanizması ve bağlantı ara yüzeydeki morfolojik görünüm total-etch adeziv sistemlerinkine benzemektedir (Pashley ve Tay 2001, Cardoso ve ark 2011). Bağlantının esasını mikromekanik kilitleme yöntemi oluşturur (Van Meerbeek ve ark 2010). Dentindeki hidroksiapatit kristalleri tamamen çözünür ve kollajen fibriller açığa çıkar, bunun sonucu oluşan hibrit tabakası 3-4 µm kalınlığa kadar çıkabilir (Peumans ve ark 2005).

Orta kuvvetli self-etch adeziv sistemlerin pH değeri 1,5 civarındadır. Dentinde üst bölümü tamamen demineralize, alt bölümü ise kısmen demineralize olan iki katlı bir hibrit tabaka meydana gelir. Demineralizasyon derinliği dentinde 1-2 µm arasındadır ve mikromekanik bağlanma zayıf asidik self-etch adeziv sistemlere göre daha iyidir (Van meerbeek ve ark 2011). Alt bölümde kalan hidroksiapatit kristalleri aracılığıyla da hibrit tabakada dentine kimyasal bağlanabilme özelliğine sahiptir (Van Meerbeek ve ark 2006).

Zayıf self-etch adeziv sistemlerin pH'ı 2 civarındadır ve buna bağlı olarak dentindeki demineralizasyon derinliği 1 µm'yi geçmez. Minede ise mikromekanik için gerekli olan demineralizasyon miktarını yeteri kadar sağlayamamaktadır (Tay ve Pashley 2001). Bu sistemlerin kullanılması sonucu oluşan hibrit tabakada hidroksiapatit kristalleri de mevcuttur. Hibrit tabakanın kalınlığı kuvvetli self-etch adeziv sistemlerin oluşturduğu hibrit tabakadan daha incedir (Cardoso ve ark 2011). Self-etch adeziv sistemler içersindeki karboksilik asit bazlı monomerler, çözünmeyen

hidroksiapatit kristalleri ile etkileşerek minede mikromekanik adezyonun yanısıra kimyasal adezyon da sağlarlar (Yoshida ve ark 2004). Mikromekanik adezyonun bağlantı ara yüzeyindeki streslere karşı, kimyasal adezyonun da hidrolitik bozulmalara karşı direnç gösterdiği düşünülmektedir (Yoshida ve ark 2004)

### ***Cam iyonomer esaslı adezivler***

Cam iyonomerler diş sert dokularına gerçek anlamda kimyasal olarak bağlanabilen tek materyal olarak bilinmektedirler. Silikat cam tozundaki dayanıklılık, sertlik, florür salma özellikleri ve poliakrilik asitin adeziv özelliklerinin birleştirilmesi sonucu oluşturulmuştur. Cam iyonomer esaslı adeziv sistemlerin sertleşmesi; çözünme, jelasyon ve sertleşme aşamalarından oluşan asit-baz reaksiyonu ile gerçekleşir. Cam iyonomer esaslı adezivleri uygulamadan hemen önce polialkenoik asit uygulaması yapılarak yüzeyde 0,5-1 µm derinliğinde demineralizasyon sağlanır ve kollajen açığa çıkar (Yoshida ve ark 2000). Kollajen fibril ağına cam iyonomer adezivin penetrasyonu mikromekanik tutuculuk sağlar. Polialkenoik asitin karboksil grupları ve hidroksiapatitin kalsiyum iyonları arasındaki şelasyonla da kimyasal adezyon sağlanır. Cam iyonomer esaslı adeziv sistemler, self-etch adeziv sistemlerden farklı olarak yapısındaki polikarboksil bazlı polimerin yüksek molekül ağırlığı (8000-15000 dalton) sayesinde kendi kendine kimyasal bağ yapabilmektedirler (De Munk ve ark 2005).

### **1.1.3. Adezivlerin Kimyasal İçeriği**

Adeziv sistemler geleneksel olarak rezin monomerler, organik çözücüler, polimerizasyon başlatıcılar, hızlandırıcılar, inhibitörler ve bazen de inorganik doldurucu parçacıklar içerirler.



## **Rezin Monomerler**

### ***Self-etch adeziv (asidik) monomerler***

#### ***4MET***

4-MET (4-methacryloyloxyethyl trimellitic acid) ilk kez 1978 yılında diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmıştır. Başlangıçta adezyonu artırmak amaçlı, devamında ise demineralizasyon amacıyla kullanılmıştır (Nakabayashi ve Hiranuma 2000, Chang ve ark 2002). 4-MET içerisine akrilik monomerler ilave edilince dental alaşımlara kimyasal bağlanabilen hidrofilik ve hidrofobik bir özellik kazanır. 4-MET aynı zamanda 4- methacryloyloxyethyl trimellitit anhidrit (4-META) olarak da rahatlıkla bulunabilir. 4-META tozuna su ilave edilerek 4-MET oluşturulabilir. Yapısındaki karboksilik gruba bağlanmış olan asidik aromatik grup sayesinde demineralizasyonu sağlar ve ıslatmayı da artırır (Unemori ve ark 2003). 4-MET en zor suda, en iyi ise asetonunda çözünür (Van Landuyt ve ark 2007). 4-MET, hidroksiapatitteki kalsiyum ile iyonik bağ yapabilmektedir (Yoshida ve ark 2004).

#### ***10-MDP***

10-MDP (10-methacryloyloxydecyl dihydrogenphosphate) orijinal olarak Kuraray (Kuraray Medical Inc; Osaka Japonya) firması tarafından üretilen bir monomerdir. Yapısındaki dihidrojen fosfat grubundan ötürü asidik monomer olarak kullanılır (Hayakawa ve ark 1998). Hidrofobik (su sevmeme) özelliği çok fazladır. Etanol ve aseton bu monomer için en uygun çözücülerdir (Van Landuyt ve ark 2007). Kalsiyum ile güçlü iyonik bağlar yapabilmektedir (Yoshida ve ark 2004). Bundan ötürü 10-MDP mine ve dentin dokusundaki hidroksiapatitlerle en fazla kimyasal bağlantı yapabilen monomerdir (Yoshida ve ark 2004).

#### ***Bis-HEMA P ve HEMA-P***

Bis-HEMA P (di-2-hydroxyethyl methacryl hydrogenphosphate) ve HEMA-P (2-hydroxyethyl methacryl hydrogenphosphate) monomerleri hidrolize yatkındır (Salz ve ark 2005b). HEMA-P sulu çözeltisi hazırlandığında HEMA ve fosforik aside dönüşür. Bu monomerleri içeren Prompt-L-Pop (3M ESPE) gibi adeziv sistemler oldukça asidik sistemlerdir. Düşük pH sonucu mine ve dentinde derin

demineralizasyon alanları gözlemlenmiştir (Tay ve Pashley 2001). Monomerin hirolitik yıkımla HEMA ve suya dönüşmesi farklı demineralizasyon sahaları ve penetrasyon derinlikleri meydana getirebilir (Van Landuyt ve ark 2007). Demineralize edilmiş dentine rezinin yetersiz infiltre olması total-etch ve kuvvetli self-etch adeziv sistemlerin risk faktörlerindedir. Bu durum adezyon ömrünü olumsuz etkileyebilir (Spencer ve ark 2000, Hashimoto ve ark 2000).

### ***Phenyl-P***

Fenil-fosfat (Phenyl dihydrogen phosphate), self-etch primerlerde kullanılan ilk asidik monomerlerdendir (Tani ve ark 1993, Chigira ve ark 1994, Watabane ve ark 1994). Mine ve dentindeki hidroksiapatitlerle kimyasal bağlantısı minimaldir. Bu monomerin, rezinin demineralize dentine infiltrasyonunu artırdığı gösterilmiştir (Wang ve Nakabayashi 1991, Miyasaka ve Nakabayashi 1999).

### ***MAC 10***

Bu monomerle ilgili literatürde fazla bilgi yoktur. MAC-10 (10-methacryloxydecyl di-hydrogen phosphate) yapısında 10-MDP'ye benzer şekilde, 10 karbon atomu içeren bir ara bağlayıcı grup bulundurur. Bu ara bağlayıcı grubun suya afinitesi yoktur. Ayrıca hidrolitik açıdan da stabildir. Dolayısıyla monomer daha hidrofobik yapıdadır ki bu da suda çözünürlüğünü kısıtlar (Van Landuyt ve ark 2007).

### ***GPDM***

GPDM (Glycerol Phosphate Dimethacrylate), diş dokularının asitlenmesi ve adezyonu sağlamak için asidik fosfat gruplarına sahip bir monomerdir. Buna ilaveten diğer metakrilat monomerleriyle çapraz bağlı polimer zinciri yapabilmesi için iki fonksiyonel metakrilat grubu bulunur. Bu sayede çapraz bağların miktarı artmış olur ve polimerize olmuş adezivin mekanik özellikleri gelişir ([www.kerrdental.com](http://www.kerrdental.com)).

## **MA**

MA (Methacrylic acid) kuvvetli asidik yapıda olduğundan ötürü aşındırıcı ve iritatan özelliklere sahiptir. Bundan dolayı eldivenden kolayca geçerek deride alerjik reaksiyonlara sebep olabilir (Van Landuyt ve ark 2007). Rezin içerisindeki diğer monomerlerin ester gruplarının hidrolizinden ötürü, mevcut adezivlerin çoğunda farklı oranlarda bulunur. Metakrilat monomerlerinin hidrolizi self-etch adezivlerde genellikle sorun oluşturur (Hayakawa ve ark 1998).

## **4-AETA**

4-AETA (4-akriloyiloksietil trimellitat anhidrit) monomerinin molekül yapısı 4-META ile çok benzerdir. Sadece metakrilat grubu yerine akrilat grubu içerir. Molekül yapısında bulunan bu akrilat grubu, dentine rezin infiltrasyonunu kolaylaştırmasının yanısıra polimerizasyonu için de kolaylık sağlar (İkemura ve Endo 1997). Mevcut literatürde bağlanma değerleri açısından 4-AETA ile 4-META arasında farklı sonuçlar olan çalışmalara rastlanmamıştır (Van Landuyt ve ark 2007).

## **Monofonksiyonel ko-monomerler**

### **HEMA**

HEMA (2-hydroxyethyl methacrylate) monomeri medikal alanda geniş kullanım alanına sahip bir monomerdır (Nakabayashi ve Saimi 1996). Polimerize olmamış HEMA monomerinin alerjik reaksiyonlara sebep olduğu bilinirken bunun yanında biyouyumlu bir monomer olduğu da bilinmektedir (Geurtsen 2000, Goossens 2004, Paranjpe ve ark 2005). HEMA monomeri su, etanol ve aseton içerisinde çözünebilmektedir. Hidrofilik yapısı sayesinde dentinin ıslanabilirliğini ve bağlanma dayanım değerlerini artırır (Hasegawa ve ark 1989, Nakaoki ve ark 2000). Fakat HEMA ister polimerize olsun ister olmasın, her türlü su absorbe eden bir monomerdır. HEMA, polimerizasyon sonrası polimer zinciri içerisinde hapsolmuş olsa bile hâlâ hidrofilik özellikler göstermeye devam eder. Bunun sonucunda şişme ve renklenmeyle sonuçlanan su emilimine sebep olabilir (Burrow ve ark 1999). Ayrıca yüksek konsantrasyondaki HEMA monomeri mekanik özellikleri de olumsuz yönde etkileyebilir (Tay ve Pashley 2001).

## ***Çapraz bağlayıcı monomerler***

### ***Dimetakrilatlar***

UDMA, Bis-GMA ve TEGDMA adeziv sistemlerde en sık kullanılan çapraz bağlayıcı dimetakrilatlardandır (Van Landuyt ve ark 2007). Bu monomerler çok sayıda çapraz bağlar oluşturarak adezive mekanik dayanıklılık sağlarlar (Sideridou ve ark 2002). Yapılarında mevcut olan hidroksil iyonları ve polar eter bağları sebebiyle bir miktar su emilimi olsa da, mono-metakrilatlara göre daha hidrofobik karakterleri vardır ve bundan ötürü suda çözünürlükleri sınırlıdır (Peutzfeldt 1997, Sideridou ve ark 2003). TEGDMA, UDMA ve Bis-GMA adeziv rezin sistemlerin içerisinde bir karışım olarak bulunurlar. Bu monomerlerin adeziv sistemlerin içerisinde buldukları miktarlar polimerize edilmemiş adezivlerin viskozitesini, polimerize edilmiş adezivlerin ise mekanik özelliklerini etkilemektedir (Silikas ve Watts 1999, Asmussen ve Peutzfeldt 1998, Asmussen ve Peutzfeldt 2001).

Bis-GMA yüksek molekül ağırlığı sayesinde düşük polimerizasyon büzülmesi ve hızlı sertleşme gösterir (Peutzfeldt 1997). Ara bağlayıcıda bulunan aromatik gruplar bu monomeri rijit yapar. TEGDMA elastikiyeti yüksek bir monomerdir. Birlikte kullanıldığında Bis-GMA'nın rijititesini tolere eder, rezinin polimerleşme oranını artırır (Asmussen ve Peutzfeldt 2001). UDMA ise adezivlerde tek başına veya diğer dimetakrilatlarla birlikte bulunabilir. Viskozitesi Bis-GMA'dan daha düşüktür ve yapısındaki eter bağlarından ötürü Bis-GMA'dan daha elastik bir yapıya sahiptir (Asmussen ve Peutzfeldt 2001).

### ***MMA***

MA (methyl methacrylate) gibi eski bir monomerdir. Molekül yapısı küçük olduğundan dolayı alerjik reaksiyon gösterme riski yüksektir (Andreasson ve ark 2003). Bu yüzden kozmetik alanda kullanımı yasaklanmıştır. MMA'nın görevi ise diğer adezivlerin çözünmesine yardımcı olmaktır.

### ***(Met)akrilamitler***

(Met)akrilamitler geleneksel metakrilatlar ve akrilatlardaki ester grubu yerine amid grubu içerirler (Oğian 2004). Amid grupları kollajendeki aminoasitlere benzerlik gösterirler (Torii ve ark 2003). Amid grubu sayesinde monomerin amid grubuyla kollajenin karboksil grubu arasında hidrojen bağları oluşur (Nishiyama ve ark 1998, Nishiyama ve ark 2000). Akrlamitler geleneksel (met)akrilatlara göre hidrolitik yıkıma karşı daha dayanıklıdırlar (Moszner ve ark 2005, Salz ve ark 2005b). AdheSE (Ivoclar-Vivadent) adeziv içerisinde bis-akrilamit adezivin raf ömrünü uzatmak amacıyla vardır.

### **Polimerizasyon başlatıcılar**

Dental rezinlerin polimerizasyonları, serbest radikal polimerizasyon reaksiyonu yoluyla olur (Munmaya ve Yagci 1998). Bu reaksiyonu başlatmak için çok az miktarda başlatıcı gereklidir (Oğian 2004). Adeziv sistemlerde polimerizasyon başlatıcı olarak kimyasal başlatıcı veya fotobaşlatıcı kullanılabilir. Polimerizasyon başlatmak için kullanılacak yöntem adeziv sistemin kullanım amacına göre belirlenir. Genellikle adeziv sistemler ve kompozitlerde fotobaşlatıcılar kullanılırken, rezin esaslı simanlarda ise kimyasal başlatıcılar kullanılır. Hem fotobaşlatıcı hem de kimyasal başlatıcı içeren adeziv sistemlere ise dual cure adeziv sistemler denir.

En çok kullanılan fotobaşlatıcılar kamforakinondur. Kamforakinon, yardımcı başlatıcı ile birlikte kullanılan meşhur bir fotobaşlatıcıdır (Taira ve ark 1988). Kamforakinon 468 nm pik ışık absorbansı ile 360-510 nm aralığındaki geniş dalga boyu spektrumundaki ışıkları soğurabilir. Suda çözüdüğünde pik absorbansı 457 nm olurken, TEGDMA içerisinde çözüdüğünde ise pik absorbansı 474 nm olmaktadır (Moss ve ark 2002). Sarı-kahve tonlarındaki rengi adezivin rengine etki ederek dezavantaj oluşturabilmektedir (Janda ve ark 2004). Kamforakinon fotobaşlatıcıya yardımcı olarak alifatik ve aromatik amin bileşikleri kullanılabilir. Fakat aminlerin konsantrasyonları yüksek olursa zaman içerisinde renklenmeye yol açabilirler (Dar ve Jacobsen 1995, Janda ve ark 2004). Kamforakinonun bir başka dezavantajı ise sitotoksik olmasıdır (Atsumi ve ark 2004).

PPD (1-phenyl-1,2 propanedione), adeziv sistemlerde kullanılmaya başlanan başka bir fotobaşlatıcıdır (Sun ve ark 1999).Kamforakinona kıyasla daha yüksek enerji

spektrumunda emilim yapar fakat soğurma aralığı görünür ışığa kadar uzanır (Van Landuyt ve ark 2007). PPD 400 nm civarındaki pik absorbanı ile 300-480 nm dalga boyu aralığındaki ışığı soğurabilir (Sun ve Chae 2000). Kamforkinona göre daha hafif sarı renktedir. Bazı çalışmalarda PPD'nin kamforkinona göre daha yüksek mekanik dayanıklılık sağladığı ve daha iyi polimerizasyon etkinliğine sahip olduğu gösterilmiştir (Park ve ark 1999).

Adeziv sistemlerde kullanılan bir başka fotobaşlatıcı da asilfosfin oksitlerdir. Adeziv sistemler içerisinde 2,4,6-trimetilbenzoil difenilfosfin oksit (TPO), monoasilfosfin oksit veya bis 2,4,6-trimetilbenzoil fenilfosfin oksit (Irgacure 819) şeklinde bulunabilirler (Van Landuyt ve ark 2007). Asilfosfin oksitler 230-430 nm dalga boyu aralığındaki ışığı soğurabilirler. Pik absorbanı ise 381 nm civarındadır (Neumann ve ark 2005). Kamforkinona göre daha hidrofobik olan asilfosfin oksit başlatıcılar, su içeren tek aşamalı self-etch gibi adezivlerle birlikte kullanılmazlar (Van Landuyt ve ark 2007). Klinikte rutin olarak kullanılan LED ışık cihazları TPO fotobaşlatıcı içeren adeziv sistemleri polimerize edemediğinden dolayı TPO kullanımı zamanla azalmıştır (Van Landuyt ve ark 2007).

Kimyasal başlatıcılar simanların yapısında veya tek başına ışıkla polimerize olamayan adeziv sistemlerin polimerizasyonunda kullanılır. Tersiyer amin ve benzoilperoksit kimyasal başlatıcı olarak en yaygın kullanılanlardır (Hazlewood ve Davies 1996, Salz ve ark 2005a). Benzoilperoksit suda çok sınırlı çözünürlüğe sahiptir. Işık varlığında fotolize uğradığı için karanlıkta saklamak gerekmektedir (Van Landuyt ve ark 2007).

## **İnhibitörler**

Yüksek sıcaklık, ışık vb. farklı saklama koşullarından dolayı bazı başlatıcı moleküller kendi kendine tepkimeye girerek radikal oluşturabilirler. İnhibitörler bunu önlemek amacıyla kullanılırlar ve adezivin raf ömrünü de uzatırlar. Adeziv sistemlerde inhibitör olarak sıklıkla MEHQ (mono methyl ether hydroquinone) kullanılır. MEHQ hidrofilik rezinlerde tercih edilirken, BHT genellikle kompozit ve daha hidfobik adezivlerde tercih edilir (Van Landuyt ve ark 2007).

## **Çözücüler**

Adezivlerin içine çözücü ilave edilmesi, adezivlerin dentine bağlanabilmesini sağlar. Çözücü ilave edilmesiyle adezivlerin ıslatma özelliği de gelişir (Oğian 2004). Çözücüler bir ya da birden çok maddeyi çözebilmektedirler (Morrison ve Boyd 1973). Total-etch sistemlerdeki çözücülerin temel görevi demineralize olmuş dentindeki kollajen ağına monomer penetrasyonunu sağlamaktır (Nakajima ve ark 2002). Self-etch sistemlerdeki çözücülerin temel görevi ise asidik monomerlerin iyonizasyonunu sağlamaktır (Tay ve ark 2002a, Hiraishi ve ark 2005). Hava uygulanarak kurutulan dentin yüzeyindeki çökmüş kollajen ağlar çözücülerle tekrar genişletilebilir (Jacobsen ve Soderholm 1995, Frankenberger ve ark 2000).

Çözücülerin molekülleri çözebilme kapasiteleri polariteleri ile ilgilidir. Polarite kapasiteleri ise yapılarında bulunan dipol momentleri ve dielektrik sabitleri ile ilgilidir (Morrison ve Boyd 1973). Çözücüler polaritelerine göre polar protik, dipolar aprotik ve apolar olmak üzere 3'e ayrılırlar. Su ve etanol polar protik çözücü iken, aseton ise polar aprotik bir çözücüdür. Çözücülerin buhar basıncı, kaynama noktası ve hidrojen bağlama kapasitesi özelliklerine etki etmektedir. Düşük buhar basıncı ve yüksek kaynama noktasına sahip çözücülerin diş yüzeyinden uzaklaştırılması daha zor olmaktadır (Van Landuyt ve ark 2007). Yüksek buhar basıncı özelliği de diş yüzeyine uygulanan adezivdeki çözücünün buharlaşmasını sağlar (Abate ve ark 2000, Ikeda ve ark 2005). Hidrojen bağlama kapasitesi ise dehidratasyon sonrasında çökmüş kollajen ağının genişmesinde önemlidir (Pashley ve ark 2001).

## ***Su***

Su, yüksek polaritesi ve dielektrik sabiti olan bir çözücüdür. Yaptığı hidrojen bağları sayesinde iyon kafeslerini rahatlıkla çözebilen, yüksek derecede polar bir çözücüdür. Ancak monomerler gibi organik bileşiklere karşı zayıf çözücüdür. Bu durum etanol veya aseton ilavesiyle aşılabılır. Self-etch adeziv sistemlerde diş sert dokularının asitlenmesi amacıyla kullanılan asidik monomerlerin iyonizasyonunun gerçekleştirilmesi amacıyla su ilavesi gerekmektedir. Total-etch adeziv sistemlerde su, büzülen kollajen ağın yeniden genişmesini sağlayabilir (Carvalho ve ark 1996, Carvalho ve ark 2003). Adeziv uyguladıktan sonra yüksek kaynama noktası ve düşük buhar basıncı sebebiyle suyun ortamdaki uzaklaştırılması zordur. Adeziv rezindeki

fazla su, su blisterlerinin hibrit tabaka içerisinde tutulması nedeniyle bağlanma dayanıklılığını düşürür (Tay ve ark 1998).

### ***Etanol***

Etanol, hidrojen bağları yapabilen, su gibi polar bir çözücüdür. Yüksek buhar basıncından dolayı suya kıyasla daha kolay buharlaşır. Etanol su ile karıştırılınca azeotropik bir karışım özelliği gösterir (Morrison ve Boyd 1973, Moszner ve ark 2005). Yani etanol ve su karışımı tek başına olan suya göre daha kolay buharlaşır (Maciel ve ark 1996). Bu özellik etanolün hava ile kurutma sonrasında fibriller arası boşluğu nasıl koruduğunu da açıklayabilir (Carvalho ve ark 2003). Karboksilik asit türevi monomerlerin çözülmesi için etanol uygun değildir. Çünkü etanol ve karboksilik asit esterleşerek asidik fonksiyonel monomerin inaktivasyonuna neden olabilir (Van Landuyt ve ark 2007).

### ***Aseton***

Aseton düşük dielektrik sabitine ve yüksek dipol momentine sahiptir. Hidrofilik ve hidrofobik monomerleri bir arada bulunduran adeziv sistemler için iyi bir çözücüdür. Etanole göre 4 kat fazla buhar basıncına sahip olduğundan dolayı çok fazla uçucudur. Bu özellik, raf ömrü ile ilgili konuda zora sokabilir. Aseton tek başına veya self-etch adeziv sistemlerde suya yardımcı çözücü olarak kullanılabilir. Yüksek buhar basıncı sayesinde suyu oldukça etkili bir şekilde ortamdan uzaklaştırır (Abate ve ark 2000). Fakat hidrojen bağlama kapasitesi düşük olduğundan dolayı çökmüş olan kollajen ağının genleşmesinde etkisi azdır (Pashley ve ark 2002). Bu yüzden aseton içeren total-etch adeziv sistemlerde dentin yüzeyindeki nem oldukça önemlidir (Van Landuyt ve ark 2007).

### **Doldurucular**

Diş ve kompozit ara yüzeydeki adeziv tabaka düşük elastik modülü ve düşük gerilme dayanıklılığından ötürü riskli bir alandır (Bae ve ark 2005). Bu yüzden adeziv tabakayı güçlendirmek için rezin içerisine doldurucu partiküller eklenmektedir (Miyazaki ve ark 1995, Sano ve ark 1995, Kim ve ark 2005). Doldurucu ilavesiyle



viskozite problemi de çözülebilir. Doldurucu ilavesi adeziv tabakanın fazla incelmesini önler (Frankerberger ve ark 2002). Adeziv tabakanın fazla ince olması oksijen inhibisyonu sebebiyle polimerizasyonun tam olarak gerçekleşmemesine sebep olabilir (Van Landuyt ve ark 2007). Üstelik ince bir adeziv tabakanın büzülme streslerine direnci de iyi değildir (Van Meerbeek ve ark 1993). Adeziv sistemler içerisine ilave edilecek olan doldurucu partiküllerin büyüklüğü, kollajen fibrillerin arasındaki mesafeden daha küçük olmalıdır (Van Landuyt ve ark 2007). Doldurucu olarak genellikle kolloidal veya pirojenik silikon dioksit (7nm) kullanılır. Doldurucu partikül ve rezin arasında kimyasal bir bağlantı gerçekleşmesi için doldurucular silanlanır. Bu sayede rezin matriks ile doldurucu partiküller arasında stres geçişi dağıtılmış olur (Yoshida ve ark 2002).

#### **1.1.4 Diş Dokularına Adezyonu Etkileyen Faktörler**

Diş hekimliğinde kullanılan adezivlerin başarısı birçok faktöre bağlıdır. Hastanın yaşı, çürük durumu, abrazyon gibi birçok durum dentin tübülünde tıkanmaya sebep olabilir ve buna bağlı olarak dentinin geçirgenliği azaldığından bağlantı normal dentine göre daha zor olur (Cox ve ark 1992, Kwong ve ark 2000). Dentin dokusundaki nem varlığı da bağlantıya etki eder. Tübüller içerisindeki dentin sıvısı pulpal basınç sonucu sürekli dışarı doğru akma eğilimindedir (Swift ve ark 1995, Sturdevant ve ark 2002, Van Meerbeek ve ark 2006). Özellikle pulpaya yakın derin kavitelere dentin sıvısı bağlanılacak dentin yüzeyinin nem miktarının artmasına sebep olabilir. Adeziv rezinin diş dokularını ıslatma ve penetrasyon kabiliyeti adezyonun kalitesini etkilemektedir. Adezyonun bu ıslatma ve penetrasyon kabiliyetini artırmak amacıyla HEMA monomeri kullanılmaktadır (Van Meerbeek ve ark 2006, Shin ve ark 2009). Etanol ve aseton ilavesi de yüzeydeki nem ile adezivin yer değiştirmesini gerçekleştirmektedir (Shin ve ark 2009).

Kompozit rezinlerin polimerizasyonu sırasında oluşan büzülme adezyonda başarısızlıklara sebep olmaktadır. Günümüzde hala kullanılmakta olan rezinlerin hacimce %2,9-7,1 oranında büzülme gösterdiği bilinmektedir (Van Meerbeek ve ark 2006). Büzülmenin minimize edilmesi için tabakalama teknikleri kullanılarak kompozit rezinler kavitelere yerleştirilebilir (Park ve ark 2008). Ayrıca kompozit rezin içerisine prepolimerize cam-seramik ilavesi yine büzülme azaltabilir (Bowen ve ark

1991). Bunlara ilaveten farklı polimerizasyon teknikleri uygulanarak polimerizasyon büzülmesinin azalmasına katkı sağlanabilir (Mehl ve ark 1997).

Kavite preparasyonları esnasında diş dokusuna tükrük, kan, su, dental malzemelerden kaynaklı yağ gibi kontaminasyonlar da bağlantı başarisını olumsuz etkilemektedir. Dentin yüzeyinin kontaminasyonu sonucu adeziv rezinin dentin tübülleri içerisine geçişi olumsuz etkilenir (Pashley ve ark 1982, Hitmi ve ark 1999, Chung ve ark 2009, Borsatto ve ark 2010). Tkrgn dentinle kontaminasyonu sonucu içerisindeki glikoproteinler dentin tarafından emilir ve tükürük içerisindeki su, primeri dile ederek zayıf bir hibrit tabakası oluşmasına sebep olur (Chung ve ark 2009). Bruksizm gibi parafonksiyonel alışkanlıklar da adezyona olumsuz etki etmektedir. Bunun gibi tekrarlayan kuvvetler özellikle sınıf V restorasyonlarda ciddi zararlara ve kayıplara sebep olabilmektedirler (Swift ve ark 1995).

### **1.1.5. Dental adezivlerdeki güncel gelişmeler**

#### **Self adezivler**

Adeziv diş hekimliğindeki en son gelişmelerden birisi de kendi bağlanabilen akışkan kompozitler olmuştur. Kendi bağlanabilen akışkan kompozitler, akışkan kompozit içerisine self-etch adeziv sistemlerin ilavesiyle elde edilmiştir ve kaviteye doğrudan uygulanabilmektedir. Kendi bağlanabilen akışkan kompozitlerde mine ve dentini asitleyen asidik monomerler kullanır (Poss 2010). HEMA monomeri de kendi bağlanabilen akışkan kompozitlerde kullanılan bir diğer fonksiyonel monomerdur. Bu kompozitlerin diş dokularına bağlantıları iki yolla olabilmektedir. Birincisi, asidik monomerdeki fosfat grupları ile diş dokularındaki kalsiyum iyonları arasında gerçekleşen kimyasal bağlantıdır. İkincisi, kompozit ile diş dokuları arasında oluşan mikromekanik bağlantıdır ([www.kerrdental.com](http://www.kerrdental.com)).

Kendi bağlanabilen akışkan kompozitlerde ayrıca adeziv rezin uygulama işlemi ortadan kaldırılarak restoratif işlemlerin daha da basitleştirilmesi, koltukta geçen zamanın azaltılması ve uygulama kaynaklı hataların elimine edilmesi amaçlanmıştır (Vichi ve ark 2013).

## Üniversal adeziv sistemler

Dental adezyon uygulamalarında total-etch ve self-etch adeziv sistemler olmak üzere iki farklı adeziv sistem vardır. Bunlardan total-etch adeziv sistemlerin 'wet-bonding' tekniğine uygun olarak kullanılması önerilmektedir (Tay ve ark 1996, Reis ve ark 2007). Fakat dentini nemli bırakıp mineyi kurutmak ve dentinin nem miktarını ayarlamak pratikte pek mümkün değildir (Tay ve ark 1996, Pereira ve ark 2001). Kollajen fibriller arasına adeziv rezinin yayılmasını azaltan dentin nemliliği sorunu ise günümüzde self-etch adeziv sistemlerle ortadan kaldırılmıştır. Fakat self-etch adeziv sistemler içerisinde bulunan asitler, fosforik asit kadar güçlü olmadıklarından dolayı minede daha düşük bağlantı oluşturmaktadırlar. Bu nedenle uzun dönemde mine kenarlarında renklenme ve diş ile restorasyon arasında ayrılmalar başlamaktadır (Peumans ve ark 2010). Bu durumun önüne geçilmesi için kavitenin sadece mine kenarlarının selektif (seçici) olarak asitlenmesi önerilmektedir (Erickson ve ark 2009). Fakat pratikte minenin asitlenmesi sırasında dentin de asite maruz kalabilmektedir. Son zamanlarda klinik olarak kullanım kolaylığı sağlayan self-etch adeziv sistemlerin dezavantajlarını elimine etmek amacıyla yeni adeziv sistemler geliştirilmiştir (Hanabusa ve ark 2012). Bu yeni ürünler "UNIVERSAL" adezivler olarak bilinirler, çünkü bu adezivler hem self-etch hem de total-etch veya dentin üzerine self-etch adeziv, mine üzerinde total-etch adeziv olarak kullanılabilir (selektif enamel etching). Üniversal adezivler tam self-etch modunda uygulandığında temel olarak tek aşamalı self-etch adezivlerdir. Ne yazık ki, geleneksel tek aşamalı self-etch adezivler, iki aşamalı self-etch adezivlerle karşılaştırıldığında laboratuvar ve klinik çalışmalarda iyi performans göstermemişlerdir ( Peumans ve ark 2005, Breschi ve ark 2008).

Üniversal adezivler geleneksel tek aşamalı self-etch adezivlere benzer bir bileşime sahip olmakla birlikte, çoğu üniversal adeziv ayrıca hidroksiapatit içindeki kalsiyuma iyonik olarak bağlanan spesifik karboksilat ve/veya fosfat monomerler içerir (Yoshida ve ark 2012, Yoshihara ve ark 2013). Üniversal adezivlerin formülasyonlarına, fosfor içeren monomerlerden 10-metakriloiloksidadesil dihidrojenfosfat (10-MDP), dipentaeritritol pentaakrilat fosforik asit esteri (PENTA), polialkenoik asit kopolimeri (Vitrebond kopolimer) gibi fonksiyonel monomerler ve silanlar dâhil olabilmektedir (Van Meerbeek ve ark 2011, Munoz ve ark 2013, Farias ve ark 2016). Ayrıca Tetric N-Bond Üniversal içerisinde decandiol dimetakrilat

(D3MA), metakrilatlı karboksilik asit polimer (MCAP) bulunmaktadır (www.ivoclarvivadent.com.tr).

Bu monomerler arasında, metakriloiloksidadesil dihidrojen fosfat (10-MDP) pek çok universal adezivlerin bileşimine dâhil edilmiştir ve dentine iyonik olarak bağlanır ve hidroksiapatit üzerinde "nano tabaka" şeklinde hidrolitik olarak sabit kalsiyum tuzları oluşturur (Yoshida ve ark 2004, Yoshida ve ark 2012).

10-MDP' nin diş yapıları ile olan kimyasal etkileşimlerini değerlendiren çok sayıda araştırma yayını mevcuttur (Yoshida ve ark 2004, Van Landuyt ve ark 2008, Yoshihara ve ark 2015). Klinik olarak, 10-MDP aracılı kimyasal bağlanmanın kararlılığı, iki aşamalı 10-MDP tabanlı Clearfil SE Bond için 13 yıllık bir çalışmada mükemmel başarı oranı ile sonuçlanmıştır (Peumans ve ark 2015). 10-MDP ve PENTA içeren adezivler uzun süreli klinik çalışmalarda iyi performans göstermiştir (Loguercio ve ark 2007, Peumans ve ark 2010). Bu bileşenler diş yapılarına adezyonu arttıran ve onlarca yıldır farklı malzemelerin kompozisyonuna dâhil olan parçaları olmuştur.

Özetle, önceki nesil adezivlere kıyasla universal adezivlerin en büyük avantajı, daha geniş çeşitlilikte onarıcı prosedürler ve adezyon stratejileri için endike olmasıdır. Ayrıca, bu yeni adezivler self-etch modunda kullanıldığında dentinde hidroksiapatite kimyasal olarak bağlanırlar. Bununla birlikte, mine bağlanma işlemi, asitli monomerleri tarafından sağlanan hidroksiapatite kimyasal bağlanmayı tamamlayabilecek güçlü bir mikromekanik bağlanma elde etmek için hâlâ fosforik asit etching gerektirir. Bu nedenle, universal adezivlerin çoğunun klinik uygulamaları için önerilen adezyon stratejisi (selective enamel etching) yöntemidir. Ancak, bu monomerleri kullanan universal adezivler konusunda az sayıda literatür bulunmaktadır.

## **1.2. Laboratuvar Testleri**

Restoratif materyallerin performans değerlendirmeleri en doğru şekilde klinik olarak yapılabilmektedir. Fakat ağız içerisindeki farklı stres kaynakları ve kuvvetlerin bir arada bulunması, restoratif materyallerde başarısızlığa hangi etkenin sebep olduğunu tespit etmeyi zorlaştırır. Ek olarak, klinik testler hem uzun zaman almaktadır hem de standart olarak gerçekleştirilmesi mümkün değildir (Van Meerbeek ve ark

2010). Laboratuvar test sonuçları soru işaretleri barındırsa da klinik uygulamalarda hekimlere materyal seçiminde yol göstermişlerdir. Bu yüzden laboratuvar testleri restoratif materyallerin performansı değerlendirilirken kullanılır.

Laboratuvar testlerinin avantajları şu şekilde sıralanabilir:

- Çok sayıda deney grubunu aynı anda test edebilme imkânı
- Spesifik bir özellik/parametre ile ilgili verilerin hızlı toplanabilmesi
- Test yöntemlerinin klinik test yöntemlerine göre kısmen daha kolay oluşu
- Bir parametre üzerinde çalışırken diğerlerinin sabit tutulabilmesi
- Yeni materyal ve teknikleri altın standartlarla kıyaslayabilme imkânı
- Klinik test yöntemlerine kıyasla nispeten daha basit, ucuz test protokolü ve aletlerin kullanılması (Van Meerbeek ve ark 2010).

### **1.2.1. Yapay yaşlandırma yöntemleri**

Restoratif materyaller ağız içerisinde çok farklı streslere ve kuvvetlere maruz kalmaktadır ve bu maruziyet restoratif materyalin ömrünü etkileyebilmektedir. Ağız ortamında meydana gelen olayların taklit edilebilmesi için farklı yöntemler geliştirilmiş ve restoratif materyalin ağız içerisindeki davranışı ve ömrü tahmin edilmeye çalışılmıştır.

#### **Termal siklus**

Termal siklus yaşlandırma işlemlerinde hazırlanan örnekler 5°C, oda ısısı ve 55°C'deki su banyolarında belirlenen sürelerde (örneğin 30'ar sn) bekletilerek örneklerin yaşlandırılması sağlanır (Gale ve Darvel 1999). Ancak literatürde, termal siklus ile âlâkâlî bir standart geliştirilmemiştir. Uygulanan banyonun tipi, daldırma zamanı, sıcaklığı ve banyolar arası daldırma süresinde farklılıklar görülebilmektedir (Gale MS ve ark 1999, Hakimeh S. ve ark 2000).

#### **Mekanik yükleme**

Restorasyonların yaşlandırma yöntemlerinden birisi de çiğneme simülatörlerinin kullanılmasıdır. Yaşlandırma işleminden sonra bağlanma dayanımı

değerlendirilebilir (Nikiaido ve ark 2002, Li ve ark 2002, Frankerberger ve ark 2005). Liretatürde mekanik yüklemenin bağlantı dayanımına ilişkin farklı sonuçlar mevcuttur. Yapay yaşlandırma işlemleri adezivlerin dentine bağlanma dayanımlarında azalmaya neden olabilir. Yeni geliştirilen birçok adeziv sistemin mekanik yüklemeye sonrasındaki bağlantı ve nano-sızıntıya ilişkin durumları hakkındaki bilgiler hâlâ yetersizdir.

### **Saklama yöntemi ile yaşlandırma**

En çok kullanılan laboratuvar yaşlandırma tekniği suda bekletilerek yapılan saklama yöntemidir. Hazırlanan örnekler 37°C'lik suda belirlenen süre miktarınca bekletilir. Bu süre birkaç aydan 3-5 yıla kadar, hatta daha da uzun bir zaman dilimi olabilir (Burrow MF ve ark 1996, Fukushima T ve ark 2001). Çalışmaların çoğunda az süreyle bekletilen örneklerde bile bağlanma dayanımında azalmalar olduğu bildirilmiştir (Burrow MF ve ark 1996, Kato G ve ark 1998, Kitasako Y 2000, Armstrong SR ve ark 2001, Giannini M ve ark 2003). Bağlanma dayanımı değerlerinin azalma sebebi ara yüzeydeki bileşenlerin (rezin, kollajen) hidroliz sebebiyle bozulması olabilir. Su, ara yüze sızarak polimer zincirleri arasındaki sürtünme kuvvetlerini azaltabilir. Polimer matrisin özelliklerine negatif etki edebilir. Buna ‘plastizasyon’ adı verilir (Ferracane JL ve ark 1998, Santerre JP ve ark 2001).

Klinik durumu daha iyi taklit edebileceği düşünülerek yapay tükürük çözeltileri de kullanılmıştır, fakat suda bekletmedeki değerlere benzer sonuçlar alınmıştır (Kitasako Y ve ark 2000). Saklama solüsyonuna enzimler de eklenebilmektedir. Mesela, in vivo olarak bakterilerin ürettikleri esterler hibrit tabakanın bozulmasını katalize edebilir (Santerre JP ve ark 2001, Finer Y ve ark 2004).

### **1.2.2. Bağlanma Dayanım Testleri**

Bağlanma dayanımı, diş ve restorasyon ara yüzeyindeki birim alana düşen kuvvet olarak tanımlanır. Bağlanma dayanımının birimi  $N/mm^2 = MPa$  (Megapaskal)'dır (Phillips 1991). Bağlanma dayanımlarını ölçmek için makro veya mikro test düzenekleri kullanılır. Ağız içerisinde çok farklı dinamikler ve farklılıklar bir arada bulunsa da bağlanma dayanımına genellikle iki test yöntemi kullanarak bakılır. Bunlar:

- **Makaslama gerilimi (shear stress):** Bir yapının bir bölümünün diğer bölümüne paralel ancak ters yönlerde etki eden deforme edici kuvvetlere karşı oluşan gerilimdir.
- **Çekme gerilimi (tensile stress):** Bir cisim uzatmaya çalışan kuvvete karşı oluşan gerilimdir.

### **Makaslama bağlanma dayanım testi**

Bu test, bağlanma ile ilgili en sık kullanılan testlerden birisidir (Burke ve ark 2008). Ağız içerisindeki kuvvetler düşünüldüğünde, gerilme bağlanma dayanım testinden daha uygun olduğu düşünülmektedir (Reis ve ark 2004).

Makaslama testi kullanılırken geniş bağlantı yüzeyleri kullanılmaktadır. Kuvvet, sıklıkla bıçak sırtı şeklinde sonlanan bir uç yardımıyla bağlantı ara yüzeyine paralel olarak sabit bir şekilde uygulanır. Bu ucun kullanılmasıyla yükleme bölgesi alanında stres dağılımı gözlenmiştir. Bu yüzden bıçak sırtı ile sonlanan uçlarla uygulanan kuvvetler sonucu, örneklerde kuvvetin uygulandığı yere yakın bölgede kompozit içerisinde koheziv kırılma alanları görülebilir (Sano ve ark 1994, Walshaw ve ark 2003). Bu şekildeki oluşan kopmalar materyalin kendi içinde olduğu için bize ara yüzeydeki makaslama bağlantı kuvvetiyle ilgili doğru sonuçlar vermeyebilir. Çünkü geleneksel bağlanma dayanım testleri ile ilgili yapılan çalışmalarda homojen olmayan kuvvetlerin varlığı gösterilmiştir (Perinka ve ark 1992). Makaslama bağlanma dayanım testlerinde sıklıkla 0,5 mm/dk veya 1 mm/dk şeklinde kuvvet uygulama hızları tercih edilmektedir. Geleneksel makaslama bağlanma dayanım testlerinde bu dezavantaj olduğundan mikromakaslama bağlanma dayanım testleri geliştirilmiştir. Mikro makaslama bağlanma dayanım testlerinde daha küçük bir çap (0,7 mm) incelenir. Bu sayede geleneksel yöntemle göre adeziv başarısızlık daha çok görülür. Ayrıca mikromakaslama bağlanma dayanım testi ile bölgesel ölçümler de yapılabilmektedir. Mikromakaslama bağlanma dayanım testlerinin avantajları yanında zor laboratuvar işlemleri, teknik hassasiyet ve ISO 1145 (2003) standardına göre adeziv bölgenin sınırlanmasının mümkün olmaması gibi dezavantajları da mevcuttur (Pashley ve ark 1995, Sano ve ark 1994).

## **Gerilme bağlanma dayanım testi**

Gerilme bağlanma dayanım testi de makaslama bağlanma dayanım testi gibi sıklıkla kullanılan bir testtir. Makro ve mikro olmak üzere bu yöntem de iki şekilde de uygulanabilir. Makrogerilim bağlanma dayanım testi ile genellikle seramiklerin metal ve seramik yüzeylere bağlantı dayanımına bakılır (Abreu ve ark 2009). Örnek hazırlamanın uzun zaman almasından dolayı yaygın bir bağlanma dayanım testi olarak kullanılmamıştır (Zicari ve ark 2008). Bunun yerine Sano ve ark (1994) mikrogerilim bağlanma dayanım testini geliştirmişler ve yaygın olarak kullanılmıştır. Mikrogerilim bağlanma dayanım testinde kullanılan bağlantı yüzey alanı 1 mm<sup>2</sup> civarındadır. Mikrogerilim bağlanma dayanım testinin bir diğten birçok örnek alınabilmesi, bölgesel bağlanma farklılıklarının tespitine imkân verebilmesi, bağlantı ara yüzeyindeki stres dağılımının daha da homojen olması gibi avantajları vardır (Sano ve ark 1994). Yüzey alanının küçük olması sayesinde kopma alanı SEM ile kolayca incelenebilir. Bunların yanında laboratuvar işlemlerinin uzun sürmesi, örneklerin su kaybetmesi ve örnek hazırlamanın aşırı teknik hassasiyet gerektirmesi gibi dezavantajları da vardır (Sano ve ark 1994).

Bu tez çalışmasının amacı 5 farklı üniversal dentin bağlayıcı ajanın self-etch modunda kullanımının yapay yaşlandırma uygulama yöntemlerinden biri olan mekanik yükleme (çiğneme simülasyonu) öncesi ve sonrasında dentin dokusu yüzeyindeki mikrogerilim bağlantı dayanım (micro tensile bond stress) değerlerini karşılaştırmaktır. Bu çalışmanın hipotezi mekanik yükleme üniversal adeziv sistemlerin dentin dokusu yüzeyindeki mikrogerilme bağlanma dayanım (microtensile bond strength) değerleri üzerine negatif bir etkisi yoktur.

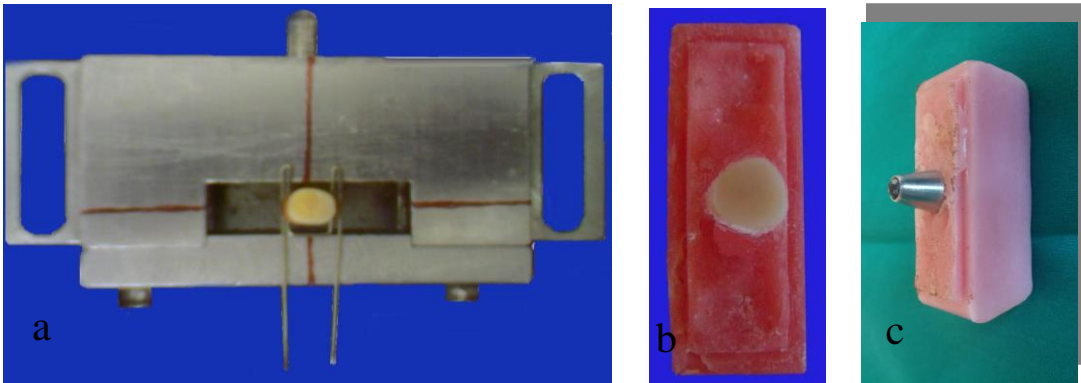


## 2. MATERYAL VE METOT

Bu tez çalışmasında 5 farklı universal dental adeziv sistem [Clearfil Universal Bond (Kuraray Medical Inc; Osaka Japonya); Gluma Bond Universal (Heraeus Kulzer; Hanau Almanya); Single Bond Universal (3M Espe; Neuss Almanya); All-Bond Universal (Bisco, Inc., Schaumburg, IL, A.B.D.); Tetric N-Bond Universal (Ivoclar Vivadent; Schaan Lihtenştayn)] self-etch tekniğine uygun olarak; daha önceden çekilmiş insan dişlerinde hazırlanan dentin yüzeylerine uygulandı. Kontrol grubu ve mekanik yükleme grubu olmak üzere iki farklı gruba ayrıldı. Yapay yaşlandırma işleminden sonra mikrogerilim bağlanma dayanım değerleri ölçüldü.

### 2.1. Diş Örneklerin Toplanması ve Hazırlanması

Bu çalışmada toplamda 40 adet çürükten etkilenmemiş 20 yaş dişi kullanıldı. Dişler çekimi takiben en geç 3 ay içerisinde kullanıldı. Yumuşak doku artıkları ve diğer eklentilerinden arındırıldıktan sonra çalışma için kullanılmak üzere 4°C'de %0,01 timol içeren serum fizyolojik solüsyon içerisinde saklandı. Dişlerin kronlarının oklüzal üçlüsü uzun akslarına dik olarak düşük hızda çalışan bir elmas separe ile (Isomet; Buehler, Lake Bluff, IL, ABD) su soğutması altında uzaklaştırılarak düz oklüzal dentin yüzeyleri hazırlandı. Düz oklüzal dentin yüzeyleri akarsu altında #800 grit zımpara kağıdı ile aşındırılarak standart yüzeyler elde edildi. Restorasyon yapımına hazır hale getirilen toplam 40 adet molar diş akrilik bloklara (mine-sement sınırından) oklüzalleri dışarıda olacak şekilde gömüldü (Resim 2.1).



**Resim 2.1.** a) Kalıp üzerinde dişin sabitlenmesi b) Dişin akrilik blok içine gömülmesi c) Çelik bilyenin akrilik blok içerisine gömülmesi

Hazırlanan örnekler her grupta 4 adet diş örnek olacak şekilde rastgele 10 ayrı gruba dağıtıldı. Bu grupların yarısına belirlenen 5 farklı universal adeziv sistem uygulandı ve distile suda bekletildi. Diğer yarısına ise yine 5 farklı universal adeziv sistem uygulaması yapıldıktan sonra yapay yaşlandırma işlemi yapıldı. Örnekler daha sonrasında mikrogerilim bağlanma dayanım testlerine tabi tutulana kadar distile su içerisinde bekletildi.

## **2.2. Adeziv sistemlerin uygulanması**

Çalışmada beş adet universal adeziv sistem [Clearfil Universal Bond (Kuraray Medical Inc; Osaka Japonya); Gluma Bond Universal (Heraeus Kulzer; Hanau Almanya); Single Bond Universal (3M Espe; Neuss Almanya); All-Bond Universal (Bisco, Inc., Schaumburg, IL, A.B.D.); Tetric N-Bond Universal (Ivoclar Vivadent; Schaan Lihtenştayn)] üretici firma talimatlarına uyularak self-etch tekniğine uygun olarak kullanıldı. Adeziv rezinlerin içerikleri ve uygulama basamakları tablo 2.1’de gösterildi.

	<b>Kompozisyon</b>	<b>Self-Etch Metodu</b>
<b>Gluma Bond Universal</b>	4-Meta, metakrilat monomer, aseton, 10-MDP, su	<ol style="list-style-type: none"> <li>1. Prepare edilen dişe adeziv 20 sn boyunca uygulanır.</li> <li>2. Adeziv tabaka hareketsiz hale gelene kadar kurutulur.</li> <li>3. 10 sn boyunca ışınlanır.</li> </ol>
<b>Clearfil Universal Bond</b>	Bis-GMA, HEMA, etanol, 10-MDP, hidrofilik alifatik dimetakrilat, koloidal silika, DL-kamforkinon, silan bağlayan ajan, hızlandırıcılar, başlatıcılar, su	<ol style="list-style-type: none"> <li>1. Prepare edilen dişe adeziv 10 sn boyunca uygulanır.</li> <li>2. 5sn boyunca kurutulur.</li> <li>3. 10 sn süreyle ışınlanır.</li> </ol>
<b>Tetric N-Bond Universal</b>	10-MDP, MCAP, HEMA, Bis-GMA, D3MA, etanol, yüksek dağılmış silikon dioksit, su, başlatıcılar, dengeleyiciler	<ol style="list-style-type: none"> <li>1. Prepare edilen dişe adeziv 20 sn boyunca uygulanır.</li> <li>2. Adeziv tabaka hareketsiz hale gelene kadar kurutulur.</li> <li>3. 10 sn boyunca ışınlanır.</li> </ol>
<b>All-Bond Universal</b>	Bis-GMA, 10-MDP, HEMA, etanol, başlatıcılar, su	<ol style="list-style-type: none"> <li>1. Prepare edilen dişe adeziv 10-15 sn boyunca katmanların arasında ışınlama yapılmadan iki katman uygulanır.</li> <li>2. 10 sn boyunca kurulanır.</li> <li>3. 10 sn süreyle ışınlanır</li> </ol>
<b>Single Bond Universal</b>	10-MDP, dimetakrilat rezinler, HEMA, Vitrebond™ Copolymer (akrilik ve itakonik asit), doldurucu, etanol, başlatıcılar, silan, su	<ol style="list-style-type: none"> <li>1. Prepare edilen dişe adeziv 20 sn boyunca uygulanır.</li> <li>2. 5 sn boyunca kurutulur.</li> <li>3. 10 sn süreyle ışınlanır.</li> </ol>

**Tablo 2.1.** Çalışmada kullanılan adezivlerin içerikleri ve uygulama prosedürleri.

### 2.2.1. Clearfil Universal Bond (Kuraray Medical Inc; Osaka Japonya)

#### uygulanışı:

Daha önceden hazırlanan ve hava ile iyice kurutulan diş örneklerin dentin yüzeyine bir mikro fırça yardımıyla adeziv solüsyon (Clearfil Universal Bond) 10 sn boyunca masaj yapılarak uygulandı. Sonrasında hafif havayla adeziv tabaka hareketsiz hâle gelene kadar en az 5 sn olmak üzere kurutuldu. Devamında 395-480 nm dalga boyunda 1600mW/cm<sup>2</sup> ışık gücüne sahip olan led ışık cihazı (VALO broadband LED curing light) ile 10 sn boyunca ışınlandı. Bonding yüzeyi oluşturulduktan sonra 5mmX4mm boyutlarında teflon bir aparat örneklerin üzerine yerleştirilerek dişlere 2 mm'lik tabakalar halinde kompozit rezin [Clearfil Photo Posterior (Kuraray Medical Inc; Osaka Japonya)] uygulandı (Resim 2.2). Her tabaka led ışık cihazı ile 20 sn süre boyunca ışınlandı. Yerleştirilen kompozit rezin kalınlığının 4mm olması sağlandı. Toplamda bu şekilde 8 adet örnek hazırlandı. Bu örneklerin rastgele yarısına yaşlandırma işlemi yapıldı.



**Resim 2.2.** Çalışmada kullanılan Clearfil Universal Bond ve Clearfil Photo Posterior

### 2.2.2. Gluma Bond Universal (Heraeus Kulzer; Hanau Almanya) uygulanışı:

Daha önceden hazırlanan ve hava ile iyice kurutulan diş örneklerin dentin yüzeyine bir mikro fırça yardımıyla adeziv solüsyon (Gluma Bond Universal) 20 sn boyunca masaj yapılarak uygulandı. Sonrasında hafif havayla adeziv tabaka hareketsiz hâle gelene kadar kurutuldu. Devamında 395-480 nm dalga boyunda 1600mW/cm<sup>2</sup> ışık gücüne sahip olan led ışık cihazı (VALO broadband LED curing light) ile 10 sn süreyle ışınlandı. Bonding yüzeyi oluşturulduktan sonra 5mmX4mm boyutlarında

teflon bir aparat örneklerin üzerine yerleştirilerek dişlere 2 mm'lik tabakalar halinde kompozit rezin [Charisma Classic Syringe Refill (Heraeus Kulzer; Hanau Almanya)] uygulandı (Resim 2.3). Her tabaka led ışık cihazı ile 20 sn süre boyunca ışınlandı. Yerleştirilen kompozit rezin kalınlığının 4mm olması sağlandı. Bu şekilde toplamda 8 adet örnek hazırlandı. Bu örneklerin rastgele yarısına yaşlandırma işlemi yapıldı.



**Resim 2.3.** Çalışmada kullanılan Gluma Bond Universal ve Charisma Classic Syringe Refill

### 2.2.3. Single Bond Universal (3M Espe; Neuss Almanya) uygulanişı:

Daha önceden hazırlanan ve hava ile iyice kurutulan diş örneklerin dentin yüzeyine bir mikro fırça yardımıyla adeziv solüsyon (Single Bond Universal) 20 sn boyunca masaj yapılarak uygulandı. Sonrasında hafif havayla adeziv tabaka 5 sn'den az olmamak kaydıyla kurutuldu. Devamında 395-480 nm dalga boyunda 1600mW/cm<sup>2</sup> ışık gücüne sahip olan led ışık cihazı (VALO broadband LED curing light) ile 10 sn süre boyunca ışınlandı. Bonding yüzeyi oluşturulduktan sonra 5mmX4mm boyutlarında teflon bir aparat örneklerin üzerine yerleştirilerek dişlere 2 mm'lik tabakalar halinde kompozit rezin [Filtek Z550 Nano Hybrit (3M Espe; St. Paul A.B.D.)] yerleştirildi (Resim 2.3). Her tabaka led ışık cihazı ile 20 sn süre boyunca ışınlandı. Yerleştirilen kompozitin kalınlığının 4mm olması sağlandı. Bu şekilde toplamda 8 adet örnek hazırlandı. Bu örneklerin rastgele yarısına yaşlandırma işlemi yapıldı.



**Resim 2.3.** Çalışmada kullanılan Single Bond Universal ve Filtek Z550 Nano Hybrid

#### 2.2.4. All-Bond Universal (Bisco, Inc., Schaumburg, IL, A.B.D.)

Daha önceden hazırlanan ve hava ile iyice kurutulan diş örneklerin dentin yüzeyine bir mikro fırça yardımıyla adeziv solüsyon (All-Bond Universal) 10-15 sn süreyle iki katman şeklinde masaj yapılarak uygulandı. Katmanlar arasında ışınlama yapılmadı. Sonrasında havayla en az 10 sn boyunca kurulandı. Devamında 395-480 nm dalga boyunda  $1600\text{mW}/\text{cm}^2$  ışık gücüne sahip olan led ışık cihazı (VALO broadband LED curing light) ile 10 sn süre boyunca ışınlandı. Bonding yüzeyi oluşturulduktan sonra 5mmX4mm boyutlarında teflon bir aparat örneklerin üzerine yerleştirilerek dişlere 2 mm'lik tabakalar halinde kompozit rezin [Aelite All-Purpose Body (Bisco; A.B.D.)] uygulandı (Resim 2.4). Her tabaka led ışık cihazı ile 20 sn süre boyunca ışınlandı. Yerleştirilen kompozitin kalınlığının 4mm olması sağlandı. Bu şekilde toplamda 8 adet örnek hazırlandı. Bu örneklerin rastgele yarısına yaşlandırma işlemi yapıldı.



**Resim 2.4.** Çalışmada kullanılan All Bond Universal ve Aelite All-Purpose Body

### 2.2.5. Tetric N-Bond Universal (Ivoclar Vivadent; Schaan Lihtenştayn)

Daha önceden hazırlanan ve hava ile iyice kurutulan diş örneklerin dentin yüzeyine bir mikro fırça yardımıyla adeziv solüsyon (Tetric N-Bond Universal) 20 sn süreden az olmamak kaydıyla uygulandı. Sonrasında adeziv solüsyon hava ile hareketsiz hâle gelene kadar kurutuldu. Devamında 395-480 nm dalga boyunda  $1600\text{mW}/\text{cm}^2$  ışık gücüne sahip olan led ışık cihazı (VALO broadband LED curing light) ile 10 sn süre boyunca ışınlandı. Bonding yüzeyi oluşturulduktan sonra 5mmX4mm boyutlarında teflon bir aparat örneklerin üzerine yerleştirilerek dişlere 2 mm'lik tabakalar halinde kompozit rezin [Tetric N-Ceram Bulkfill (Ivoclar Vivadent; Schaan Lihtenştayn)] uygulandı (Resim 2.5). Her tabaka led ışık cihazı ile 20 sn süre boyunca ışınlandı. Yerleştirilen kompozitin kalınlığının 4mm olması sağlandı. Bu şekilde toplamda 8 adet örnek hazırlandı. Bu örneklerin rastgele yarısına yaşlandırma işlemi yapıldı.



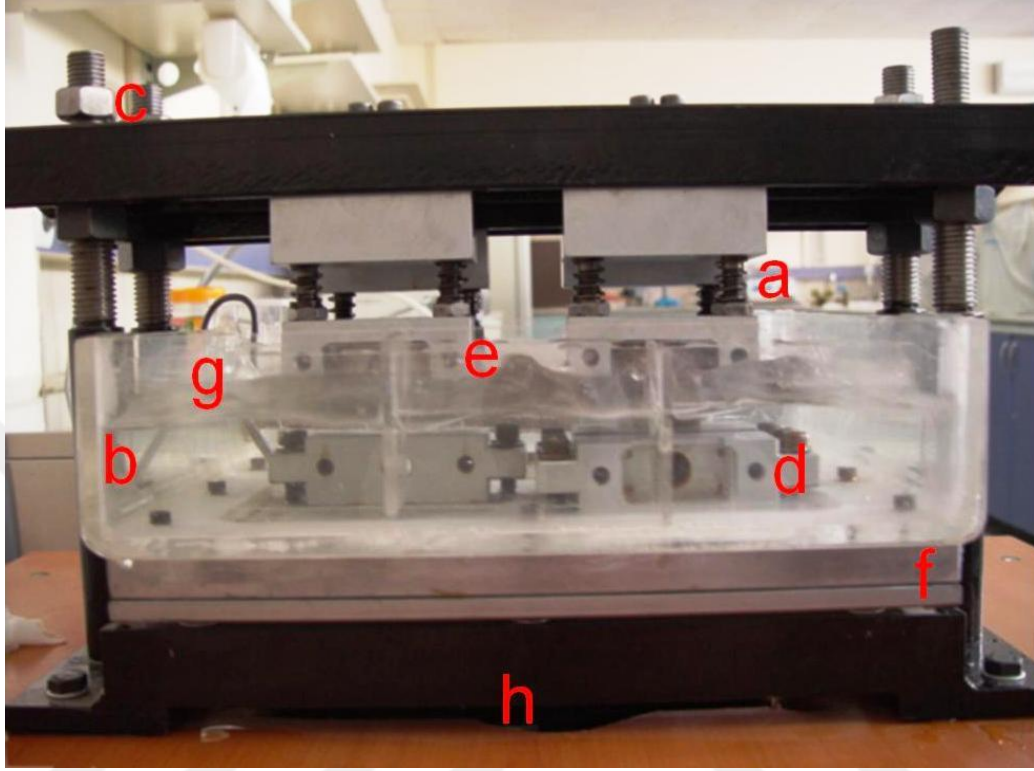
**Resim 2.5.** Çalışmada kullanılan Tetric N-Bond Universal ve Tetric N-Ceram Bulkfill

### 2.3. Çiğneme simülatörü cihazı ile örneklerin yaşlandırma işlemi

Daha önce hazırlanan ve yaşlandırma grupları için ayrılan örnekler çelik bilyeler karşılığında çiğneme hareketlerini taklit edebilen cihazın uygun yerlerine yerleştirilip sabitlendi. Her örneğe ortalama 50 N kuvvet uygulandı. Cihazda 37°C sabit sıcaklık ve su ortamında, 0,5 mm laterale kayma hareketi ile, 1,2 Hz frekansta, 60000 devir ile antagonist paslanmaz çelik bilye karşılığında örneğe çiğneme hareketi yaptırıldı.



## Çiğneme Simulatörü Tasarımı ve Sistemin Genel Yapısı:



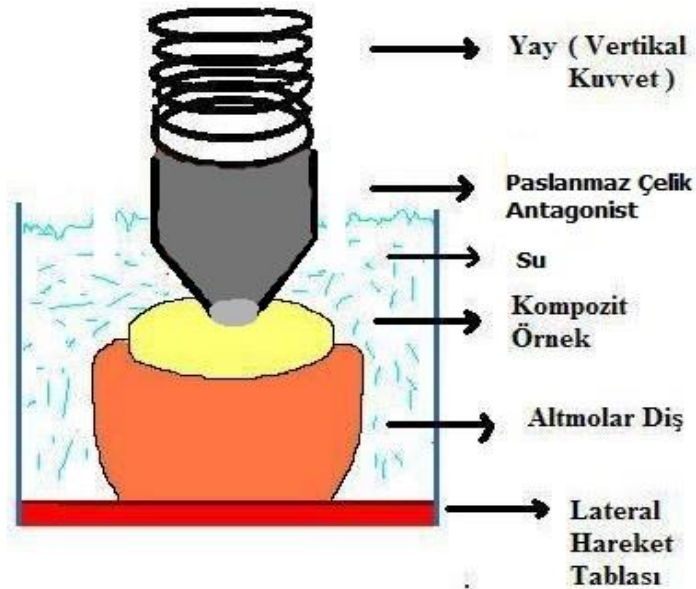
**Resim 2.6.** Çiğneme simülatorü genel görüntüsü. **a.** Vertikal kuvveti uygulayan yaylar **b.** Örnekleri içinde barındıran su haznesi **c.** Vertikal sıkıştırma vidaları **d.** Alt örnek yerleştirme yuvası **e.** Üst antagonist yerleştirme yuvası **f.** Lateral hareketi sağlayan tabla **g.** Ortamın sıcaklığını ayarlayan rezistans **h.** Alt tablaya hareket veren şaft ve motor

Cihazın genel mekanik tasarımı, tüm sistemi taşıyan sabit bir ana gövde ve bu yüzey üzerindeki bilyalar üzerinde hareket edebilen bir tabladan oluşmaktadır. Bu tabla üzerinde örneklerin sabitlendiği dört adet yuva ve örneklerin su içerisinde durmasını sağlayan su haznesi bulunmaktadır. Örnek yuvaları paslanmaz çelikten, hazne PVC (*Polyvinyl chloride*) plastikten oluşmaktadır. Sistem çalışma hızı ayarlanabilen bir elektrik motoru ve motorun dönmesini tablaya ileten bir şaft sistemi ile hareket etmektedir. Hareketli alt tabla 0,5-3 mm yarıçaplı ayarlanabilir eksantrik hareket yapabilmektedir. Test cihazı aynı anda dört örnek üzerinde çalışılabilecek şekilde tasarlanmıştır. Cihazın çiğneme kuvvetlerinin oluşturulması için yayların



sıkıştırma kuvvetlerinden faydalanılmıştır. Kullanıcı, örnekler üzerine uygulanmak istenen kuvveti belirledikten sonra bu sıkıştırma vidaları sayesinde yayların sıkıştırma miktarlarını ve vertikal kuvvet miktarını ayarlayabilmektedir. Çiğneme simülatörü kontrol panelindeki tuşlar ile istenen devir sayısına ayarlanabilmektedir. Tur sayısı minimum 1000'den başlayıp 1000'er devir artırılarak maksimum 100.000 devire kadar çıkartılabilmektedir. Örneklerin döngü frekansı da 0,1–5 Hz arasında ayarlanabilir. Yine kontrol paneli yardımı ile örneklerin bulunduğu ortamın sıcaklığı hazne içerisinde bulunan rezistans yardımı ile sabit 37 °C ye ayarlanabilir.

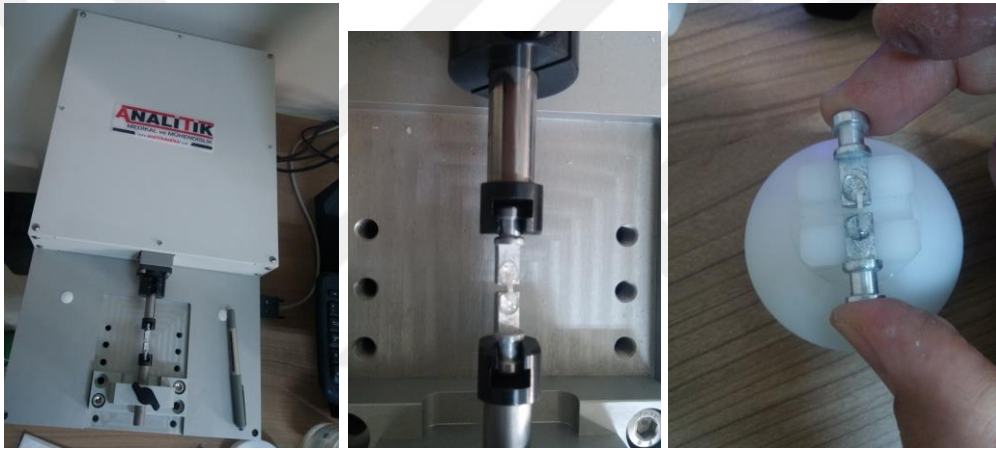
Çalışmamızda örnekler üzerine gelecek 50 N yük için gerekli olan sıkıştırma miktarı önceden belirlendi ve sıkıştırma vidaları sayesinde sıkıştırılan yayların üst örnek yuvasındaki çelik bilye antagonist vasıtasıyla örnekler üzerine ortalama 50 N vertikal kuvvet uygulaması sağlandı. Sonra su haznesi örnekleri örtecek miktarda 37°C su ile doldurularak örneklerin kuruması önlendi (Sekil 2.1). Her universal adeziv sistem ile hazırlanan 4 örnek özel olarak geliştirilmiş çiğneme simülatörü cihazının uygun yerlerine yerleştirildikten ve yukarıda anlatıldığı şekilde kuvvet uygulandıktan sonra cihazın döngü frekansı 1,2 Hz olarak ayarlandı. Böylece cihazın alt tablasının 60.000 tur eksantirik hareket yapması sağlanarak universal bondingler ile hazırlanmış örneklere yaşlandırma işlemi uygulandı.



**Sekil 2.1.** Kompozit rezin örnekleri yük uygulaması ile yaşlandırılması.

#### 2.4. Mikrogerilim bağlanma dayanımı testinin uygulanması

Yaşlandırma işlemleri tamamlanan örnekler ve kontrol grubu olarak ayrılmış herhangi bir işlem yapılmamış örnekler akrilik blok kesme cihazına (Isomet 1000; Buehler, Precision Saw, Lake Bluff, IL, ABD) yerleştirildi. Düşük hızda çalışan elmas bir separe ile (Isomet; Buehler, Lake Bluff, IL, ABD)  $1.00 \pm 0.03 \text{ mm}^2$ 'lik kare kesitli test çubukları elde edildi. Her örneğin pulpa odası üzerindeki merkezi dentin yüzey alanından elde edilen 5 adet test çubuğu ayrıldı. Böylece her grupta her bir universal adeziv sistem için toplam 20 adet test çubuğu elde edilmiş oldu.



**Resim 2.7.** Çalışmada hazırlana test çubuklarının test cihazına yerleştirilmesi

Test çubukları mikrogerilim test cihazına (Microtensile Test Cihazı MTD-500; Analitik Medikal ve Mühendislik, Gaziantep/Türkiye) siyanoakrilat bir adeziv (Pattex 2K Profesyonel Hızlı Yapıştırıcı; Henkel, Türkiye) ile iki uçlarından yapıştırıldı. Test cihazının yükleme hızı (crosshead speed) 1 mm/dk ve yükleme kuvveti 100 Newton olarak belirlendi. Test çubuklarına kompozit ve dentin arasındaki bağlantı kırılıncaya kadar kuvvet uygulandı. Kırılma anındaki cihazın gösterdiği kuvvet (F) kaydedildi. Daha sonra kırılan örneklerin kırılma bölgelerinin kalınlıkları dijital mikrometre (Model CD-6BS; Mitutoyo, Tokyo, Japan) ile ölçülüp bağlantı alanları hesaplandı. Hesaplanan alan mikrogerilim bağlanma dayanımı ( $\mu\text{GBD}$ ) hesaplanmasında kullanıldı:  $\text{MPa} = \text{F(N)}/\text{Bağlanma alanı (mm}^2\text{)}$ .

## **2.5. Kırık Tipi Analizi**

Mikro gerilim bağlanma dayanımı testi sonrasında kırılan örneklerin yüzeyleri kırık tiplerinin belirlenmesi için 50X büyütmede stereomikroskop (Olympus, Tokyo, Japan) kullanılarak incelendi. Oluşan kırık tipleri; adeziv (bağlantı arayüz kırığı), dentin koheziv, rezin koheziv (kompozit veya adeziv tabaka içerisinde oluşan kırık) veya mix kırık olarak sınıflandırıldı.

## **2.6. İstatiksel Değerlendirme**

İn vitro çalışmada kullanılan beş adet üniversal bonding materyale ait kontrol ve yaşlandırma sonrası elde edilen mikrogerilim bağlanma dayanımı değerleri arasındaki farklılıkların tespiti için tek yönlü varyans analizi ANOVA testi kullanıldı. Farklılıkların hangi üniversal bonding materyaller arasında olduğunu belirlemek için ise Tukey's HSD ve Scheffe testleri uygulandı ( $p=0.05$ ).

İstatiksel analizler için SPSS Windows 13.0 paket programından yararlanıldı.

### 3. BULGULAR

Çalışmamızda kullandığımız adezivlerin kontrol grupları ve mekanik yükleme grupları üzerine yapılan mikrogerilim bağlanma dayanım testleri sonucu elde edilen verilerin ortalama (MPa)  $\pm$  standart sapma değerleri olarak tablo 3.1’de özetlenmiştir. Bu veriler ışığında tez çalışmamızın hipotezi reddedilmiştir.

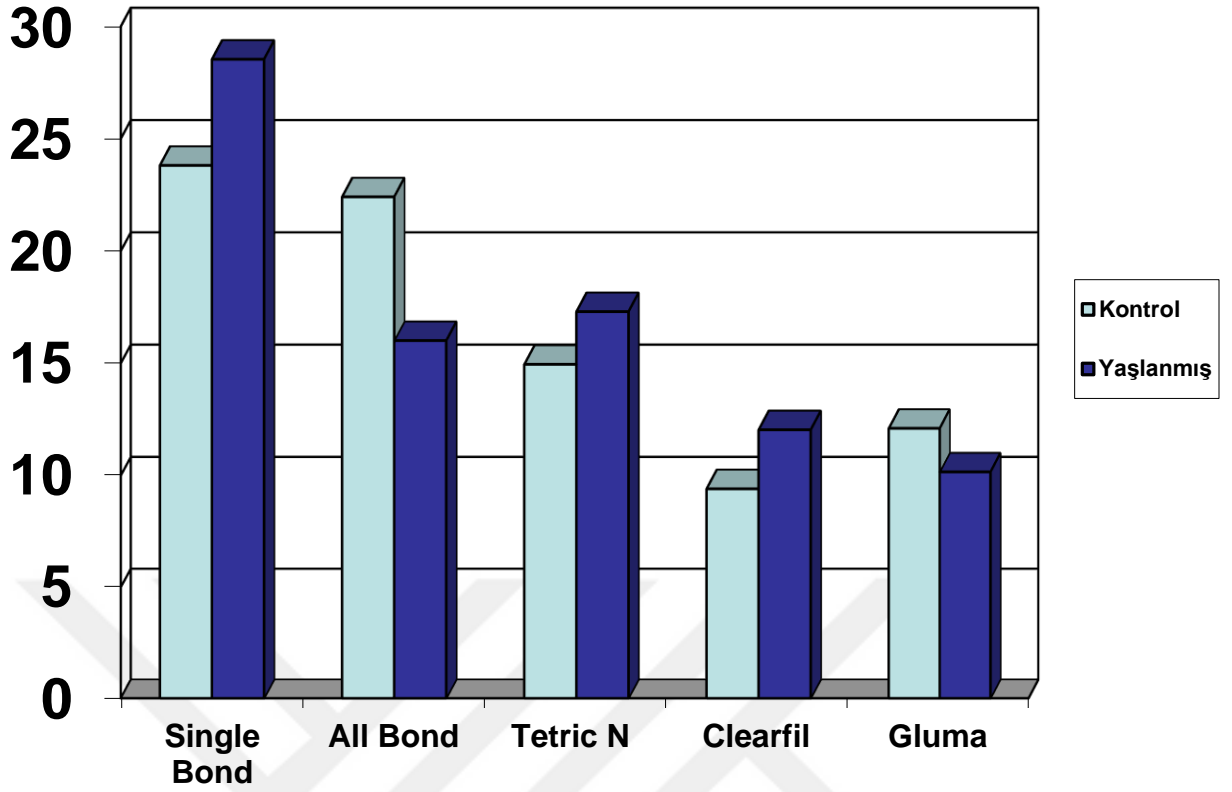
Kontrol grubu içerisinde mikrogerilim bağlanma dayanım değeri en düşük Clearfil Universal Bond’da (9,41 $\pm$ 5,46), en yüksek ise Single Bond Universal’de (23,81 $\pm$ 7,64) gözlemlendi ve bu bondingler aralarında istatistiksel olarak belirgin fark gözlemlendi ( $p < 0.05$ ). Mikrogerilim bağlanma dayanım değeri açısından Clearfil Universal Bond, Gluma Bond Universal, Tetric N-Bond Universal arasında istatistiksel olarak fark gözlemlenmedi ( $p > 0.05$ ). Mikrogerilim bağlanma dayanım değeri açısından All-Bond Universal ve Single Bond Universal arasında da istatistiksel olarak fark gözlemlenmedi ( $p > 0.05$ ).

Mekanik yükleme grubunda mikrogerilim bağlanma dayanım değeri en düşük Gluma Bond Universalde (10,16 $\pm$ 4,97), en yüksek ise Single Bond Universalde (28,54 $\pm$ 7,39) gözlemlendi ve bu bondingler aralarında istatistiksel olarak belirgin fark gözlemlendi ( $p < 0.05$ ). Mikrogerilim bağlanma dayanım değeri açısından mekanik yükleme grubunda Clearfil Universal Bond ve Gluma Bond Universal arasında istatistiksel bir fark gözlemlenmedi ( $p > 0.05$ ). Mikrogerilim bağlanma dayanım değeri açısından mekanik yükleme grubunda Tetric N-Bond Universal ve All-Bond Universal arasında da istatistiksel bir fark gözlemlenmedi ( $p > 0.05$ ).

**Tablo3.1.** Adeziv sistemler ve çalışma gruplarına ait mikrogerilim bağlanma dayanım bulguları (Ort±SS) (MPa)

	Örnek Sayısı N	24 saat sonra (kontrol) µGBD (MPa)	60000 devir mekanik yüklenme sonrası µGBD (MPa)
<b>Gluma Bond Universal</b>	20	12,4350±6,79181a	10,1600±4,97609a
<b>Clearfil Universal Bond</b>	20	9,4100±5,46124a	12,0400±5,55274a
<b>Tetric N-Bond Universal</b>	20	14,9550±5,02703ab	17,3000±4,92865bc
<b>All-Bond Universal</b>	20	22,4150±9,61097cd	16,0100±7,74460ab
<b>Single Bond Universal</b>	20	23,8150±7,64449cd	28,5450±7,39420d

Çalışmada kullanılan üniversal bonding sistemlerin kontrol ve mekanik yüklenme gruplarını kendi içlerinde kıyasladığımızda; All-Bond Universal haricinde diğer adeziv sistemlerde kontrol ve mekanik yüklenme grupları arasında mikrogerilim bağlanma dayanım değeri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark ortaya çıkmadı ve grafik 3.1 de gösterildi ( $p>0.05$ ). All-Bond Universal adeziv sisteminde ise mekanik yüklenme grubu kontrol grubu ile kıyaslandığında mekanik yüklenme ile yaşlandırma sonrasında mikrogerilim bağlanma dayanım değeri istatistiksel olarak belirgin şekilde düştü ( $p<0.05$ ).



**Grafik 3.1.** Test edilen üniversal bondinglerin mikrogerilim bağlanma dayanım bulguları

Test edilen gruplarda kırılma analiz sonrası elde edilen verilerin dağılımı tablo 3.2' de gösterildi. Işık mikroskobu analizi sonucuna göre Single Bond Üniversal bondingin kontrol ve yükleme grupları hariç diğer bütün gruplarda adeziv tip kırıklar gözlemlendi (100%). Single Bond Üniversalin kontrol grubunda ise genel olarak adeziv tip kırıklar gözlenmekle birlikte 80%, mix ve koheziv kırıklar da gözlemlendi. Single Bond Üniversalin yükleme grubunda yine genel olarak adeziv tip kırıklar gözlenmekle birlikte 70%, mix ve koheziv kırıklar da gözlemlendi.

**Tablo3.2.** Adeziv sistemler ve çalışma gruplarına ait kırık tipi analizleri.

	N	Adeziv Kırık	Mix	Kompozit Koheziv	Dentin Koheziv
<b>Gluma Bond Universal Kont.</b>	20	20	0	0	0
<b>Gluma Bond Universal yaşlanma</b>	20	20	0	0	0
<b>Tetric N-Bond Universal</b>	20	20	0	0	0
<b>Tetric N-Bond Universal yaşlanma</b>	20	20	0	0	0
<b>Single Bond Universal</b>	20	16	3	0	1
<b>Single Bond Universal yaşlanma</b>	20	14	3	0	3
<b>Clearfil Universal Bond</b>	20	20	0	0	0
<b>Clearfil Universal Bond yaşlanma</b>	20	20	0	0	0
<b>All-Bond Universal</b>	20	20	0	0	0
<b>All-Bond Universal yaşlanma</b>	20	20	0	0	0

#### 4. TARTIŞMA

Bu tez çalışmasında, yakın zamanda piyasaya sürülen beş universal adeziv in [Clearfil Universal Bond (Kuraray Medical Inc; Osaka Japonya), Gluma Bond Universal (Heraeus Kulzer; Hanau Almanya), Single Bond Universal (3M Espe; Neuss Almanya), All-Bond Universal (Bisco, Inc., Schaumburg, IL, A.B.D.), Tetric N-Bond Universal (Ivoclar Vivadent; Schaan Lihtenştayn)] başlangıçta ve yaşlandırma sonrasında (mekanik yükleme) in vitro bağlanma performansı, mikrogerilim bağlanma dayanımı testiyle değerlendirildi. Çünkü nispeten yeni piyasaya sürülen ve içeriklerinde farklı fonksiyonel monomerleri barındıran bu universal adezivler hakkında günümüzde az sayıda literatür bulunmaktadır.

Yeni geliştirilen dental adezivlerin klinik başarılarını değerlendiren klinik araştırma sonuçları, genellikle o adezivler piyasaya sürüldükten uzun dönem sonra elde edilebilmektedir (Van Meerbeek ve ark 2001, Van Meerbeek ve ark 2003, Tay ve Pashley 2003b). İyi planlanmış randomize kontrollü klinik araştırmalar, dental adezivlerin klinik başarısının değerlendirilmesinde standart olarak kabul edilir (Chadwick ve ark 2001). Ancak, klinik olarak başarılı bulunduğu inceleme altındaki dental adeziv in kullanım alanı artık kısıtlanmış ya da tamamen ortadan kalkmış olabilir. Bu sebepten ötürü dental adezivlerin uzun dönem klinik davranışlarını tahmin etmeye dayalı, hızlı sonuç alınabilecek laboratuvar testleri uygulamak gerekir. Bizde bu universal kompozitlerin bağlanma başarılarının laboratuvar testleri ile karşılaştırdık.

Bağlanma dayanımı, diş ile restorasyon arasında adeziv materyal ile oluşturulan bağlantının bozulması için gerekli olan birim yüzey alanına düşen kuvvettir. Restoratif materyal ile diş dokusu arasında ne kadar güçlü bir bağlantı olursa, restorasyonun rezin polimerizasyon ve oral fonksiyon streslerine karşı o kadar başarılı mukavemet gösterebileceği düşüncesinden yola çıkılarak, bağlanma dayanım testleri adeziv sistemlerin performanslarının değerlendirilmesinde sıklıkla kullanılmaktadır. Çeşitli bağlanma dayanım testleri geliştirilmiştir (Pashley ve ark 1995). Eskiden basit test yöntemleri (makaslama veya gerilme) ile restoratif materyallerin bağlanma dayanımları değerlendirilmekteydi. Fakat sonradan bu yöntemlerin sadece düşük bağlanma değerleri (10-15 MPa) gösteren materyallerin test edilmesinde uygun olabileceği iddia edildi (Pashley ve ark 1995, Pashley ve ark 1999). Gerek materyaller ve gerekse bağlanma tekniklerindeki gelişmeye paralel olarak



günümüzde restoratif materyallerin diş dokularına bağlanma dayanımlarında bir artış olmaktadır. Yüksek bağlanma dayanım değerlerine sahip yeni materyaller, gerilme veya makaslama gibi basit test yöntemleri ile test edildiğinde dentin içerisinde kırılma (koheziv kırılma) oranı artabilir, dentin/rezin arayüzünde istenen ayrılma gerçekleşmeyebilir ve bu da incelenen materyalin gerçek bağlanma dayanım performansı konusunda araştırmacıya yanlış bilgi verebilir (Pashley ve ark 1999). Dentindeki olası koheziv kırılmaların önüne geçebilmek için test sırasında kuvvetlerin bağlanma yüzeyine eşit olarak dağıtılması gerekir. Mikrogerilim testi bu amaçla geliştirilmiş bir yöntem olup; bu test yöntemi, klasik yöntemlerden daha uzun ve yoğun bir çalışma gerektirse de dentin içerisindeki koheziv kırılmaların önüne geçebilmektedir (Pashley ve ark 1999). Ayrıca, daha az sayıda diştten daha çok örnek hazırlanabilmesi sebebiyle örnekler arası farklılıkları azaltmaktadır. Bu tez çalışmasında bağlanma dayanım testi olarak mikrogerilim test yöntemi tercih edildi. Mikrogerilim test yönteminin tercih edilmesinin diğer bir sebebi de 5 ayrı adeziv sistemin iki ayrı test grubunda değerlendirilmesinden ötürü ihtiyaç duyulacak çekilmiş diş sayısını en aza indirmektir. Böylece 40 adet çekilmiş diş ile bu çalışma yapılabilir. Koruyucu diş hekimliğinin çok fazla önem kazandığı günümüzde, çekilmiş diş ihtiyacı bu yöntemle en aza inmekte, bu da araştırmacı için bir avantaj olmaktadır.

Diş çekimi ile dişlere bağlanma dayanım testleri uygulama arasında geçen sürenin dentin ve mineye bağlanma dayanımı üzerine etkisi konusunda farklı görüşler vardır. Diaz-Arnold ve ark (1990) ve Rueggeberg (1991) bu sürenin önemli bir etkisinin olmadığını bildirmişlerdir. İki gün ve altı ay gibi sürelerde bekletilen dişlerin bağlanma dayanım testleri karşılaştırıldığında anlamlı bir fark görülmemiştir (Retief 1991). Bu çalışmada kullanılan dişler çekimi takiben en geç üç ay içerisinde kullanılmıştır. Bu sayede saklama zamanının muhtemel bağlanma dayanımına olan olumsuz etkilerinden kaçınılmıştır.

Araştırmalarda kullanılan dişler çekildikten sonra çalışma anına kadar ve test edilen materyal uygulandıktan sonra testin uygulanacağı ana kadar birçok farklı solüsyonda bekletilmiştir. Amerikan hastalık kontrolü ve koruma merkezinin önermesine göre eğitim amaçlı kullanılacak çekilmiş dişler sodyum hipoklorit veya diğer kimyasal germisidal ajanlarla dezenfekte edilmelidir (Tate ve White 1991). Sodyum hipokloritin proteinleri ortamdan uzaklaştırarak mine pörozitesini artırabileceği ve protein matiksini bozarak dentinin yapısını değiştirip dişleri

kullanılmaz hale getirebileceği bildirilmiştir (Barbosa, Safavi ve Spanberg 1994, Inaba 1995). Sodyum hipokloritin yerine sıklıkla kullanılan diğer dezenfektanlar, %2 formaldehit, %0,01 timol ve %0,5 kloramindir (Tate ve White 1991, De Munck 2004). Bizim araştırmamızda diş çekimini takiben en geç 3 ay içerisinde kullanılan dişler, yumuşak doku artıkları ve eklentilerinden arındırıldıktan sonra çalışma için kullanılana kadar 4°C sıcaklıkta %0,01 timol içeren serum fizyolojik içerisinde saklandı.

Adeziv sistemlerin dentine bağlanma dayanımlarını etkileyen en önemli faktörlerden biri, dentinin kendi kompleks histolojik yapısı ve farklı kimyasal içeriğidir. Dentinin yüzeyinden derine doğru gittikçe, dentinin kimyasal içeriğinin değişmesi, kollajen içeriğinin azalması, tübül sayı ve çapının artması, dentin nem oranının artması, dentinal geçirgenliğin değişmesi bağlanma dayanımında farklılıklara sebep olmaktadır (Pashley ve Carvalho 1997, Nakabayashi ve Pashley 1998, Van Meerbeek ve ark 2001). Dentin yüzeyinin sklerotik olması veya çürükten etkilenmiş olması da adeziv sistemlerin etki mekanizmalarını değiştirmektedir (Şengün ve ark 2002, Koyutürk 2003). Bu bilgilerden yola çıkarak bu çalışmada sadece çürükten etkilenmemiş 20 yaş dişlerinin kronlarının orta kısmındaki dentin bölgeleri kullanıldı.

Üniversal adeziv sistemler son yıllarda geliştirilen adeziv sistemlerdir. Tek aşamalı self-etch adezivler gibi all-in-one konseptiyle geliştirilmelerine rağmen, klinik uygulamalarda farklı tekniklerle (total-etch, self-etch, selektif-etch) kullanımları mümkündür (Wagner A ve ark 2014). Bizim çalışmamızda üniversal adeziv sistemler sadece dentin yüzeylerinde kullanıldıkları için self-etch teknikte kullanıldı. Dentinde teflon bir aparat yardımıyla 5mm çapında 4mm yüksekliğinde kompozit restorasyonlar yapılarak her bir adeziv sistem için 8'er örnek hazırlandı ve bu örneklerin yarısı kontrol diğer yarısı ise mekanik yükleme grubunda olmak üzere kullanıldı.

Üniversal adeziv sistemlerin içerisinde yer alan 10-metakriololoksidesil dihidrojen fosfat (10-MDP) monomerinin hidroksiapatit kristalleriyle kimyasal olarak bağlanabildiği ve bağlantı ara yüzeyinde mekanik dayanıklılığın daha da artmasını sağlayan bir nano tabakayı oluşturduğu bildirilmiştir (Yoshida Y ve ark 2012). Buna ek olarak, nano tabaka boyunca stabil 10-MDP-Ca tuzlarının birikmesi yüksek bağlanma dayanıklılığının oluşmasını sağlamaktadır (Yoshihara K ve ark 2010, Yoshida Y ve ark 2012). Çalışmamızda kullanılan üniversal adeziv sistemlerin hepsinde 10-MDP bulunmaktadır. Self-etch teknikle kullanılan bu materyaller

arasında en yüksek mikrogerilim bağlanma dayanımı Single Bond Universal grubunda gözlemlenmiştir ve kontrol gruplarında All-Bond Universal hariç diğer bonding gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derece yüksektir. Single Bond Universal'ın içerisinde 10-MDP dışında, vitrebond kopolimeri diğer bir ismiyle polialkenoik asit kopolimeri de bulunmaktadır. Bu kopolimerin içerisindeki karboksil gruplarının %50'den fazlasının hidroksiapatit ile bağlandığı ve fosfat iyonlarıyla yer değiştirerek kalsiyum iyonlarıyla iyonik bağlar kurduğu belirtilmiştir (Barutçugil ve ark 2013). Bu, ilave kalsiyum şelasyonu yoluyla dentin-adeziv arayüzün stabilitesi ve ömrüne katkıda bulunulabilir (Mena-Serrano ve ark 2013). Bu sebeple Single Bond Universal grubunun yüksek bağlanma değeri göstermesinin, 10-MDP dışında polialkenoik asit kopolimeri (Vitrebond kopolimer) de içermesiyle ilişkili olabileceği düşünülebilir. Bizim çalışmamızda olduğu gibi daha birçok çalışmada da Single Bond Universal'ın dentinde self-etch bağlanma değerleri diğer üniversal adezivlerden yüksek çıkmıştır (Chen ve ark 2015, Sezinando ve ark 2015, Farias ve ark 2016, Yaşa ve ark 2017). Ayrıca diğer çalışmalarda adı geçen Scotchbond Universal olan ürünün Türkiye'deki satışa sunulan ismi Single Bond Universal'dır ve içerikleri tamamen aynıdır.

Bağlayıcı ajanların içerisinde, 10-MDP dışında fenil-P ve 4-META gibi fonksiyonel asidik monomerler de bulunabilmektedir. Yapılan çalışmalarda bu monomerlerden hiçbirisinin 10-MDP'den daha fazla bağlanma değeri göstermediği bildirilmiştir (Yoshida Y ve ark 2004). Bunun nedeni olarak da monomerlerin oluşturduğu kalsiyum tuzlarının çözünmeye karşı dayanıklı olamamaları ve hidrolitik bozulmaya uğramaları gösterilmiştir (Van Landuyt ve ark 2008). Farklı içeriğe sahip all-in-one bağlayıcı sistemlerdeki uzun yaşlandırma süresinin dentine olan bağlanma dayanımının değerlendirildiği çalışmalarda, 4-META içerikli adezivlerin daha düşük bağlanma değerleri sergilediği bildirilmiştir (Walter ve ark 2012). Çalışmamızda mikrogerilim bağlanma dayanımı en düşük Gluma Bond Universal ve Clearfil Universal Bond çıkmıştır. Gluma Bond Universal'ın içeriğinde 4-META bulunması ve Clearfil Universal Bond'un içerisindeki farklılıklardan ötürü, monomerin bozulmaya uğrayarak bağlantı değerlerini etkilediği düşünülebilir. Chen ve ark (2015) yaptığı bir çalışmada Clearfil Universal Bond'un diğer üniversal adezivlerden daha düşük bağlantı dayanımına sahip olduğunu göstermişlerdir.

Tetric N-Bond Universal adeziv sistemin içeriğinde diğer üniversal adeziv sistemlerden farklı olarak D3MA (Decandiol dimetakrilat) ve MCAP (metakrilatlı

karboksilik asit polimer) bulunmaktadır. D3MA: Adezivin, kompozitlerin veya adeziv rezin simanların daha zayıf kutuplu monomerleri ile tepkimesini sağladığı iddia edilmektedir (www.ivoclarvivadent.com.tr). MCAP: Karboksilik asit fonksiyonel polimeri, hidroksiapatite tepki verir ve ardından hidroksiapatite yapışır ve bir polimerik omurga/zincir boyunca birçok karboksilik asit grubunun bulunması, diş yüzeyine çoklu bağlara izin verdiği iddia edilmektedir (www.ivoclarvivadent.com.tr). Yaptığımız çalışmada mikrogerilim bağlanma dayanım test sonuçlarına göre diğer universal adeziv sistemlere göre bir artışı bulunamamıştır.

Tek aşamalı self-etch adeziv sistemler, oksijen ile polimerizasyon inhibisyonuna karşı daha duyarlı olan daha ince bir adeziv tabakayla sonuçlanır (Nunes ve ark 2005). Yetersiz polimerizasyon, universal adezivlerin tek aşamalı self-etch olarak kullanılmasıyla ilgili bir dezavantajdır. Klinik bir alternatif, polimerize edilmiş adezivin üzerine hidrofobik bir adezivin ilave bir tabaka uygulanmasıdır (Nunes ve ark 2005). Bu ekstra adeziv katmanı, adeziv ara tabakanın akışkanlığını düşürmenin yanı sıra adeziv tabakanın kalınlığını ve düzgünlüğünü de arttırmayı amaçlar (e Silva ve ark 2009). Tek aşamalı self-etch adezivlerin üzerinde bir hidrofobik adeziv yerleştirildikten sonra mükemmel bir in vitro ve klinik sonuçlar rapor edilmiştir (Reis ve ark 2008, Reis ve ark 2009). Bunlara ilave olarak; son zamanlarda universal adezivler için bağlanma kuvveti, nanosızıntı ve hibrit tabakanın içindeki polimerizasyon derecesi bakımından umut verici sonuçlar bildirilmiştir (Perdigao ve ark 2014). Ancak, yaptığımız çalışmada kullandığımız universal bonding sistemlerin hiç birinde ilave hidrofobik bir tabaka uygulamamız, tek aşamalı Gluma Bond Universal ve Clearfil Universal Bond gruplarında düşük mikrogerilim bağlanma dayanımı ile sonuçlanmasına sebep olmuş olabilir.

Üniversal adeziv sistemlerin içeriğinde doldurucu olanlar ve olmayanlar markalara göre değişmektedir. Bizim çalışmamızda kullanmış olduğumuz üniversal adeziv sistemlerden All-Bond Universal ve Gluma Bond Universal içeriğinde doldurucu bulundurmamaktadır. Mekanik yükleme sonrası ise All-Bond Universal' de ve Gluma Bond Universal' de (All-Bond Universal' de anlamlı olacak şekilde) mikrogerilim bağlanma dayanımında azalma meydana gelmiştir. Doldurucu ilavesi adeziv tabakanın film kalınlığının fazla incelmesinin önler (Frankerberger ve ark 2002). Adeziv tabakanın gereğinden fazla ince olması oksijen inhibisyonu sebebiyle polimerizasyonun tam olarak gerçekleşmemesine sebep olabilir (Van Landuyt ve ark

2007). Buradan hareketle üniversal adeziv sistemlerin içeriğine doldurucu ilavesi daha stabil bir hibrit tabaka oluşturarak, özellikle mekanik yüklemeye sonra meydana gelebilecek olan arayüzde bağlantı bozulmasının önüne geçilebileceği düşünülebilir.

Self-etch adeziv sistemler asiditelerine göre, güçlü ( $\text{pH} < 1$ ), orta derecede güçlü ( $\text{pH} \sim 1,5$ ), hafif ( $\text{pH} \sim 2$ ) ve ultra hafif ( $\text{pH} \geq 2,5$ ) şeklinde sınıflandırılmaktadır (Van Meerbeek ve ark 2011). Çalışmada kullandığımız üniversal adezivlerden sadece bir tanesi orta derecede güçlü asiditede [Gluma Bond Universal ( $\text{pH} \sim 1.6$ )] iken, diğerleri ultra hafif asiditeye [Single Bond Universal ( $\text{pH} \sim 2.8$ ), All-Bond Universal ( $\text{pH} \sim 3.1$ ), Clearfil Universal Bond ( $\text{pH} \sim 2,3$ ), Tetric N-Bond Universal ( $\text{pH} \sim 2,8$ )] sahiptirler. Yapılan çalışmalarda dentin tübüllerinde su bulunmasından dolayı güçlü self-etch adeziv sistemlerdeki bazı asidik monomerlerin asiditesini sürdürerek asitlemeye devam ettiği bildirilmiştir (Wang Y ve ark 2005, Carvalho ve ark 2005). Bu yüzden polimerizasyonun tam olarak tamamlanamadığı ve yüksek asiditedeki self-etch adezivlerin bağlanma dayanımını artırmadığı savunulmuştur (Wang Y ve ark 2005, Carvalho ve ark 2005, Wagner ve ark 2014). Çalışmamızda Gluma Bond Universal'ın en düşük mikrogerilim bağlanma dayanımını gösteren bondlardan birisi olması bu çalışmaları desteklemektedir.

Adeziv restorasyonlar, çiğneme esnasında klinik olarak mekanik yüklemeye maruz kalır ve zamanla arayüzde bağlantı bozulmasına neden olabilir. Ayrıca, materyalin ağız ortamındaki performansına yakın sonuçlar elde edilebilmesi için laboratuvar deney düzeneğine materyalin ağız içerisinde maruz kalacağı durumlar yansıtılmalıdır. Isısal farklılıkların ve çiğneme kuvvetlerinin bunlar arasında en önemlileri olduğu söylenebilir (Braem ve ark 1994, De Munck 2004, Frankenberger ve ark 2005, Frankenberger ve Tay 2005). Dişler çiğneme ve yutma sırasında sıklıkla yüklemeye tabi tutulur. Tekrarlayan kuvvetler dentin adeziv bağlarında mekanik ve kimyasal değişikliklere neden olabilir ve sonuç olarak restorasyonların uzun süreli performansını etkileyebilir. Oral koşulların simülasyonu ile üniversal adezivlerin *in-vitro* değerlendirilmesi klinik performansın tahminini artırabilir. Çeşitli laboratuvar araştırmaları, mekanik yüklemeye hızlandırılmış yaşlanmanın dentin/adeziv arayüzüne sorun çıkarabileceğini bildirmiştir (Nikaido ve ark 2002, Sartori ve ark 2015). Gale ve Darwell (1999), De Munck (2004), Sengun ve ark (2005) çalışmalarında yaşlandırma işlemi için termal siklusu tercih etmişlerdir. Bazı araştırmacılar da yaşlandırma işlemi için saklama yöntemi ile yaşlandırmayı tercih

etmişlerdir (Shono ve ark 1999, Kitasako ve ark 2000, Armstrong SR ve ark 2001, Fukushima T ve ark 2001). Günümüzde bu yöntemlere alternatif olarak mekanik yükleme ile yaşlandırma işlemi kullanılabilir. Bu yöntemle daha kısa sürede ağız koşullarına uygun yaşlandırma yapılabilir. Wiskott ve ark (1994), 20 yıl boyunca restorasyonların yaklaşık 1.000.000 aktif stres siklusuna maruz kaldıklarını bildirmişlerdir. Biz de çalışmamızda 60.000 stres siklusu kullanarak materyallerimizi en az 1 yıllık *in-vivo* fonksiyona tekabül edecek şekilde yaşlandırmış olduk. Bizim çalışmamızda; piyasaya yakın zaman önce sürülmüş 5 üniversal adeziv sisteminin yapay yaşlandırma işlemlerinden biri olan mekanik yükleme sonrasında dentine bağlanma dayanımına etkisini değerlendirilmiştir.

Bu çalışmada örneklerle mekanik kuvvetler yükleyebilmek için bir çiğneme simülatörü geliştirildi. Çiğneme simülatöründe çalışma frekans aralıkları ve uygulanan kuvvet değerleri rahatlıkla manuel ayarlama yapılarak değiştirilebilecek şekilde düzenlendi. Bu çalışma için gereken frekans aralığı ve uygulanan kuvvet miktarı belirlenirken, *in-vivo* ortamda gerçekleşen değerlere yakın olmasına dikkat edildi. Biz de çalışmamızda Çetin ve ark (2013) çalışmasında olduğu gibi çiğneme cihazında 37°C sabit sıcaklık ve su ortamında, 0,5 mm laterale kayma hareketi ile, 1,2 Hz frekansta, 60000 devir ile antagonist örneğe çiğneme hareketi ile 50 N kuvvet uygulayarak yaşlandırma işleminini tamamladık.

Mekanik yüklemenin bağlanma dayanımında neden olduğu azalma şu şekilde açıklanabilir: Uygulanan yük sikluslarından dolayı restorasyonlar deformasyona uğramış olabilir. Uygulanan kuvvet dentin yüzeyi ile adeziv tabaka arasında mikro veya nano düzeyde aralanmalara veya kırık ve çatlaklara neden olmuş olabilir ya da adeziv tabakanın kendisinde plastik deformasyonlar gerçekleşmiş olabilir. Yaptığımız çalışmada bu mekanik yükleme uygulamanın sonucunda sadece All-Bond Universal adeziv sisteminden elde edilen mikroyerleşim bağlanma dayanımının değerinde istatistiksel olarak anlamlı derecede azalma gözlemlendi. Ancak, Farias ve ark (2016) yaptıkları bir mekanik yükleme çalışmasında All-Bond Universal 'in bağlanma dayanımında herhangi bir düşüş gözlemlenemediklerini bildirmişlerdir. Deneysel koşullar, numune hazırlama ve yükleme koşullarındaki değişiklikler, farklı sonuçları açıklayabilir (Tay ve ark 2001, Loguercio ve ark 2011). Buna ek olarak; zayıf performansın sebepleri, (1) tam polimerize edilememesi, (2) diş yüzeyinin ıslanmasının yetersiz olması, (3) potansiyel faz ayrımı, (4) düşük hidrolitik stabilite ve

(5) artık monomerin açığa çıkan kollajenlerle etkileşimi olabilir (Shirai ve ark 2005, Van Landuyt ve ark 2005). Ayrıca çalışmada kullandığımız All-Bond Universal' in pH değeri diğer üniversal adeziv sistemlerin hepsinden daha yüksek değerde olduğu için yeteri kadar derine infiltre olamayan adeziv ve buna bağlı olarak mekanik yüklenme sırasında daha kolay deforme olabilen bir hibrit tabakadan kaynaklı olacak şekilde, All-Bond Universal'in mikromekanik bağlanma dayanımında azalma olmuş olabilir.

Çalışmamızda istatistiksel olarak anlam ifade etmese de mekanik yüklenme sonrasında artmış mikromekanik bağlanma dayanımları gösteren adeziv sistemler olmuştur (Clearfil Universal Bond, Tetric N-Bond Üniversal, Single Bond Üniversal). 10-MDP varlığının rezidüel hidroksiapatite kimyasal afinitesi ile birlikte, yaşlanma sonrası artmış ortalama mikrogerilim bağlanma dayanımına katkıda bulunmuş olabilir (Yoshida ve ark 2004, Van Meerbeek ve ark 2011). Bu çalışmada kullanılan adeziv sistemlerin tamamında 10-MDP mevcuttur. Fakat hepsinde 10-MDP bulunmasına rağmen farklı sonuçlar elde edilmiştir. Bunun nedeni 10-MDP' nin elde edilme yöntemi, saflığı, yoğunluğu ve adeziv sistemler içeriğindeki diğer bileşenlerden kaynaklı olabilir. Bu da bizim sonuçlarımızı destekler niteliktedir. Hâlihazırdaki bilgilere dayanarak, üniversal adezivlerin hibrid tabakanın altındaki demineralize dentine kısmen infiltre olmasıyla uzun vadeli komplikasyonları daha minimal olabilir (Toledano ve ark 2014, Toledano ve ark 2015).

Bağ kuvvetlerini değerlendirirken göz önüne alınması gereken bir başka faktör de, malzemelerin dönüşüm derecesinin potansiyel etkisidir. Suboptimal bir dönüşüm derecesi adeziv arayüzün, ara yüzey dayanıklılığını ve kararlılığını azaltabilir. Üniversal adezivlerin dönüşüm derecesinin incelendiği bir çalışmada, self-etch modunda Scotchbond Üniversal (Single Bond Üniversal) için diğer malzemelerle karşılaştırıldığında düşük bir dönüşüm derecesi bulundu (All-Bond Üniversal, Adper Single Bond 2 ve Clearfil SE Bond) (Munoz ve ark 2013). Bununla birlikte, Scotchbond Üniversal, bir çalışmada, All-Bond Üniversal, Adper Single Bond Plus ve Clearfil SE Bond ile benzer mikrogerilim bağlanma dayanımı gösterdi (Farias ve ark 2016). Monomer dönüşüm değerini etkileyen faktörlerden biri kullanılan ışık kaynağıdır. Işık kaynağı sebebiyle oluşabilecek polimerizasyon bozukluklarını azaltmak için çalışmamızda yüksek güçlü ve geniş dalga boyuna sahip kullanılan fotoaktivatör sistemleri ile uyumlu güçlü LED ışık kaynağı kullandık.

## 5. SONUÇLAR

1. Ünikersal adeziv sistemlerden Single Bond Universal, self-etch teknikte kullanıldığında, kontrol grubu ve mekanik yükleme grubu içerisinde en yüksek mikrogerilim bağlanma dayanımını gösteren adeziv sistemdir.
2. Mekanik yükleme sonrasında All-Bond Universal haricinde diğler üniversal adezivlerden hiç birinde mikrogerilim bağlanma dayanımı değerlerinde istatiksels olarak anlamlı düşüş gözlenmemiştir.
3. Bu çalışmanın sonucuna göre bağlantı dayanımları yüksek bulunan Single Bond Universal ve All-Bond Universal adezivin kontrol gruplarında istatiksels olarak fark gözlenmemiştir ve klinik kullanımda tercih edilebilirler; ancak; klinikte tercih yapılırken All-Bond Universal adezivi daha az strese maruz olacak bölgelerde kullanmak daha uygun olacaktır.
4. Yapay yaşlandırmanın üniversal adezivlerin bağlanma dayanımı üzerinde neden olduğu değişiklikler göz önüne alındığında; ağız içerisindeki ısı değişiklikleri ve çiğneme kuvvetlerinin *in-vitro* çalışmalarda taklit edilmesi, adezivlerin bağlanma dayanımında ortaya çıkabilecek değişikliklerin tahmin edilmesinde faydalı olabilir.
5. Bu *in-vitro* çalışma sonuçlarının *in-vivo* çalışmalarla ve klinik çalışmalarla desteklenmesi sonucunda daha net bulgulara ulaşılabilir.



## 6. KAYNAKLAR

- Abate PF, Rodriguez VI, Macchi RL. Evaporation of solvent in one-bottle adhesives. *J Dent*, 2000;28:437-40.
- Abreu A, Loza MA, Ellias A, Mukhopadhyay S, Looney S, Rueggeberg FA. Tensile bond strength of an adhesive resin cement to different alloys having various surface treatments. *J Prosthet Dent*, 2009;101:107-18.
- Andreasson H, Boman A, Johnss S, Karlsson S Barregard L. On permeability of methyl methacrylate, 2-hydroxyethyl methacrylate and triethyleneglycol dimethacrylate through protective gloves in dentistry. *Eur J Oral Sci*, 2003;111:529-35.
- Armstrong SR, Keller JC, Boyer DB. The influence of water storage and C-factor on the dentin-resin composite microtensile bond strength and debond pathway utilizing a filled and unfilled adhesive resin. *Dent Mater* 2001; 17: 268-76.
- Asmussen E, Peutzfeldtz A. Influence of UEDMA, BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. *Dent Mater*, 1998;14:51-6.
- Asmussen E, Peutzfeldtz A. Influence of selected components on crosslink density in polymer structures. *Eur J Oral Sci*, 2001;109:282-5.
- Atsumi T, Ishihara M, Kadoma Y, Tonosaki K, Fujisawa S. Comparative radical production and cytotoxicity induced by camphorquinone and 9-fluorenone against human pulp fibroblasts. *J Oral Rehab*, 2004;31:1155-64.
- Bae JH, Cho BH, Kim JS, Lee IB, Son HH. Adhesive layer properties as a determinant of dentin bond strength. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 2005;74:822-8.
- Barbosa SV, Safavi KE, Spångberg LS. Influence of sodium hypochlorite on the permeability and structure of cervical human dentine. *International Endodontic Journal*. 1994; 27(6):309-12.
- Barutçugil Ç, Kürklü D, Barutçugil K, Arslan H. Farklı yüzey işlemleri uygulanmış dentine üniversal bağlayıcı ajanın bağlanma dayanımının. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* 2013;21:324-30.
- Borsatto MC, Thomaz MY, Contente MM, Gomes-Silva JM, Mellara Tde S, Galo R. Bonding agent under neath sealant: shear bond strength to oil-contaminated. *Brazilian Dental Journal*, 2010; 21:50-4.
- Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Clinical relevance of laboratory fatigue studies. *Journal of dentistry*. 1994; 22(2):97-102.
- Breschi L, Mazzoni A, Ruggeri A, Cadenaro M, Di Lenarda R, De Stefano Dorigo E. Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. *Dental Materials* 2008;24:90-101.
- Brown, W., 1961, Adhesive restorative dental materials, proceedings of a workshop, EW Phillips & G. Ryge, Eds, 51.
- Bowen RL, Eichmiller FC, Marjenhoff WA. Glass-ceramic inserts anticipated for 'megafilled' composite restorations: Research moves into the office. *Journal of the American Dental Association*, 1991; 122:71-5.
- Burke FJT, Hussain A, Nolan L, Fleming GJP. Methods used in dentin bonding tests: an analysis of 102 investigations on bond strength. *Eur J Prosthodont Rest Dent*, 2008; 16:158-65.

- Burrow MF, Satoh M, Tagami J. Dentin bond durability after three years using a dentin bonding agent with and without priming. *Dent Mater* 1996; 12: 302-7.
- Burrow MF, Inokoshi S, Tagami J. Water sorption of several bonding resins. *Am J Dent*, 1999;12:295-8.
- Cardoso MV, Neves A, Mine A, Coutinho E, Van Landuyt K, De Munck J. Current aspects on bonding effectiveness and stability in adhesive dentistry. *Australian Dental Journal*, 2011; 56:31-44.
- Carvalho RM, Yoshiyama M, Brewer PD, Pashley DH. Dimensional changes of demineralized human dentine during preparation for scanning electron microscopy. *Arch Oral Biol*, 1996;41:379-86.
- Carvalho RM, Mendonca JS, Santiago SL, Silveira R, Garcia FC, Tay FR. Effects of HEMA solvent combinations on bond strength to dentin. *J Dent Res*, 2003;82:597-601.
- Carvalho RM, Chersoni S, Frankenberger R, Pashley DH, Prati C, Tay FR. A challenge to the conventional wisdom that simultaneous etching and resin infiltration always occurs in self-etch adhesives. *Biomaterials* 2005;26:1035-42.
- Chadwick B, Treasure E, Dummer P, Dunstan F, Gilmour A, Jones R, Phillips C, Stevens J, Rees J, Richmond S. Challenges with studies investigating longevity of dental restorations—a critique of a systematic review. *Journal of Dentistry*. 2001;29(3):155-61.
- Chang JC, Hurst TL, Hart DA, Estey AW. 4-META use in dentistry: a literature review. *J Prosthet Dent*, 2002;87:216-24.
- Chen C, Niu LN, Xie H, Zhang ZY, Zhou LQ, Jiao K, Chen JH, Pashley DH, Tay FR. Bonding of universal adhesives to dentine—Old wine in new bottles?. *Journal of dentistry*. 2015; 43(5):525-36.
- Chigira H, Yukitani W, Hasegawa T, Manabe A, Itoh K, Hayakawa T. Self-etching dentin primers containing phenyl-P. *J Dent Res*, 1994;73:1088-95.
- Chung CW, Yiu CK, King NM, Hiraishi N, Tay FR. Effect of saliva contamination on bond strength of resin luting cement to dentin. *Journal of Dentistry*, 2009; 37: 923-31.
- Cox CF, White KC, Ramus DL, Farmer JB, Snuggs HM. Reparative dentin: factors affecting its deposition. *Quintessence International*, 1992; 23:257-70.
- Cetin AR, Unlu N, Cebe MA. Effects of aging on the bond strength of self-etching adhesives and resin luting cements. *Journal of Dental Sciences*. 2013 Mar 31;8(1):61-7.
- Darr AH, Jacobsen PH. Conversion of dual cure luting cements. *J Oral Rehab*, 1995;22:43-7.
- Dayangaç B. *Kompozit Rezin Restorasyonlar*, Güneş Kitapevi Ltd Şti, Ankara 2000.
- De Munck J. An in vitro and in vivo study on the durability of biomaterial-tooth bonds, 2004.
- De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M. A critical review of the durability adhesion to tooth tissue: methods and results. *Journal of Dental Research*, 2005;84:118-32.

- Diaz-Arnold AM, Williams VD, Aquilino SA. Review of dentinal bonding in vitro: the substrate. *Operative dentistry*. 1990;15(2):71.
- e Silva SD, Carrilho MR, Junior LM, Garcia FC, Manso AP, Alves MC, de CARVALHO RM. Effect of an additional hydrophilic versus hydrophobic coat on the quality of dentinal sealing provided by two-step etch-and-rinse adhesives. *J Appl Oral Sci*. 2009; 17(3):184-9.
- Eick, JD, Gwinnett A.J, Pashley DH, Robinson SJ. Current concepts on adhesion to dentin. *Critical Reviews in Oral Biology&Medicine*, 1997;8;306-35.
- Erickson RL, Barkmeier WW, Latta MA. The role of etching in bonding to enamel: a comparison of self-etching and etch-and-rinse adhesive systems. *Dental Material*, 2009; 25:1459- 67.
- Farias DC, de Andrada MA, Boushell LW, Walter R. Assessment of the initial and aged dentin bond strength of universal adhesives. *International Journal of Adhesion and Adhesives*. 2016; 70:53-61.
- Ferracane JL, Berge HX, Condon JR. In vitro aging of dental composites in water – effect of degree conversion, filler volume, and filler/matrix coupling. *J Biomed Mater Res* 1998 42: 465-72.
- Finer Y, Santerre JP. Salivary esterase activity and its association with the biodegradation of dental composites. *J Dent Res* 2004; 83: 22-6.
- Frankenberger R, Kramer N, Petschelt A. Technique sensitivity of dentin bonding: effect of application mistakes on bond strength and marginal adaptation. *Oper Dent*, 2000;25:324–30.
- Frankenberger R,Lopes M, Perdiago J, Ambrose WW, Rosa BT. The use of flowable composites as filled adhesives. *Dent Mater*, 2002;18:227–38.
- Frankenberger R, Tay FR. Self-etch vs etch-and-rinse adhesives: effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations. *Dental Materials*, 2005 ;21(5):397-412.
- Frankenberger R, Tay FR. Self-etch vs etch-and-rinse adhesives: effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations. *Dental Materials*. 2005; 21(5):397-412.
- Fukushima T, Inoue Y, Miyazaki K, Itoh T. Effect of primers containing N-methylolacrylamide or N-methylolmethacrylamide on dentin bond durability of a resin composite after 5 years. *J Dent* 2001; 29:227-34.
- Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of dentistry*, 1999;89-99.
- Geurtsen W. Biocompatibility of resin-modified filling materials. *Crit Rev Oral Bio Med*, 2000;11:333–55.
- Giannini M, Seixas CAM, Reis AF, Pimenta LAF. Six-month storagetime evaluation of one-bottle adhesive systems to dentin. *J Esthet Restor Dent* 2003; 15: 43-49.
- Goossens A. Contact allergic reactions the eyes and eyelids. *Bull Soc Belge Ophtalmol*, 2004;4:11– 7.

- Hakimeh S, Vaidyanathan J, Houpt ML, Vaidyanathan TK, Von Hagen S, School NJ, Newark NJ. Microleakage of compomer class V restorations: effect of load cycling, thermal cycling, and cavity shape differences. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2000;83(2):194-203.
- Hanabusa M, Mine A, Kuboki T, Momoi Y, Van Ende A. Bonding effectiveness of a new 'multi-mode' adhesive to enamel and dentine. *J Dent*, 2012; 40:475-84.
- Hasegawa T, Manabe A, Itoh K, Wakumoto S. Investigation of self-etching dentin primers. *Dent Mater*.1989;5:408-10.
- Hashimoto M, Ohno H, Endo K, Kaga M, Sano H, Oguchi H. The effect of hybrid layer thickness on bond strength: demineralized dentin zone of the hybrid layer. *Dent Mater*, 2000;16:406-11.
- Hashimoto M, Fujita S, Endo K. Bonding of self etching adhesives on dehydrated dentin. *J Adhes Dent*, 2011;13:49-54.
- Hayakawa T, Kikutake K, Nemoto K. Influence of self-etching primer treatment on the adhesion of resin composite to polished dentin and enamel. *J DentMater*, 1998;14:99-105.
- Hazlewood C, Davies MJ. Benzoyl peroxide-induced damage to DNA and its components: direct evidence for the generation of base adducts, sugar radicals, strand breaks. *Arch Biochem Biophys*.1996;332:79-91.
- Hiraishi N, Nishiyama N, Ikemura K, Yau JY, King NM, Tagami J. Water concentration in self-etching primers affects their aggressiveness and bonding efficacy to dentin. *J Dent Res*, 2005;84:653-8.
- Ikeda T, De Munck J, Shirai K, Hikita K, Inoue S, Sano H. Effect of evaporation of primer components on ultimate tensile strengths of primer-adhesive mixture. *Dent Mater*, 2005;21:1051-8.
- Ikemura, K.; Endo, T. Effect of the Structure of Amino Acids with 4-AET/HEMA in a Self-etching Primer on Bonding to Ground Dentin. *Journal-Adhesion Society Of Japan*, 1997; 33: 213- 226.
- Inaba D, Duschner H, Jongebloed W, Odelius H, Takagi O, Arends J. The effects of a sodium hypochlorite treatment on demineralized root dentin. *European journal of oral sciences*. 1995;103(6):368-74.
- Ivoclar Vivadent – tetric-n-bond Universal Scientific Documentation. Available at: <http://www.ivoclarvivadent.us/en-us/productcategories/bond/tetric-n-bond-universal> (accessed February 24, 2017).
- Janda R, Roulet JF, Kaminsky M, Steffin G, Latta M. Color stability of resin matrix restorative materials as function of the method of light activation. *Eur J Oral Sci*, 2004;112:280-5.
- Jacobsen T, Soderholm KJ. Some effects of water on dentin bonding. *Dent Mater*, 1995;11:132-6.
- Kanca J. Resin bonding to wet substrate: Bonding to dentin. *Quintessence Int*, 1992;23:39-41. Kato G, Nakabayashi N. The durability of adhesion to phosphoric acid etched, wet dentin substrates. *Dent Mater* 1998; 14: 347-52.

- Kim JS, Cho BH, Lee IB, Um CM, Lim BS, Oh MH. Effect of the hydrophilic nanofiller loading on the mechanical properties and the microtensile bond strengths of an ethanol-based one-bottle dentin adhesive. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 2005;72:284-91.
- Kitasako Y, Burrow MF, Nikaido T, Tagami J. The influence of storage solution on dentin bond durability of resin cement. *Dent Mater* 2000; 16: 1-6.
- Koyutürk A. Süt ve daimi dişlerde çürükten etkilenmiş ve sağlam dentin dokusuna farklı bonding ajanların bağlanma dayanımlarının mikromakaslama metodu ile incelenmesi ve taramalı elektron mikroskobu ile değerlendirilmesi. Doktora tezi, Konya 2003.
- Krithikadatta J. Clinical effectiveness of contemporary dentin bonding agents. *Journal of Conservative Dentistry*, 2010; 13:173-83.
- Kuraray Scientific Product Information. Available from:[http://www.kuraraydental.eu/fileadmin/downloads/SPI/SPI\\_MAJESTY\\_08.pdf](http://www.kuraraydental.eu/fileadmin/downloads/SPI/SPI_MAJESTY_08.pdf)
- Kwong SM, Tay FR, Yip HK, Kei LH, Pashley DH. An ultrastructural study of the application of adhesives to acid conditioned sclerotic dentin. *J Dent*, 2000;28:515-28.
- Loguercio AD, Bittencourt DD, Baratieri LN, Reis A. A 36-month evaluation of self-etch and etch-and-rinse adhesives in noncarious cervical lesions. *The Journal of the American Dental Association*. 2007;507-14.
- Loguercio AD, Stanislawczuk R, Mena-Serrano A, Reis A. Effect of 3-year water storage on the performance of one-step self-etch adhesives applied actively on dentine. *J Dent* 2011; 39:578–87.
- Maciel KT, Carvalho RM, Ringle RD, Russell CM, Pashley DH. The effects of acetone, ethanol, HEMA, and air on the stiffness of human decalcified dentin matrix. *J Dent Res*, 1996;11:1851- 8.
- Mehl A, Hickel R, Kunzelmann KH. Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without 'softstart polymerization'. *Journal of Dentistry*, 1997;25:321-30.
- Mena-Serrano A, Kose C, De Paula EA, Tay LY, Reis A, Loguercio AD, *et al.* A new universal simplified adhesive: 6-month clinical evaluation. *J Esthet Restor Dent* 2013;25:55-69.
- Miyasaka K, Nakabayashi N. Combination of EDTA conditioner and phenyl-P HEMA self-etching primer for bonding to dentin. *Dent Mater*, 1999;15:153-7.
- Miyazaki MO, Hinoura K, Onose H, Moore BK. Influence of filler addition to bonding agents on shear bond strengths to bovine dentin. *Dent Mater*, 1995;11:234-8
- Morrison RT, Boyd RN. *Organic Chemistry*. Boston: Allyn and Bacon.1973.
- Moss L, Rueggeberg FA, Stansbury JW. Effect of solvent type on absorption profile of camphoroquinone. *J Dent Res* 2002;81A:255-255.
- Moszner N, Salz U, Zimmermann J. Chemical aspects of self-etching enamel–dentin adhesives: a systematic review. *Dent Mater*.2005;21:895–910.

- Munmaya K, Yagci Y. Handbook of Radical Vinyl Polymerization. New York: Dekker.1998.
- Muñoz, Miguel Angel, et al. Immediate bonding properties of universal adhesives to dentine. Journal of dentistry, 2013, 41.5: 404-411.
- Nakabayashi N, Saimi Y. Bonding to intact dentin. J Dent Res, 1996;75:1706–15.
- Nakabayashi N, Pashley DH. Acid conditioning and hybridization of substrate. Hybridization of Dental Hard Tissues. Tokyo: Quintessence Publishing Co. Ltd. 1998:85-93.
- Nakabayashi N, Hiranuma K. Effect of etchant variation on wet and dry bonding primed with 4- META acetone. J Dent Mater, 2000;16:274-9.
- Nakajima M, Okuda M, Pereira PN, Tagami J, Pashley DH. Dimensional changes and ultimate tensile strengths of wet decalcified dentin applied with one-bottle adhesives. Dent Mater, 2002;18:603–8.
- Nakaoki Y, Nikaido T, Preira PN, Inokoshi S, Tagami J. Dimensional changes of demineralized dentin treated with HEMA primers. Dent Mater, 2000;16:441–6.
- Neumann MG, Miranda WG, Schmitt CC, Rueggeberg FA, Correa IC. Molar extinction coefficients and the photon absorption efficiency of dental photoinitiators and light curing units. J Dent, 2005;33:525–32.
- Nikaido T, Kunzelmann KH, Chen H, Ogata M, Harada N, Yamaguchi S, Cox CF, Hickel R, Tagami J. Evaluation of thermal cycling and mechanical loading on bond strength of a self-etching primer system to dentin. Dental materials, 2002;18(3):269-75.
- Nishiyama N, Asakura T, Suzuki K, Sato T, Nemoto K. Adhesion mechanisms of resin to etched dentin primed with N-methacryloylglycine studied by 13C-NMR. J Biomed Mater Res, 1998;40:458-63.
- Nishiyama N, Asakura T, Suzuki K, Komatsu K, Nemoto K. Bond strength of resin to acid-etched dentin studied by 13C NMR: interaction between N- methacryloyl-omega-amino acid primer and dentinal collagen. J Dent Res, 2000;79:806-11.
- Nishitani Y, Yoshiyama M, Wadgaonkar B, Breschi L, Mannello F, Mazzoni A. Activation of gelatinolytic collagenolytic activity in dentin by self-etching adhesives. European Journal of Oral Sciences, 2006;114:160–6.
- Nunes TG, Ceballos L, Osorio R, Toledano M. Spatially resolved photopolymerization kinetics and oxygen inhibition in dental adhesives. Biomaterials. 2005; 26(14):1809-17.
- Odian G. Principles of polymerization. New York. Willey Interscience 2004.
- Paranjpe A, Bordador LC, Wang MY, Hume WR, Jewett A. Resin monomer 2-hydroxyethyl methacrylate (HEMA) is a potent inducer of apoptotic cell death in human and mouse cells. J Dent Res, 2005;84:172–7.
- Park YJ, Chae KH, Rawls HR. Development of photoinitiation system for dental light-cure composite resins. Dent Mater, 1999:120-7.
- Park J, Chang J, Ferracane J, Lee IB. How should composite be layered to reduce shrinkage stress: incremental or bulk filling. Dental Materials, 2008; 24: 1501-5.

- Pashley DH, Nelson R, Kepler EE. The effects of plasma and salivary constituents on dentin permeability. *Journal of Dental Reserach*, 1982;61:978-81.
- Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM. Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. *Dent Mater*, 1995;11:117-25.
- Pashley DH, Carvalho RM. Dentine permeability and dentine adhesion. *Journal of dentistry*. 1997;25(5):355-72.
- Pashley DH, Carvalho RM, Sano H, Nakajima M, Yoshiyama M, Shono Y, Fernandes CA, Tay F. The microtensile bond test: A review. *Journal of Adhesive Dentistry*. 1999; 1(4).
- Pashley DH, Tay FR. Aggressiveness of contemporary self-etching adhesives. Part II: etching effects on unground enamel. *Dent Mater*, 2001;17:430-44.
- Pashley DH, Carvalho RM, Tay FR, Agee KA, Lee KW. Solvation of dried dentin matrix by water and other polar solvents. *Am J Dent*, 2002;15:97-102.
- Perdiago J, Swift EJ. Mine ve dentin adezyonunun temel kavramları. In: Roberson TM, Heymann HO, Swift E, Gürkan S, editors. *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*. 5' inci baskı. Ankara. Güneş Kitapevi, 2006: 243-271.
- Perdigao J. New developments in dental adhesion. *Dent Clin North Am*, 2007;51:333-57.
- Perdigão J, Kose C, Mena-Serrano AP, De Paula EA, Tay LY, Reis A, Loguercio AD. A new universal simplified adhesive: 18-month clinical evaluation. *Operative dentistry*. 2014 Mar;39(2):113-27.
- Pereira GD, Paulillo LA, De Goes MF, Dias CT. How wet should dentin be? Comparison of methods to remove excess water during moist bonding. *J Adhes Dent*, 2001; 3:257-64.
- Perinka L, Sano H, Hosoda H. Dentin thickness, hardness, and Ca concentration vs bond strength of dentin adhesives. *Dent Mater*, 1992;8:229-33.
- Peumans M, Kanumilli P, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Clinical effectiveness of contemporary adhesives: a systematic review of current clinical trials. *Dental Materials*, 2005; 21: 864-81.
- Peumans M, De Munck J, Van Landuyt K, Poitevin A, Lambrechts P. Eight-year clinical evaluation of a 2-step self-etch adhesive with and without selective enamel etching. *Dent Mater*, 2010; 26:1176-84.
- Peumans M, De Munck J, Mine A, Van Meerbeek B. Clinical effectiveness of contemporary adhesives for the restoration of non-carious cervical lesions. A systematic review. *Dent Mater* 2014;30:1089-1103.
- Peumans M, De Munck J, Van Landuyt K, Van Meerbeek B. Thirteen-year randomized controlled clinical trial of a twostep self-etch adhesive in non-carious cervical lesions. *Dent Mater* 2015;31:308-14.
- Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci*, 1997;105:97-116.
- Phillips RW. *Science of Dental Materials*. 9th edition. Philadelphia. WB Saunders Co.1991: 217-8.

- Poss SD. Utilization of a new self-adhering flowable composite resin. *Dent Today*, 2010;29:104–5.
- Reis AF, Giannini M, Kavaguchi A, Soares CJ, Line Sergio RP. Comparison of microtensile bond strength to enamel and dentin human, bovine, and porcine teeth. *J Adhes Dent*, 2004; 6:117- 21.
- Reis A, Grande RHM, Oliveira GMS, Lopes GC, Loguercio AD. A 2-year evaluation of moisture on microtensile bond strength and nanoleakage. *Dent Mater*, 2007; 23:862–70.
- Reis A, de Carvalho Cardoso P, Vieira LC, Baratieri LN, Grande RH, Loguercio AD. Effect of prolonged application times on the durability of resin–dentin bonds. *Dental materials*. 2008; 24(5):639-44.
- Reis A, Leite TM, Matte K, Michels R, Amaral RC, Geraldeli S, Loguercio AD. Improving clinical retention of one-step self-etching adhesive systems with an additional hydrophobic adhesive layer. *The Journal of the American Dental Association*. 2009 Jul 31;140(7):877-85.
- Retief DH. Standardizing laboratory adhesion tests. *American journal of dentistry*. 1991; 4(5):231-6.
- Rueggeberg FA. Substrate for adhesion testing to tooth structure—Review of the literature: A report of the ASC MD156 Task Group on Test methods for the adhesion of restorative materials Accredited standards committee MD156 for dental materials and devices. *Dental Materials*. 1991; 7(1):2-10.
- Salz U, Zimmermann J, Salzer T. Self-curing, self-etching adhesive cement systems. *J Adhes Dent*, 2005a;7:7–17.
- Salz U, Zimmermann J, Zeuner F, Moszner N. Hydrolytic stability of self-etching adhesive systems. *J Adhes Dent*, 2005b;7:107-16.
- Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, Pashley AD. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength-evaluation of a micro-tensile bond test. *Dent Mater*, 1994; 10:236-40.
- Sano H, Yoshiyama M, Ebisu S, Burrow MF, Takatsu T, Ciucchi B. Comparative SEM and TEM observations of nanoleakage within the hybrid layer. *Oper Dent*, 1995;20:160-7.
- Santerre JP, Shajii L, Leung BW. Relation of dental composite formulations to their degradation and the release of hydrolyzed polymeric-resin-derived products. *Crit Rev Oral Biol Med* 2001; 12: 136-51.
- Sartori N, Peruchi LD, Phark JH, Lopes MM, Araújo É, Vieira LC, Belli R, Duarte S. Permeation of intrinsic water into ethanol-and water-saturated, monomer-infiltrated dentin bond interfaces. *Dental Materials*. 2015; 31(11):1385-95.
- Schmidseeder J. Bonding. In: Rateitschak KH, Wolf HF, editors. *Color Atlas of Dental Medicine: Aesthetic Dentistry*. First edit. Munich. Thieme/StuXgard. 2000:103-24.
- Sezinando A, Luque-Martinez I, Muñoz MA, Reis A, Loguercio AD, Perdigão J. Influence of a hydrophobic resin coating on the immediate and 6-month dentin bonding of three universal adhesives. *Dental Materials*. 2015; 31(10):e236-46.



- Shono Y, Terashita M, Shimada J, Kozono Y, Carvalho RM, Russell CM, Pashley DH. Durability of resin-dentin bonds. *Journal of Adhesive Dentistry*. 1999; 1(3).
- Shin TP, Yao X, Huenergardt R, Walker MP, Wang Y. Morphological and chemical characterization of bonding hydrophobic adhesive to dentin using ethanol wet bonding technique. *Dental Materials*, 2009; 25:1050-7.
- Shirai K, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Lambrechts P, Suzuki K, Shintani H, Van Meerbeek B. Effect of cavity configuration and aging on the bonding effectiveness of six adhesives to dentin. *Dental Materials*. 2005; 21(2):110-24.
- Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G. Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate based dental resins. *J Biomaterials*, 2002;23:1819–29.
- Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G. Study of water sorption, solubility and modulus of elasticity of light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials*, 2003;24:655-65.
- Silikas N, Watts DC. Rheology of urethane dimethacrylate and diluent formulations. *Dent Mater*, 1999;15:257-61.
- Silva e Souza AR, Mah JR, Carneiro KG, Lobato MF, Silva e Souza Pde A, De Góes MF. Adhesive systems: important aspects related to their composition and clinical use. *Journal of Applied Oral Science*, 2010;18:207-14.
- Spencer P, Wang Y, Walker MP, Wieliczka DM, Swafford JR. Interfacial chemistry of the dentin-adhesive bond. *J Dent Res*, 2000; 79:1458–63.
- Strydom C. Self-etching adhesives: review of adhesion to tooth structure part I. *SAD J*. 2004;59:413-9
- Sturdevant JR, Lundeen TF, Sluder TB. Clinical significance of dental anatomy, histology, physiology and occlusion. In: Roberson TM, Heymann HO, ve E.J. Swift EJ, editor. *Sturdevant's Art Science of Operative Dentistry*. St. Louis, Mosby, 2002: 15-61.
- Sun GJ, Park YJ, Chae KH. New photosensitizers for a visible light-cured urethane dimethacrylate dental resin composite. *Polymer Korea*, 1999;23:113–21.
- Sun GJ, Chae KH. Properties of 2,3-butanedione and 1-phenyl-1,2-propanedione as new photosensitizers for visible light cured dental resin composites. *Polymer Korea*. 2000; 41: 6205–12.
- Swift EJ, Perdigao J, Heymann HO. Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art, 1995. *Quintessence International*, 1995; 26: 95-110.
- Sengün A, Ünlü N, Özer F, Öztürk B. Bond strength of five current adhesives to caries-affected dentin. *Journal of oral rehabilitation*. 2002;29(8):777-81.
- Taira M, Urabe H, Hirose T, Wakasa K, Yamaki M, Aira M, Urabe H, Hirose T, Wakasa T, Yamaki M. Analysis of photo-initiators invisible light-cured dental composite resins. *J Dent Res*, 1988; 67: 24–8.
- Tani C, Itoh K, Hisamitsu H, Wakumoto S. Efficacy of dentin bonding agents combined with self-etching dentin primers containing phenyl-P. *J Dent Mater*, 1993; 12: 219-24.

- Tate WH, White RS. Disinfection of human teeth for educational purposes. *Journal of dental education*. 1991;55(9):583-85.
- Tay FR, Gwinnett AJ, Pang KM, Wei SH. Resin permeation into acid-conditioned, moist, and dry dentin: a paradigm using water-free adhesive primers. *J Dent Res*, 1996; 75: 1034-44.
- Tay FR, Gwinnett JA, Wei SH. Relation between water content in acetone alcohol-based primer and interfacial ultrastructure. *J Dent*, 1998; 26: 147-56.
- Tay FR, Pashley DH. Aggressiveness of contemporary self-etching systems I: depth of penetration beyond dentin smear layers. *Dent Mater*, 2001;17:296-308.
- Tay FR, Smales RJ, Ngo H, Wei SH, Pashley DH. Effect of different conditioning protocols on adhesion of a GIC to dentin. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2001; 3(2).
- Tay FR, King NM, Chan KM, Pashley DH. How can nanoleakage occur in self-etching adhesive systems that demineralize and infiltrate simultaneously. *J Adhes Dent*, 2002a; 4: 255-69.
- Tay FR, Pashley DH. Water treeing: a potential mechanism for degradation of dentin adhesives. *Am J Dent*, 2003a; 16: 6-12.
- Tay FR, Pashley DH. Have dentin adhesives become too hydrophilic? *Journal-Canadian Dental Association*. 2003b; 69(11):726-32.
- Toledano M, Aguilera FS, Cabello I, Osorio R. Masticatory function induced changes, at subnanostructural level, in proteins and mineral at the resin-dentine interface. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2014; 39: 197-209.
- Toledano M, Cabello I, Aguilera FS, Osorio E, Osorio R. Effect of in vitro chewing and bruxism events on remineralization, at the resin-dentin interface. *Journal of biomechanics*. 2015; 48(1):14-21.
- Torii Y, Itou K, Nishitani Y, Yoshiyama M, Ishikawa K, Suzuki K. Effect of self-etching primer containing N-acryloyl aspartic acid on enamel adhesion. *Dent Mater*, 2003; 19: 253-8.
- Unemori M, Matsuya Y, Akashi A, Akamine A. Water absorption of poly(methyl methacrylate) containing 4-methacryloxy ethyl trimellitic anhydride. *J Biomaterials*, 2003; 24: 1381-7.
- Uno S, Abo T, Tanaka T, Sano H. In vitro sealing performance of two one-step adhesive systems in cervical cavities. *J Adhes Dent*, 2004; 6: 211-9.
- Van Landuyt KL, De Munck J, Snauwaert J, Coutinho E, Poitevin A, Yoshida Y, Inoue S, Peumans M, Suzuki K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Monomer-solvent phase separation in one-step self-etch adhesives. *Journal of dental research*. 2005; 84(2):183-8.
- Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A, Coutinho E, Suzuki K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *J Biomaterials*, 2007; 28: 3757-85.
- Van Landuyt KL, Mine A, De Munck J, Coutinho E, Peumans M, Jaecques S, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Technique sensitivity of water-free one-step adhesives. *Dental materials*, 2008;27: 1258-67.

- Van Meerbeek B, Willems G, Celis JP, Roos JR, Braem M, Lambrechts P. Assessment by nano-indentation of the hardness and elasticity of the resin-dentin bonding area. *J Dent Res* 1993; 72: 1434-42.
- Van Meerbeek B, Perdigao J, Lambrechts P, Vanherle G. The clinical performance of adhesives. *J Dent*, 1998; 26: 1-20.
- Van Meerbeek B, Inou S, Perdigao J, Lambrechts P, Vanherle G. Enamel and dentin adhesion. In: Summitt JB, Robbins JW, Schwartz RS, Santos JD, editors. *Fundamentals of operative dentistry: a contemporary approach*. 2nd edition. Illinois. Quintessence Publishing Corp, 2000:178-235.
- Van Meerbeek B, Vargas M, Inoue S, Yoshida Y, Peumans M, Lambrechts P. Adhesives and cements to promote preservation dentistry. *Oper Dent*, 2001; 6: 119-44.
- Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P. Buonocore memorial lecture: Adhesion to enamel and dentin: Current status and future challenges. *Oper Dent*, 2003; 28: 215-35.
- Van Meerbeek B, Van Landuyt K, De Munck J, Inoue S, Yoshida Y, Perdigao J. Bonding to enamel and dentin. *Fundamentals of Operative Dentistry*. Quintessence Publishing Co, 2006:183- 260.
- Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dental Materials*, 2010; 26: 100-21.
- Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt KL. State of the art of self-etch adhesives. *Dental Materials*, 2011; 27: 17-28.
- Vertise Flow Portfolio of Scientific Research, Available from:  
[http://www.kerrdental.com/cms-filesystem-action/KerrDental-University-3rdPartyData/vertiseflow\\_psr\\_35010rev2\\_web.pdf](http://www.kerrdental.com/cms-filesystem-action/KerrDental-University-3rdPartyData/vertiseflow_psr_35010rev2_web.pdf)
- Vichi A, Margvelashvili M, Goracci C, Papacchini F, Ferrari M. Bonding and sealing ability of a new self-adhering flowable composite resin in class I restorations. *Clin Oral Inverst*, 2013; 6: 1497-1506.
- Wagner A, Wendler M, Petschelt A, Belli R, Lohbauer U. Bonding performance of universal adhesives in different etching modes. *J Dent* 2014; 42: 800-7.
- Walter R, Swift EJ, Nagaoka H, Chung Y, Bartholomew W, Braswell KM, *et al*. Two-year bond strengths of “all-in-one” adhesives to dentine. *J Dent* 2012; 40: 549-55
- Walshaw PR, Tam LE, McComb D. Bond failure at dentin-composite interfaces with ‘single-bottle’ adhesives. *J Dent* 2003; 31: 117-25.
- Wang T, Nakabayashi N. Effect of 2-(methacryloxy)ethyl phenyl hydrogen phosphate on adhesion to dentin. *J Dent Res*, 1991; 70: 59-66.
- Wang Y, Spencer P. Continuing etching of an all-in-one adhesive in wet dentin tubulus. *J Dent Res*, 2005; 84: 350-4.
- Watabane I, Nakabayashi N, Pashley DH. Bonding to ground dentin by a phenyl-P self-etching primer. *J Dent Res*, 1994; 73: 1212-20.
- Wiskott HA, Nicholls JI, Belser UC. Fatigue resistance of soldered joints: a methodological study. *Dental Materials*. 1994; 10(3): 215-20.

[www.kerrdental.com/kerr-restoratives/optibond-all-one-single-component-self-etch-dental-adhesive](http://www.kerrdental.com/kerr-restoratives/optibond-all-one-single-component-self-etch-dental-adhesive)

Yaşa E, Yıldızeli D, Sayiner Z, Erdem A. İki farklı teknikle uygulanan üniversal bağlayıcı ajanların dentine olan makaslama bağlanma dayanımlarının incelenmesi, 2017.

Yoshida Y, Van Meerbeek B, Nakayama Y, Snauwaert J, Hellemans L, Lambrechts P. Evidence of chemical bonding at biomaterial-hard tissue interfaces. *J Dent Res*, 2000; 79: 709-14.

Yoshida Y, Van Meerbeek B, Nakayama Y, Snauwaert J, Hellemans L, Lambrechts P, Vanherle G, Okazaki M. Adhesion to and decalcification of hydroxyapatite by carboxylic acids. *J Dent Res*, 2001; 80: 1565-9.

Yoshida Y, Shirai K, Nakayama Y, Itoh M, Okazaki M, Shintani H. Improved filler-matrix coupling in resin composites. *J Dent Res*, 2002; 81: 270-3.

Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H. Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *Journal of Dental Research*, 2004; 83: 454-8.

Yoshida Y, Yoshihara K, Nagaoka N, Hayakawa S, Torii Y, Ogawa T, *et al.* Self-assembled nano-layering at the adhesive interface. *J Dent Res*, 2012; 91: 376-81.

Yoshihara K, Yoshida Y, Nagaoka N, Fukegawa D, Hayakawa S, Mine A, *et al.* Nano-controlled molecular interaction at adhesive interfaces for hard tissue reconstruction. *Acta Biomater*, 2010; 6: 3573-82.

Yoshihara K, Yoshida Y, Nagaoka N, Hayakawa S, Okihara T, De Munck J, Maruo Y, Nishigawa G, Minagi S, Osaka A, Van Meerbeek B. Adhesive interfacial interaction affected by different carbon-chain monomers. *Dent Mater*, 2013; 29: 888-97.

Yoshihara K, Nagaoka N, Okihara T, Kuroboshi M, Hayakawa S, Mauro Y, Nishigawa G, De Munck J, Yoshida Y, Van Meerbeek B. Functional monomer impurity affects adhesive performance. *Dental Materials*, 2015; 1493-501.

Zicari F, Couthino E, De Munck J, Poitevin A, Scotti R, Naert I. Bonding effectiveness and sealing ability of fiber post bonding. *Dent Mater*, 2008; 24: 967-77.

## 7. EKLER

### Ek-1:



## GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR DEĞERLENDİRME KOMİSYONU

Sayı: 10

02.05.2016

Konu: 2017/10 sayılı komisyon kararları

Sayın, Doç.Dr. Ali Rıza ÇETİN

Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Değerlendirme Komisyonu'nun 02.05.2017 tarihinde yapılan 2017/10 sayılı toplantısında yürütücüsü olduğunuz "Güncel Üniversal Adeziv Sistemlerin Bağlantı Dayanımlarının Karşılaştırılması" konu başlıklı projenin, bilimsel etik açısından uygun olduğuna oy birliği ile karar verildi.

Gereğini bilgilerinize saygılarımla rica ederim.

Prof.Dr.Nimet ÜNLÜ  
Komisyon Başkanı

Ek-2:



**GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR  
DEĞERLENDİRME KOMİSYONU**

Toplantı Sayısı : 10	Toplantı Tarihi : 02.05.2017
----------------------	------------------------------

Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalından Doç.Dr. Ali Rıza ÇETİN ve aynı Anabilim Dalından Araştırma Görevlisi Hakan DİNÇ tarafından sunulan “Güncel Ünsel Adeviz Sistemlerin Bağlantı Dayanımlarının Karşılaştırılması” araştırma projesi 11 üyenin katılımı ile değerlendirildi.

Değerlendirme sonucunda, Projenin, Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Değerlendirme Yönergesi İlkelerine uygun olduğundan “kabulüne” oybirliği ile karar verildi.

Prof.Dr.Nimet ÖNLÜ  
Başkan

Doç.Dr.İsa YÖNDEM  
Üye

Doç.Dr.Nevin ÇOBANOĞLU  
Üye

Prof.Dr.Doğan DOLANMAZ  
Üye

Prof.Dr.Selma S.HAKKI  
Katılmadı

Prof.Dr.Duygu FİNDİK  
Üye

Prof.Dr.Ender ERDOĞAN  
Üye

Prof.Dr.Hale A.R. AYDINBELGE  
Üye

Prof.Dr.Faruk AKGÜNLÜ  
Katılmadı

Prof.Dr.Sibel YILDIRIM  
Üye

Doç.Dr.Mehmet AKIN  
Üye

Doç.Dr.Hüsamettin VATANSEV  
Üye

Doç.Dr.K.Hakan DOĞAN  
Üye

NOT:3359 sayılı Sağlık Hizmetleri Temel Kanunu Ek 10.madde hükümleri uyarınca; bazı çalışmalar için etik kurul onayı alındıktan sonra, Sağlık Bakanlığı veya bağlı kuruluşlarından izin alınması zorunlu olduğundan araştırmacıların bu hususa dikkat etmeleri gerekmektedir.

Doküman No: KU FR.90 -Yürürlüğe Gir. Tar. Haziran 2015 – Revizyon Tarihi:

- Revizyon No: 00 - Sayfa No: 1/1

## 8. ÖZGEÇMİŞ

13. 03. 1989 yılında Aksaray'da doğdu. İlköğrenimini Aksaray Zafer İlköğretim Okulu'nda, orta öğrenimini Aksaray Fen Lisesi'nde tamamladı. 2008 yılında başladığı Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nden 2013 yılında mezun oldu. 2014 Temmuz ayında DUS ile kazandığı Selçuk Üniversitesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda araştırma görevlisi olarak görev yapmaktadır.

