

**T.C  
YEDİTEPE ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
DİŞ HASTALIKLARI VE TEDAVİSİ  
ANABİLİM DALI**

**FARKLI ADEZİV SİSTEMLER İLE  
UYGULANAN ÇEŞİTLİ AKIŞKAN KOMPOZİT  
SİSTEMLERİNİN DENTİNE BAĞLANMA  
DAYANIMLARININ İN VİTRO  
DEĞERLENDİRİLMESİ**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ  
DİŞ HEKİMİ  
NAZLI ŞİRİNSÜKAN**

**DANIŞMAN  
Doç. Dr. ARZU AYKOR**

**İSTANBUL, 2011**

## ÖZET

Bu çalışmanın amacı, çeşitli akışkan kompozit sistemlerin farklı adeziv sistemler ile birlikte uygulanmasının dentine bağlanma dayanımlarının in vitro olarak değerlendirilmesidir.

50 adet çürüksüz büyük azı dişleri ikiye bölünerek palatinal/lingual ve bukkal yüzeyleri ayrılmıştır. Grupların standart olarak oluşturulabilmesi için dişlerin 5 lingual ve 5 bukkal yüzeyi kullanılarak, gruplardaki örnek sayısı 10 olacak şekilde ayarlanmıştır. 3 grup sadece adeziv sistemler (Adper Single Bond 2, Clearfil SE Bond, Xeno V) ve ardından kompozit restorasyon (Filtek Z250) yapılarak hazırlanmıştır. Diğer 6 gruba ise, bu adeziv sistemleri takiben akışkan kompozit uygulanmış (Filtek Ultimate veya SDR) ardından da kompozit yapılmıştır, son grup ise kendinden adeziv sistemli akışkan kompozit (Vertise Flow) ve kompozit restorasyon ile tamamlandı. Çalışmada kullanılan tüm materyaller üretici firmaların kullanım talimatlarına göre hazırlanmıştır. Tüm örnekler 24 saat distile suda bekletilmiş ve sonrasında makaslama testi uygulanmıştır.

Çalışma verileri değerlendirilirken normal dağılım gösteren parametrelerin gruplar arası karşılaştırmalarında “Oneway Anova” testi ve “Tukey HSD” testi kullanılmıştır. Anlamlılık  $p < 0.05$  düzeyinde değerlendirildi.

Çalışmada elde edilen sonuçlara göre; farklı adeziv sistemleri (Adper Single Bond 2, Clearfil SE Bond, Xeno V) ile uygulanan direkt hibrit kompozit uygulamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. Tek şişe self-etch adeziv sistem Xeno V'in bağlanma dayanım değerleri Clearfil SE Bond ve Adper Single Bond 2 gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşük ( $p < 0.05$ ) bulunmuştur. Akışkan kompozit (Filtek Ultimate) uygulaması total-etch ve tek basamaklı self-etch adeziv (all-in-one) sisteminin bağlanmasını istatistiksel anlamda düşürürken ( $p < 0.05$ ), iki basamaklı self-etch uygulaması istatistiksel anlamda fark yaratmamıştır ( $p > 0.05$ ). Dentin dokusu yerine geliştirilen yeni akışkan kompozit sistemi (Surefil SDR) adeziv

sistemler arasında istatistiksel anlamda fark göstermemiştir ( $p>0.05$ ). Çalışmamızda kullanılan yeni bir ürün olan kendinden adeziv sistemli akışkan kompozitin (Vertise Flow) bağlanmasında, geleneksel akışkan kompozitli (Filtek Ultimate) ve dentin dokusu yerine geliştirilen akışkan kompozitli restorasyonlar (SDR) ile karşılaştırdığımızda istatistiksel anlamlı bir fark görülmemiştir ( $p>0.05$ ). Ancak bu ürün (Vertise Flow) bağlanma değerleri sadece adeziv sistem ile uygulanan kompozit gruplarına (geleneksel yöntem) oranla düşük bulunmuştur ( $p<0.05$ ).

**Anahtar kelimeler:** Akışkan kompozit, self-etch adeziv sistem, total-etch adeziv sistem.

## ABSTRACT

The aim of this in vitro study is to assess the shear bond strength of different flowable composites used with different adhesive systems to dentin.

Fifty human molars were bisected mesiodistally. For the standardization of the groups 5 buccal and 5 lingual surfaces were used in one group and the number of the specimens in one group arranged as 10. Three groups are performed with adhesive systems (Adper Single Bond 2, Clearfil SE Bond, Xeno V) and then filled with composite restoration (Filtek Z250). For the other six groups, flowable composite systems (Filtek Ultimate, SDR) were used after the adhesive system application and filled with composite restoration and for the last group self-adhering flowable composite (Vertise flow) was applied and filled with composite restoration. All of the materials used in this study were applied on the dentin surface according to manufacturer's instructions. All specimens were stored in distilled water for 24 hours. All of the experimental groups were subjected of shear test.

The statistical analysis of the results were performed by "Oneway Anova" and "Tukey HSD" tests ( $p < 0.05$ ).

In conclusion, among the direct composite restoration groups, considering significant differences, a decrease in bonding strength was examined with the one-bottle self-etch adhesive system Xeno V group ( $p < 0.05$ ). Bond strength significantly decreased using flowable composite systems with total-etch or one step self-etch adhesive systems ( $p < 0.05$ ) but no significant change was observed when used with two step self-etch adhesive system ( $p > 0.05$ ). Surefil SDR flowable composite with different adhesive systems did not show any differences statistically ( $p > 0.05$ ). Vertise flow had statistically similar bond strengths to Filtek Ultimate and SDR flowable composite systems ( $p > 0.05$ ). But Vertise flow showed significantly lower bond strength than composite groups used with only adhesive systems ( $p < 0.05$ ).

**Keywords:** Flowable composite, self-etch adhesive systems, total etch adhesive systems.

# İÇİNDEKİLER

İÇKAPAK.....	I
ÖZET.....	II
ABSTRACT.....	IV
İÇİNDEKİLER.....	VI
KISALTMALAR ve SİMGELER.....	VIII
RESİMLER.....	IX
TABLolar.....	X
ŞEKİLLER.....	XI
1 GİRİŞ ve AMAÇ.....	1
2 GENEL BİLGİLER.....	2
2.1 Bağlanma.....	2
2.2 Minenin Yapısal Özellikleri ve Mineye Bağlanma .....	3
2.3 Dentinin Yapısal Özellikleri ve Dentine Bağlanma .....	5
2.4 Adeziv Sistemlerin Uygulama Yöntemlerin Göre Sınıflandırılması.....	7
2.4.1. Total-Etch Adezivler .....	7
2.4.2. Self-Etch Adezivler.....	9
2.4.3. Cam iyonomer bazlı adezivler.....	11
2.5 Dental Adezivlerin Fonksiyonel Monomerleri.....	11
2.6 Dental Adezivlerin İçerisinde Bulunan Çözücüler.....	15
2.7 Akışkan Kompozitler.....	16
2.8 Kompozit Resinler.....	19
2.9 Bağlanma Dayanımı .....	26
3 GEREÇ ve YÖNTEM.....	28
3.1 Kullanılan Materyaller.....	31

3.2 Örneklerin Hazırlanması.....	36
3.3 İstatiksel Analiz.....	44
4 BULGULAR.....	45
5 TARTIŞMA.....	56
6 SONUÇLAR.....	70
7 KAYNAKLAR.....	72
8 ÖZGEÇMİŞ.....	89

## KISALTMALAR ve SİMGELER

<b>HA:</b>	Hidroksiapatit
<b>Mpa:</b>	Megapaskal
<b>N:</b>	Newton
<b>DMAE-MA:</b>	Dimetilaminoetil Metakrilat
<b>NTG-GMA:</b>	N-toliglisin-glisidil metakrilat
<b>NPG-GMA:</b>	N-Fenilglisilin-glisidil metakrilat
<b>10-MDP:</b>	10- Metakriloiloksidodesil dihidrojen fosfat
<b>5-NMSA:</b>	N-metakrilo-5-aminosalisilik asit
<b>MA:</b>	Metakrilik asit
<b>MMA:</b>	Metil Metakrilat
<b>HEMA:</b>	2-hidroksietilmetakrilat
<b>4-META:</b>	4-Metakriloksietil trimellitik asit
<b>4-AETA:</b>	4-akriloksietil trimerik asit
<b>Phenly-P:</b>	2-Metakriloksietil fenil fosfat
<b>BİS-GMA:</b>	Bisfenol-A-polietilen glikol dieter metakrilat
<b>UDMA:</b>	Üretan dimetakrilat
<b>TEG-DMA:</b>	Trietilenglikol dimetakrilat
<b>BIS-EMA:</b>	Bisfenol-A-polietilen glikol dieter metakrilat
<b>EGDMA:</b>	Etilen glikol dimetakrilat
<b>EBPADMA:</b>	Etoksilate Bisfenol A dimetakrilat
<b>BHT:</b>	Bütil hidroksil toluene
<b>GPDM:</b>	Glisero fosfat dimetakrilat
<b>MBD:</b>	Makaslama Bağlanma Dayanımı
<b>µm:</b>	Mikrometre , mikron
<b>nm:</b>	Nanometre
<b>°C:</b>	Derece Celcius



# RESİMLER

<b>Resim 1.</b> Çalışmada kullanılan asit (Ultra-Etch).....	31
<b>Resim 2.</b> Çalışmada kullanılan total-etch sistemi (Adper Single Bond 2).....	32
<b>Resim 3.</b> Çalışmada kullanılan iki basamaklı self-etch sistemi (Clearfil SE Bond).....	32
<b>Resim 4.</b> Çalışmada kullanılan tek basamaklı self-etch adeziv sistem (Xeno V).....	33
<b>Resim 5.</b> Çalışmada kullanılan Filtek Ultimate akışkan kompozit.....	34
<b>Resim 6.</b> Çalışmada kullanılan SDR Akışkan kompozit.....	34
<b>Resim 7.</b> Çalışmada kullanılan kendinden adeziv sistem içeren Vertise Flow akışkan kompozit ve uygulama fırçası.....	35
<b>Resim 8.</b> Çalışmada kullanılan kompozit Filtek Z250.....	36
<b>Resim 9.</b> Dişlerin kesilmesinde kullanılan kesit alma cihazı .....	37
<b>Resim 10.</b> Çalışmada kullanılan aşındırma cihazı (Phoenix Beta, Behler, USA).....	37
<b>Resim 11.</b> Çalışmada kullanılan adeziv teyp ve silindir şeklindeki plastik kalıp.....	38
<b>Resim 12.</b> Restorasyonların polimerizasyonunda kullanılan ışık aleti; Optilux 501 (Kerr, Switzerland).....	38
<b>Resim 13.</b> Çalışmada kullanılan Instron Universal Test Makinesi.....	38

## TABLULAR

<b>Tablo 1.</b> Kullanılan dentin bonding sistemleri, üretici firmalar ve içerikleri.....	28
<b>Tablo 2.</b> Çalışmada kullanılan kompozit, asit ve akışkan kompozit sistemleri, üretici firmalar ve materyallerin içerikleri.....	29
<b>Tablo 3.</b> Çalışmada kullanılan akışkan kompozitlerin ve kompozit materyalin inorganik partikül büyüklükleri (%) ve polimerizasyon büzülme (%) değerleri.....	30
<b>Tablo 4.</b> Çalışmada oluşturulan gruplar.....	39
<b>Tablo 5.</b> Grupların değerlendirilmesi.....	45
<b>Tablo 6.</b> Grup I, Grup II ve Grup III'ün değerlendirilmesi.....	46
<b>Tablo 6.1.</b> Grup I, Grup II ve Grup III'ün Tukey HSD Test Sonuçları.....	47
<b>Tablo 7.</b> Grup IV, Grup V ve Grup VI'nın değerlendirilmesi.....	48
<b>Tablo 7.1.</b> Grup IV, Grup V ve Grup VI'nın Tukey HSD Test Sonuçları.....	48
<b>Tablo 8.</b> Grup VII, Grup VIII ve Grup IX'un değerlendirilmesi.....	49
<b>Tablo 8.1.</b> Grup VII, Grup VIII ve Grup IX'un Tukey HSD Test Sonuçları.....	49
<b>Tablo 9.</b> Grup I, Grup IV, Grup VII ve Grup X'un değerlendirilmesi.....	50
<b>Tablo 9.1.</b> Grup I, Grup IV, Grup VII ve Grup X'un Tukey HSD Test Sonuçları.....	51
<b>Tablo 10.</b> Grup II, Grup V, Grup VIII ve Grup X'un değerlendirilmesi.....	52
<b>Tablo 10.1.</b> Grup II, Grup V, Grup VIII ve Grup X'un Tukey HSD Test Sonuçları.....	53
<b>Tablo 11.</b> Grup III, Grup VI, Grup IX ve Grup X'un değerlendirilmesi.....	54
<b>Tablo 11.1.</b> Grup III, Grup VI, Grup IX ve Grup X'un Tukey HSD Test Sonuçları.....	54

## ŞEKİLLER

<b>Şekil 1.</b> Bis-GMA'nın kimyasal formülü.....	20
<b>Şekil 2.</b> TEGDMA'nın kimyasal formülü.....	21
<b>Şekil 3.</b> Grupların makaslama kuvvetine karşı bağlanma dayanımı değerleri ortalamaları .....	46
<b>Şekil 4.</b> Grup I, Grup II ve Grup III'ün makaslama kuvvetine karşı bağlanma dayanımı değerleri ortalamaları.....	47
<b>Şekil 5.</b> Grup IV, Grup V ve Grup VI'nın makaslama kuvvetine karşı bağlanma dayanımı değerleri ortalamaları.....	49
<b>Şekil 6.</b> Grup VII, Grup VIII ve Grup IX'un makaslama kuvvetine karşı bağlanma dayanımı değerleri ortalamaları.....	50
<b>Şekil 7.</b> Grup I, Grup IV, Grup VII ve Grup X'un makaslama kuvvetine karşı bağlanma dayanımı değerleri ortalamaları.....	52
<b>Şekil 8.</b> Grup II, Grup V, Grup VIII ve Grup X'un makaslama kuvvetine karşı bağlanma dayanımı değerleri ortalamaları.....	53
<b>Şekil 9.</b> Grup III, Grup VI, Grup IX ve Grup X'un makaslama kuvvetine karşı bağlanma dayanımı değerleri ortalamaları.....	55

# 1. GİRİŞ ve AMAÇ

Bounocore 1955 yılında, kompozit rezinlerin mine yüzeyine bağlanmasını sağlayan asit uygulama yöntemini tanıtmıştır. Adezivlerin gelişimi ile birlikte kavite preparasyonlarının şekli değişmiş ve diş dokusunun aşırı uzaklaştırılması yerine daha konservatif preparasyonlara geçilmiştir. Çok sayıda ticari adeziv rezinler iyi hibridizasyon ve yeterli bağlanma oluşturabilmektedir. Günümüzdeki bonding sistemlerinde uygulama aşamalarının azaltılmasına yönelik çalışmalar yapılırken, adeziv sistemler yapısal değişiklikler de geçirmiştir. Doldurucu partikül içeren bağlayıcı sistemler önem kazanmıştır.

1996 yılının sonlarında elastisite modülleri düşük olan akışkan (flowable) kompozitler piyasaya sürülmüştür. Bu materyaller; restorasyona gelen kuvvetler karşısında plastik deformasyona uğrayabilir ve polimerizasyon büzülmesinin oluşturduğu stresleri absorbe edebilirler. Yeni gelişmeler ile birlikte farklı yapıda akışkan kompozit rezinler kullanıma sunulmuştur. Akışkan kompozit materyaller ile çeşitli in vitro çalışmalar yapılmış ve bu materyallerin fiziksel ve mekanik özellikleri incelenmiştir.

Bu çalışmada; total-etch ve self-etch (iki basamaklı ve tek basamaklı) adeziv sistemleri ile birlikte uygulanan çeşitli akışkan kompozitlerin, dentine bağlanma dayanımlarının in vitro olarak incelenmesi amaçlanmıştır.

## 2.GENEL BİLGİLER

Günümüzde konservatif diş tedavileri, dişte eksik olan doku ve bölümü restore ederek, dişin fonksiyonlarını ve morfolojisini yeniden kazandırmaktadır. Geleneksel kavite preparasyonu tekniklerindeki mekanik tutuculuk ve koruma amacı ile genişletme yapılması yerine, daha konservatif olan preparasyonlar tercih edilmektedir (1). Bu preparasyona uygun restoratif materyaller adeziv nitelikte olmalıdır. Bağlayıcı ajanlar ve kompozit rezinler bu amaçla üretilmiştir (2, 3, 4). Dentin bonding ajanlarının kullanılmasındaki en büyük amaç; rezin ile diş yapısı arasındaki bağlanma dayanımını geliştirilmesi, restorasyonların retansiyonunun artırılması, dentin-rezin arayüzündeki mikrosızıntı oluşumunun azaltılması ve oklüzal streslerin dağıtmasıdır (5). Adeziv restorasyonlar, zayıflamış diş dokusunu kuvvetlendirme potansiyelleri ile fonksiyonel streslerin dişe daha iyi iletilmesini ve dağıtılmasını sağlamakla beraber, kenar renklemeleri ve kırıklara, tekrarlayan çürüklere, hatta pulpal patoloji gelişimine neden olabilen mikrosızıntıyı da azaltmaktadırlar (6, 7). Restoratif materyallerin klinik ömürlerinde önemli rolü olan adezyonu, yani bağlanmayı değerlendirebilmek için bu materyallerin bağlantı yaptığı diş dokularının yapısal özelliklerinin iyi bilinmesi gerekmektedir.

### 2.1 Bağlanma

Adezyon (bağlanma) kelime olarak latinedeki “adhaerere” kelimesinden gelmektedir. Adeziv terminolojisinde adezyon ya da bağlanma bir maddenin başka bir maddeye yapışmasıdır. Bağlanan maddeye ya da yüzeye “adherent”, bağlanmayı sağlayan maddeye ise “adeziv” veya “adherent” denilmektedir (8). Bağlanma için üç farklı mekanizmadan bahsedilir (8, 9).

Fiziksel bağlanma; hidrojen bağları, van der waals kuvvetleri veya diğer elektrostatik etkileşimler gibi sekonder kuvvetler sonucu farklı yapıdaki düz yüzeyler arasında gerçekleşen oldukça zayıf bir bağlanma türüdür.

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

Mekaniksel bağlanma ise; girintili çıkıntılı yüzeyler arasındaki güçlü kilitlenmedir. Diş hekimliğinde bağlanma öncelikle mekanik bir kilitlenme ile gerçekleşir.

## **2.2 Minenin Yapısal Özellikleri ve Mineye Bağlanma**

Olgun mine, ağırlıkça %95-98 inorganik, %4 su ve %1-2 organik materyalden; hacim bakımında ise %86 inorganik materyal, %12 su ve %2 organik materyalden meydana gelmiştir (10). İnorganik yapının büyük bir kısmı hidroksiapatit (HA) kristallerinden oluşmaktadır (8, 11). Minenin histolojik yapı elemanları, birbirlerinden 1 µm aralıklarla sıralanan 4-6 µm çapında mine prizmalarıdır (12). Bu prizmalar mine-dentin sınırından yüzeye doğru uzanırlar. Prizmalar arası 'interprizmatik substans' adını alan materyal ile doludur (11). Minenin yapısı derinliği ve lokalizasyonu göz önünde bulundurulmadığında (daha dış yüzeydeki aprizmatik mine hariç) hemen hemen homojendir (10). İnorganik yapının fazla olması nedeni ile yüzey enerjisi de yüksektir (8, 13).

Dental materyallerin mineye bağlanması dentin ile karşılaştırıldığında daha kolaydır (10). 1955 yılında, Buonocore mineye %85'lik fosforik asit uygulamasının akrilik rezinlerin retansiyonunu arttırdığını bildirmiştir (14). Dental adezivlerin mine ile mikromekanik etkileşimi; mineye asit uygulanması sonucu yüzeyinde oluşan mikroporozitelere rezin monomerlerin infiltrasyonu sonucu oluşmaktadır. Mineye bağlanma asit uygulanmış yüzeylere polimerlerin mikromekanik retansiyonu veya HA'ye kimyasal bağlanma ile oluşmaktadır. Mine demineralizasyonun altın standardı, yüksek konsantrasyonlu (%35) asit uygulanması (pH<1.0) dir. Asit uygulamasını takiben adeziv uygulanması ve kompozit restorasyonun tamamlanması ile asit uygulanmış mineye mikromekanik bağlanma oldukça tatmin edicidir. In vitro çalışmalarda, asit uygulanmış mineye (total-etch) kompozit rezinlerin bağlanma dayanımlarının 27 MPa olarak ölçüldüğü belirtilmiştir (15).

Self-etching primerler ise; mine yüzeyini asidik primer ile demineralize etmektedir. Primerler karbolik asit veya fosfat ester ilavesi ile asidik hale getirilmektedir. Self-etching primerlerin pH'sı 0.4 ila 2.5 (zayıf-kuvvetli) arasındadır. Kesilmemiş mine yüzeyine hafif asidik primerin uygulanması ile kuvvetli asidik primerin uygulanması aynı sonucu vermemektedir. Kuvvetli asidik primerin oluşturduğu demineralizasyon alanı zayıf asitle kıyaslandığında daha derin olduğu bildirilmiştir (16). İşlem görmemiş mine dokusuna zayıf veya kuvvetli self-etch adezivlerin, tek basamaklı veya iki basamaklı uygulamalarının geleneksel üç basamaklı total etch adezivlere kıyasla daha düşük bağlanma değerleri verdiği bildirilmiştir (17). Self-etch adeziv sistemlerinin sağlam mine dokusuna bağlanma dayanımlarını arttırabildiği ancak bu değerlerin total etch sistemleri kadar güçlü ve güvenilir olmadığı bildirilmiştir (18). Minede en yüksek bağlanma değerleri asit uygulaması sonucu elde edilir.

Mikromekanik bağlanmaya ek olarak kimyasal bağlanma; minedeki HA' in kalsiyum iyonu ile birleşmesi veya fosfat veya hidroksil grupları ile reaksiyona girmesi sonucu oluşmaktadır (19). Bu reaksiyonlar mineye polialkenoik asitlerin uygulanması ile gerçekleşebilmektedir (20).

### 2.3 Dentinin Yapısal Özellikleri ve Dentine Bağlanma

Dentin ektomezenşim kökenli, kollajenden zengin bir organik matriksin mineralizasyonu ile meydana gelmektedir (11, 8). Ağırlıkça %70 inorganik, %12 su, %18 organik materyal; hacimce ise %50 inorganik materyal, %25 su, %25 organik materyalde oluşmaktadır.

Dentin heterojen bir dokudur. Dentini oluşturan ana yapılar; tübüller, odontoblast uzantıları, peritübüler dentin ve tübüller arasını dolduran intertübüler dentindir. Yüksek derecede geçirgen olan dentin tübülleri pulpa ile direkt temasta olan odontoplastik uzantılar içermektedir (10). Tübüllerin çevresinde yüksek derecede mineralize peritübüler dentin vardır. Tübüllerin arasında ise, intertübüler dentin yer almaktadır. Adeziv sistemlerin güçlü bağlandığı intertübüler dentinin derin dentinde daha az bulunması adeziv sistemlerin bağlanma dayanımını azaltmaktadır (8). Tübül çapları mine-dentin birleşiminde 0,8 µm, pulpa yakınlarında 2,5 µm'dir. Yaşlanmayla birlikte dentin tübülleri daralmaktadır. Tübül sayısı pulpa yakınlarında mm<sup>2</sup>'de yaklaşık 45.000, dentin-mine birleşimine yakın bölgelerde 20.000 orta kısımlarda yaklaşık 30.000'dir (8). Dentin tübüllerinin yelpaze şeklinde yayılımı nedeni ile tübüllerin yüzey alanının %3'ü yüzeyel dentinde, %25'i derin dentinde bulunmaktadır (10). 25-30 mm/Hg'lik intrapulpal basınç nedeni ile tübüller içindeki sıvı devamlı olarak dışarıya doğru akış halindedir. Bu, intratübüler dentin geçirgenliğini zorlaştırarak bağlanmayı güçleştirmektedir. Bir diğer dentin yapısı ise, yaşla birlikte oluşan sklerotik dentindir. Bu yapının, peritübüler dentin apozisyonu ve mineral kristallerinin dentin tübüllerine hızlı bir şekilde çökmesi sonucu oluştuğu bildirilmektedir (21).

Dentinin inorganik içeriği mineye göre daha azdır ve HA kristallerinin dağılımı minedeki gibi düzenli değildir (22). Dentinin porözlü yapısını, pulpadan çıkan ve mine-dentin sınırına kadar devam eden çok sayıda sıvı dolu kanal içermesi oluşturmaktadır.

Diş sert dokuları bir frez veya başka bir alet ile prepare edildiğinde arta kalan organik ve inorganik bileşenler yüzeyde "smear tabakası" adı verilen bir debris



meydana getirmektedirler (23, 24). Bu tabaka smear tıkaçları oluşturarak dentin kanallarının ağızlarını tıkar ve dentin permeabilitesini %86 oranında azaltmaktadır (25). Smear tabakasının yapısı HA ve denatüre kollajenden meydana gelir. Bu değişmiş kollajen preparasyon işleminden kaynaklanan ısı ve sürtünmeden dolayı jelatin kıvamındadır (26). Ancak smear tabakasının submikron porozitesi dentin sıvısının difüzyonuna izin vermektedir. Dentine bağlanmada Nakabayashi tarafından öne sürülen hibridizasyon teorisi günümüzde de geçerliliğini korumaktadır (27). Yüzeysel dentinin asitle demineralizasyonu kollajen fibrilleri açığa çıkarmaktadır. Açığa çıkan kollajen fibrillerin içerisinde ve arasında mikroporoziteler mevcuttur. Düşük vizkoziteli monomerlerin bu yüzeyden diffüze olarak demineralize olmuş alanda rezin-dentin arayüzünü oluşturduğu bildirilmiştir. Polimerizasyon ile beraber fibrillerin rezin ile birleşmesi rezin ile güçlendirilmiş dentinde hibrit tabakasını oluşturur. Bu hibrit tabakasının oluşması çoğu adeziv sistemin temel bağlanma mekanizmasıdır (28, 27).

#### **Adeziv sistemlerin smear tabakasına etkilerine göre sınıflandırılması:**

Smear tabakasını tamamen ortadan kaldıran bağlanma mekanizması:

Bu sistemlerde total-etch tekniği ile mine ve dentine aynı anda asit uygulanarak smear tabakası tamamen kaldırılmaktadır. Etki mekanizmaları genellikle “rezin tag” oluşumu ve hibridizasyona bağlıdır. Bu sistemler genellikle üç basamaklıdır. İlk basamakta uygulanan asit sadece smear tabakasını kaldırmamakta, aynı zamanda yüzeysel demineralizasyon ile kollajen fibrilleri de açığa çıkarmaktadır. İkinci basamak, primer uygulanmasıdır. Primer, adezyonu arttırıcı bir ajanlardır. Açığa çıkmış kollajen fibrillerine afinitesi olan hidrofilik özellikli monomerler ve adeziv rezin ile kopolimerizasyon için hidrofobik özellikli monomerler içerirler. Üçüncü basamak ise adeziv rezinin uygulanmasıdır. Bu tekniğin komplike olması, teknik hassasiyet gerektirmesi ve zaman alıcı olması, primer ve adezivin birleştirildiği sistemlerin geliştirilmesine yol açmıştır (10, 29).

Smear tabakasını modifiye eden bağlanma mekanizması:

Bu gruba giren dental adezivler, smear tabakasının bakteriyel geçişleri önlediği, pulpadaki sıvı akışını sınırladığı ve dolayısı ile pulpayı koruduğu düşüncesi ile geliştirilmiştir. Smear tabakası içine infiltre olan monomerlerin polimerizasyonu ile smear tabakasının altındaki dentine bağlantısının kuvvetleneceği beklenmektedir. Bu adeziv sistemlerin mikromekanik bağlantı ile birlikte dentin ile zayıf kimyasal bağ oluşturduğu düşünülmektedir. Ancak dentine penetrasyonlarının yüzeyel olması nedeni ile tutunmaları da çok yüzeyel olmaktadır. Smear tabakasını modifiye eden dentin adezivlerin bazılarında sadece adeziv rezin (all-in-one), bazılarında ise hem primer hem adeziv rezin (iki basamaklı) bulunmaktadır (10, 29).

Smear tabakasını çözen bağlanma mekanizması:

Uygulamaları daha basit olan, zayıf asidik primer ya da self-etch primer olarak adlandırılan bu sistemler smear tabakasını tamamen kaldırmaksızın çözerler. Tübül ağzılarını açarak dentini kısmen demineralize ederler. Bu sistemde, mine ve dentinin asitlenmesi, primerlenmesi ve monomerlerin penetrasyonu aynı anda sağlanmaktadır (29). Çözünen smear tabakası bonding işlemlerine dahil olmakta böylece smear tabakası ile iç içe geçmiş bir hibrit tabaka oluşturulmaktadır (10, 29).

## **2.4 Adeziv Sistemlerin Uygulama Yöntemlerin Göre Sınıflandırılması**

### **2.4.1. Total-Etch Adezivler**

Total-etch adeziv sistemler uygulama şekillerine göre; 3 basamaklı total-etch adezivler, 2 basamaklı total-etch adezivler (tek şişe) olmak üzere ikiye ayrılırlar. “Total-etch” terimi mine ve dentin dokusunun birlikte, farklı sürelerde pürüzlendirilmesini ifade etmektedir. Üç basamaklı total-etch sistemler, asit uygulaması, primer uygulanması ve adeziv rezin uygulanması olmak üzere üç temel basamak içermektedir (30, 22). Asit uygulaması; mekanik olarak bağlanmayı sağlamak için total-etch adeziv

sistemlerin ilk basamağıdır (30). Dentine asit uygulamasının nedeni; mikromekanik tutuculuğun, rezin-dentin bağlantısındaki en önemli mekanizma olmasıdır (31, 32). Asit uygulaması, smear tabakası veya smear tıkaçlarını ortadan kaldırarak dentinin 3-5µm veya daha fazla dekalsifiye olmasını sağlamaktadır (30). Peritübüler dentinin demineralizasyonu ile tübül ağızları huni şeklinde açılmakta, dentinin geçirgenliği artmaktadır (8, 32). Demineralizasyon alanı uygulanan asitin konsantrasyonuna, süresine ve türüne göre değişmektedir (8, 22, 32.). Demineralizasyon ile mineraller çözünmekte, kollajen fibriller açığa çıkmakta, intertübüler dentinin mikropörözitesi artmakta ve adeziv rezinin penetrasyonu kolaylaşmaktadır (8, 10). Yıkama işleminden sonra yüzeyin aşırı kurutulması, çözülmüş kollajenin tekrar çökmesine yol açmakta ve rezin infiltrasyonunu azaltmaktadır. Nemli bağlanma tekniğinde (wet bonding) asitleme ve yıkama işlemlerinden sonra yüzey tamamen kurutulmamakta, hafif nemli bırakılmaktadır. Böylece kollajen fibriller pozisyonlarını korumaktadırlar. Bu durum adeziv rezinin infiltrasyonunu kolaylaştırmakta ve in vitro bağlanma dayanıklılığını arttırmaktadır (10, 33).

Dentinin aşırı nemli bırakması; primeri sulandırarak etkisinin azalmasına ya da hibrit tabakası içindeki rezin polimerizasyonunun olumsuz etkilenmesine neden olmaktadır. Asit uygulamasından sonra uygulanan primerin demineralize dentin alanının kritik yüzey gerilim değerini arttırdığı belirtilmiştir (30).

Su, aseton, etanol gibi organik çözücülerde çözülmüş hidrofilik monomerler içeren primerler bağlanmayı arttıran ajanlar olarak kabul edilmektedirler. Dentin yüzeyindeki ve nemli kolajen ağındaki su ile yer değiştirerek, kollajen ağdaki nano boşluklara monomerin infiltrasyonunu kolaylaştırmaktadırlar (10). Asit uygulanmış dentine primer uygulanması çökmüş kollajenleri restore etmekte ve rezinin dentine daha iyi penetre olmasını sağlamaktadır. Bu durum, hibrit tabakasının kalitesini ve bağlanma dayanıklılığını arttırmaktadır (34). Primerler; kimyasal yapıları farklı olan dentin ile rezini birbirlerine uyumlu hale getirmektedirler (10, 34) Bağlanmanın kalitesi, monomerlerin demineralize tabakaya olan penetrasyon yeteneğine bağlıdır (32).

Adeziv rezinlerin, asit uygulanması sonucu kollajende oluşan nano boşlukları doldurduğu, dentin tübülleri içine girerek rezin tagların oluşumunu ve hibrit tabakasının sabitleşmesini sağladığı bildirilmiştir. Total etch adezivlerin dentine bağlanma mekanizmalarında, mikro-mekanik tutuculuk ya da hibridizasyon için adeziv rezinin açığa çıkmış kollajen ağı içerisine difüzyonu oldukça önemlidir. Primer uygulandıktan sonra oluşan hibrit tabakası adeziv rezin ile birlikte polimerize olmaktadır (8, 22, 30, 35, 36). Yeterli derecede polimerize olmuş adeziv rezinin, kompozit rezinin polimerizasyon büzülmesi sonucu oluşan stresleri azaltarak rezin-diş bağlantısını koruduğu belirtilmiştir (10, 32, 37). Geleneksel adeziv sistemler kullanıldığında, nem kontrolünün zorluğu ve uygulama basamaklarının çok olması hata yapma olasılığını da yükseltmektedir. Bu nedenle üretici firmalar, üç basamaklı total-etch adezivleri basitleştirmeye yönelmiş ve iki basamaklı total-etch (one-bottle) sistemini geliştirmişlerdir (22, 31). Bu sistemde birinci basamağı asit uygulanması oluştururken, tek şişede birleştirilmiş primer ve adeziv rezin uygulaması ikinci basamağı oluşturmaktadır (38). Bağlanma mekanizmaları üç basamaklı total-etch sistemler ile aynıdır. Üç basamaklı sistemler gibi neredeyse hepsi nemli bağlanma tekniği gerektirirler. Üç basamaklı sistemler gibi, iki basamaklı total-etch sistemlerin de laboratuvar testlerinde genellikle iyi performans gösterdikleri (22, 39, 40), ancak bazı çalışmalara göre tek şişe uygulanmasının hibridizasyonu azaltabileceği bildirilmektedir (31).

#### **2.4.2. Self-Etch Adezivler**

Total-etch sistemlerin teknik hassasiyeti ve postoperatif duyarlılıkları ile ilgili devam eden problemleri, self-etch adezivlerin geliştirilmesine sebep olmuştur (22). Bu sistemler ayrı bir basamakta asitleme ve yıkama işlemi gerektirmemekte; mine ve dentini eş zamanlı demineralize edip ve primerin infiltrasyonunu sağlayan asidik monomerler içermektedir. Bu sistemlerle, klinik uygulama zamanının kısaldığı ve hata yapma olasılığının azaldığı bildirilmiştir (7). Bu sistemlerde asit ile pürüzlendirme sonrası yıkama işleminin olmaması, nemli bağlanma yönteminde karşılaşılan pek çok komplikasyonun da önlenmesinde büyük rol oynar (41). Asit ile demineralizasyon ve rezin infiltrasyonu eş zamanlı olduğundan eksik infiltrasyon olasılığı düşüktür ya da

yoktur. Buna bağlı olarak postoperatif duyarlılığın oluşmaması beklenmektedir (7, 33, 42).

İki basamaklı self-etch adezivlerde, birinci basamağı asidik monomer ilave edilmiş hidrofilik primer solüsyonu uygulaması, ikinci basamağı ise hidrofobik adeziv rezin uygulaması oluşturmaktadır (30). Tek basamaklı self-etch adezivlerde (tek şişe), asidik monomer ilave edilmiş primer ve adeziv birlikte yer almakta ve aynı anda uygulanmaktadır. Hidrofilik ve hidrofobik komponentlerin birlikte kullanılmaktadır (30). Tek basamaklı self-etch adeziv sistemlerin bağlanma dayanımları, iki basamaklı self-etch ve geleneksel total-etch sistemler ile karşılaştırıldıklarında daha düşük bulunmuştur (43, 44). Bu sistemlerin, yüksek hidrofilitelemi nedeni ile polimerize edildikten sonra suyun adeziv tabakasından geçişine izin veren geçirgen bir membran gibi davrandığı belirtilmektedir (45).

Zayıf self-etching adezivler ( $\text{pH} \geq 2$ ), dentini oldukça sığ demineralize ederek olası kimyasal etkileşim için kollajen fibriller etrafında HA' in kalmasına izin vermektedir. Dentinde oluşan demineralizasyon derinliği sadece 1  $\mu\text{m}$ 'dir. Genellikle smear tıkaçlarını tamamen kaldırmamaktadırlar. Sonuç olarak submikron boyutlarda, oldukça yüzeyel bir hibrit tabakası oluşturumaktadırlar. Kollajenler etrafında HA'lerin korunması, kollajenleri hidrolize karşı daha iyi koruyarak bağlanmanın erken dönemde bozulması önleyebilmektedir (7, 29, 30).

Orta kuvvetli self-etch adezivler ( $\text{pH} \approx 1.5$ ), zayıf ve kuvvetli self-etch adezivler arasında özellikler göstermektedir. Hafif self-etch adezivlere göre, mine ve dentinde daha iyi mikromekanik bağlanma değerleri oluştururlar. Hibrit tabakasının kalınlığı kuvvetli self-etch adezivlere göre daha azdır.

Kuvvetli self-etch adezivlerin ( $\text{pH} \leq 1$ ), dentinde kollajen fibrilleri ağığa çıkararak tüm HA'leri çözdükleri bildirilmiştir (7). Zayıf self-etch adezivlere göre dentine infiltrasyonları daha derindir. Bu nedenle oluşan hibrit tabakası kalındır ve rezin tıkağlar (tag) mevcuttur (46).

Günümüz self-etch adezivleri, klinik olarak uygun zaman içinde smear tabakasını çözebilmeleri ve dentine infiltre olabilmeleri için yeterli asiditeye sahiptir. Primer solüsyonunun pH'sından başka, smear tabakasının kalınlığı, viskozitesi ve ıslatma özellikleri self-etch adezivlerin infiltrasyon ve demineralizasyon özelliklerini açığa çıkarmaktadır (30). Mikromekanik bağlanmanın ani streslere karşı dayanıklılık sağladığı, ek kimyasal etkileşimin ise adezyonun kalıcılığı ve devamlılığı ile ilgili olduğu düşünülmektedir (7, 30).

### **2.4.3. Cam iyonomer bazlı adezivler**

Cam iyonomer, diş yüzeyine bir ön hazırlık yapılmadan, kendi kendine tutunabilen tek materyal olarak bilinir. Ancak, yine de “conditioner” olarak polialkenoik asitlerin diş yüzeyine uygulanması, cam iyonomer materyallerin bağlanma etkilerini önemli derecede artırır (7). Adezyon mekanizmasının dentine mikromekanik ve kimyasal yolla olduğu düşünülmektedir. Polialkenoik asitler, smear tabakasını kaldırarak 0.5-1 µm derinliğe kadar kollajen fibrillerini açığa çıkarırlar. Cam iyonomer bileşenlerinin yüzeye diffüze olması ile mikromekanik bağ kurulur. Polialkenoik asitin karboksil gruplarının kollajen fibrillerde kalan hidroksi apatitlerin kalsiyumları ile etkileşimi sonucu kimyasal bağlanma elde edilir (36).

## **2.5 Dental Adezivlerin Fonksiyonel Monomerleri**

Dental adezivlerin; adeziv ve kompozitler arasında iyi kovalent bağ kurabilmek için kompozit restoratif materyaller gibi rezin monomer içermeleri gerekmektedir.

Adezivlerin içerisindeki polimerize olan rezinler “matriks” olarak adlandırılmakta ve yapısal devamlılığı etkileyen fiziksel, kimyasal özellikler taşımaktadırlar. Monomerler, adezivlerin kilit bileşenleridir (47).

2 çeşit monomer bulunur.

1-Çapraz bağlantı oluşturan monomerler

2-Fonksiyonel monomerler

Çoğu fonksiyonel monomer; fonksiyonel grup olarak adlandırılan, monomere özgü fonksiyon sergileyen belirli kimyasal gruplar içermektedirler. Fonksiyonel monomerler polimerizasyon esnasında çapraz bağlantı oluşturanların aksine linear polimerler oluşturmaktadırlar. Linear polimerler ile karşılaştırıldığında çapraz bağlantılı monomerlerin mekanik dayanımlarının daha iyi olduğu, bu nedenle adeziv rezini güçlendirdiği bildirilmiştir (48).

Geleneksel olarak primerler hidrofilik fonksiyonel monomer içermektedir. Sonrasında uygulanan basamakta hidrofobik çapraz bağlantılı monomerler uygulanmaktadır (3 basamaklı total-etch sistemler, 2 basamaklı self-etch adezivler). Basitleştirmeye yönelik yapılan çalışmalar üreticileri hidrofilik ve hidrofobik monomerlerin harmanlandığı adeziv sistemlerin tasarlanmasına teşvik etmiştir (2 basamaklı total-etch, tek basamaklı self-etch) (29).

Fonksiyonel monomerlerdeki fonksiyonel gruplar genellikle hidrofilik özellik göstermektedir. Bu grup; ıslanabilirliği, dentinin demineralizasyonunu, florürlerin serbestlenmesini veya monomerin antibakteriyal özelliğini ortaya koymaktadır. Adezyonu arttıran fonksiyonel monomerlerin, hidrofilik özelliklerinden dolayı adezivlerin dentine bağlanma değerlerini arttırdıkları öne sürülmüştür (49). En çok kullanılan fonksiyonel gruplar; fosfat, karboksilik asit ve alkol gruplarıdır. Sulfonik asit, fosfat, fosfanat ve karboksil gruplar suda çözünerek asit-baz reaksiyonuna katılırlar. Adezyonu arttıran, ıslanabilirlik etkileri olan ve proton serbestleyen bu monomerler, uygun konsantrasyonlar da uygulandıkları yüzeyde demineralizasyon sağlarlar. Asiditelerine göre sıralanmaları sulfonik asit>fosfonik>fosforik>karboksilik asit>alkol şeklindedir (50, 51).

Bazı durumlarda belirli bir fonksiyonel grup monomerlere eklenebilmektedir. PEM-F(Dentsply) su ile karıştığında florür serbestleyen, demineralizasyon reaksiyonunu şiddetlendirmeye yönelik kalsiyumu ortamdan uzaklaştıran bir monomerdir. NPG-GMA ve NTG-GMA adezyonu arttıran ve reaksiyonu başlatmaya yardımcı olarak görev yapan monomerlerdendir (52). DMAE-MA kamforokinon için yardımcı, suda çözünen bir monomerdir (53). MDPB Kuraray patentli dodeksilpridinum bromid ve metakril grup içeren antibakteriyal özellikli monomerdir, çoğu fonksiyonel monomerin aksine hidrofobiktir (54). 5-NMSA Kuraray adezivlerin ve Panavia simanların içeriğinde geçmişte bulunan, kalsiyumla şelate olarak hassasiyet giderici olarak görev yapan monomerdir.

Sıklıkla kullanılan monomerler:

**Metakrilik asit (MA):** Yüksek oranda tahriş edici ve asiditesine bağlı olarak güçlü aşındırıcı etkisinin yanı sıra monomerlerdeki ester grupları hidrolize edebilme özelliği nedeni ile değişik oranlarda adezivlerin içeriğinde bulunmaktadır. Düşük pH ve su içeren self-etch adezivlerin içeriğindeki metakrilat monomerlerin hidrolizi genellikle sorun teşkil etmektedir (55).

**Metil Metakrilat (MMA):** Metakrilik asit gibi metil metakrilat adezivlerin içerisine eklenen en eski monomerlerdendir. Molekül boyutunun küçük olmasından dolayı bu monomer yüksek oranda allerjik reaksiyonlara neden olabilmektedir (56). Kozmetik ürünlerde kullanımı yasaklanmış, adezivlerdeki fonksiyonu diğer monomerleri eritebilmesi ile kısıtlanmıştır.

**HEMA:** Küçük bir molekül olduğundan HEMA hem diş hekimliğinde hem de medikal alanda biyo-uyumluluk göstermektedir (57). Polimerize olmamış HEMA yüksek allerjenik potansiyele sahiptir (58, 59). Polimerize olmamış HEMA suda, etanolde ve/veya asetonunda çözünebilen sıvı halinde bulunmaktadır. HEMA'nın çok düşük miktarda adeziv solüsyonlardan buharlaşabileceği de bildirmiştir (60). HEMA'nın önemli bir özelliği de hidrofilik yapıda olmasıdır. Demineralizasyon ajanı olarak



kullanılmamasının yanı sıra hidrofilik özelliğinden dolayı adezyon artırıcı bir monomer olduğu belirtilmektedir (61, 62). Dentinin ıslanabilirliğini arttırması nedeni ile HEMA'nın önemli ölçüde bağlanma değerlerini yükselttiği bildirilmiştir (63, 64). Polimerize olan veya polimerize olmayan durumda HEMA'nın kolaylıkla su emebildiği belirtilmektedir. Jacobsen ve Söderholm (65); HEMA içeren adezivlerin su ile kontamine olmalarına yatkın olduklarını öne sürmüş, polimerize olmamış adeziv içindeki HEMA'nın su emebileceğini ve buna bağlı olarak monomerlerin seyreltileceğini ve polimerizasyonun engellenebileceğini bildirmişlerdir. Polimerizasyon sonrasında polimer zincir içerisinde kalan artık HEMA hidrofilik özellik göstermeye devam etmektedir. Buna bağlı olarak monomerin su emmesini takiben, şişme ve renk değişikliği izlenebildiği gösterilmiştir (66). Su alımının mekanik özellikleri kötü etkilemesinin yanında, artık HEMA düşük kaliteli ve sabit olmayan polimer zincirleri oluşturduğu bildirilmiştir (67). Diğer metakrilatlar gibi HEMA da bazik ve asidik pH'da da hidrolize olabilir (68). HEMA adezivlere, ıslanabilirliği sağlaması ve çözücüye benzer özellikler taşıması nedeni ile eklenmektedir. Bu özelliği hidrofobik ve hidrofilik komponent içeren solüsyonlarda stabiliteyi arttırdığı ve bileşen maddeleri solüsyonda sabitlediği bildirilmiştir (69).

**4-MET:** 4-MET ilk başta adezyon arttırıcı olarak (70), ilerleyen zamanlarda demineralizasyon ajanı olarak adezivlerin içine eklenen bir monomerdir (71). Bu monomer asetonda iyi, etanolde orta düzeyde ve suda zor çözünür (69). Araştırmacılar 4-MET ilave edilen örneklerde mine ve dentine adezyonun arttığını belirtmişlerdir (9). 4-META tozuna su eklenince hidroliz ile 4-MET'e dönüşür. 4-MET sıklıkla MMA ile birlikte 4-META/MMA TBB şeklinde kullanılır (61, 72, 73). Yoshida ve ark. diğer fonksiyonel monomerlere oranla daha düşük seviyede 4-MET ile HA içerisindeki kalsiyumun iyonik bağ kurduklarını belirtmişlerdir (74). Oluşan Ca-4MET tuzunun yüksek çözünürlüğü ve dayanıklı olmadığı bildirilmiştir.

**4-AETA:** Bu monomerin 4-META'dan farkı yapısında metakrilat grubu yerine polimerize olabilen akrilat grubuna sahip olmasıdır (75).

**10-MDP:** Kuraray (Osaka, Japonya) firması tarafından sentezlenen ve patentli hidrofobik fonksiyonel bir monomerdur. Suda çözünebilen ve 2 proton oluşturan bu yapı, dihidrojenfosfat içermesi nedeni ile *etching monomer* olarak kullanılır (55). Etanol ve aseton, 10-MDP için ideal çözücülerdir. 10-MDP, 4-MET ve Phenly-P yerine, mine veya dentindeki hidroksiapatit ile kimyasal bağlanabilen bir monomer olduğu belirtilmiştir. Clearfil-SE Bond'un in vitro ve klinik çalışmalardaki başarısı, içeriğinde 10-MDP bulunmasına dayandırılmıştır (36, 76, 77).

**MAC-10:** MAC-10 fonksiyonel monomeri 10-MDP gibi 10 karbon atomu içeren “*spacer grubu*” bulunmasından dolayı hidrofobik olarak nitelendirilmiştir (47).

**Phenly-P:** Self-etching primerlerin içerisine asidik monomer olarak ilave edilen ilk monomerlerdendir (49, 78, 79). Bu monomerin demineralize olmuş dentine rezinlerin difüzyonunu arttırdığı bildirilmiştir (80, 81). Phenly-P'nin HA'e kimyasal bağlanma kapasitesi çok düşüktür ve günümüz adezivlerinde artık kullanılmamaktadır (74).

## **2.6 Dental Adezivlerin İçerisinde Bulunan Çözücüler**

Dentine bağlanacak adeziv sistemlerin içerisine çözücülerin (solvent) eklenmesi zorunludur. Dentine, yapısı gereği hidrofilik bonding uygulandığı zaman daha iyi ıslanabilirlik sağlandığı bildirilmiştir (49). Hidrofilik monomerlerin ve çözücülerin adezivlere ilave edilmesi ile adeziv sistemlerin ıslanabilirlik özellikleri arttırılmıştır (82). Düşük vizkoziteye sahip primerlerin ve/veya adeziv rezinlerin çözücülerin içerisinde monomerlerin kısmen çözünmesinden meydana geldiği ve dış yüzeyine difüzyonlarını arttırabileceği bildirilmiştir. Çözücülerin; 3 basamaklı total-etch sistemlerin primeri içerisinde, 2 basamaklı total-etch sistemlerde ise primer ve adezivin birleştirildiği tek şişede, demineralize dentine monomerlerin penetrasyonlarını arttırdığı belirtilmiştir (83). Hava ile kurutulmuş dentin yüzeyine bağlanmanın gerektiği durumlarda, çözücülerin çökmüş kollajeni tekrar genişletmesi gerekmektedir (84, 65). Self-etch adeziv sistemlerde, asidik monomerlerin iyonizasyonu için çözücü olarak su

kullanılmasının zorunlu olduğu gösterilmiştir (85, 86). Adeziv sistemlerde su, etanol ve aseton en çok kullanılan ozuculerdir.

## 2.7 Akışkan Kompozitler

Akışkan (flowable) kompozitler 1996 yılında geliştirilmişlerdir. Bu kompozitler, geleneksel hibrit kompozitler ile aynı kucuk partikul buyukluğune sahiptir. Fakat doldurucu oranları hibrit kompozitlere kıyasla azaltılmış ve karışımın vizkozitesi duşurulmuştur (87). Doldurucu miktarlarının az olması aşınmaya karsi dirençlerini zayıflatmaktadır. Materyalin organik polimer matriks kısmı artarak viskozitesi daha duşuk bir urun elde edilmektedir. Bu nedenle akışkan kompozitlerin pit ve fissur gibi dar boşluklara akması kolaylaşmaktadır (87). Ancak, akışkan kompozitler hibrit kompozitlerle karşılaştırıldığında, akışkan kompozitlerin organik matriks oranı daha fazla olduğu için polimerizasyon buzulmesinin ve aşınmasının arttığı, dayanıklılığının azaldığı gorulmektedir (88). Akışkan kompozitlerin başlica avantajları; diş yuzeyinin ıslanabilirliğini arttırması, akıcı bir materyal olduğu için tum duzensiz alanlara kolayca penetre olabilmesi, ince tabaka halinde uygulanabilmesi, tabakalar arasında hava boşluğunun kalmaması, yuksek esneklik gostermesi, radyopak olması, değişik renk seçeneklerinin bulunması olarak sayılabilir. Dezavantajları ise; duşuk oranda doldurucu partikul içerdiklerinden yuksek oranda polimerizasyon buzulmesi gostermesi ve zayıf mekanik ozelliklere sahip olmasıdır (89). Akışkan kompozitlerin pit ve fissurleri korumak için uygulanan fissur ortuculerden farkı doldurucu oranlarının artırılmış olmasıdır. Bir başka deyişle inorganik doldurucu partikul oranı açısından incelendiğinde akışkan kompozitler; fissur ortuculer ile hibrit kompozitler arasında yer almaktadırlar.

Akışkan kompozitlerin endikasyonları arasında şunlar sayılabilir:

- 1-) Çok küçük preparasyon yapılan kavitelere kullanılabilirler.
- 2-) Pit ve fissür koruyucu olarak uygulanabilirler.
- 3-) Posterior bölgede ulaşılması güç bölgelerde veya iyi penetrasyon gereken kavitelere enjekte edilebilir olmaları nedeniyle tercih edilebilirler.
- 4-) V. sınıf kavitelere (aşınma ve çürüklerin restorasyonunda) uygulanabilirler.
- 5-) II. sınıf kavitelere gingival basamağın ilk tabakası olarak, özellikle kondanse edilebilir kompozitlerin altında kenarlardaki boşlukları önlemek ve stresi kıran, esnek bir yapı olarak kullanılabilirler.
- 6-) Küçük mine defektlerinin restorasyonunda tercih edilebilirler.
- 7-) Küçük III. sınıf kavitelere kullanılabilirler.
- 8-) Kompozit restorasyonların deşim noktalarını yeniden oluşturmak için uygulanabilirler.
- 9-) Amalgam, kompozit ve kuronların kenarlarındaki açıklıkların restorasyonunda tercih edilebilirler.
- 10-) Koruyucu rezin restorasyonu olarak kullanılabilirler.
- 11-) Air-abrazyon preparasyonlarının restorasyonunda uygulanabilirler (88, 90, 92, 93, 137).

Akışkan kompozitlerin elastisite modülü düşük olduğundan, tek başına veya kaide maddesi olarak kullanılması durumunda, stres absorbe edici esnek bir 'yatak' rolü oynadıkları bildirilmiştir (90, 91, 92, 93).

Akışkan kompozitlerin etkinliği ile ilgili farklı araştırmalar bulunmaktadır. Akışkan kompozit kullanımının, rezin-dentin arayüzünde belirgin şekilde daha az kenar aralığı oluşturduğu bildirilmektedir(94). Bununla birlikte, minenin asitlenmesini takiben akışkan kompozit kullanımının, mine-rezin arayüzünde meydana gelen kenar aralığı ve mine duvarlarında bu nedenle oluşan çatlakları önleyemediği de gösterilmiştir (94). Akışkan kompozitlerin doldurucu miktarı; geleneksel kompozitlere kıyasla hacimce 30-50% oranında, geleneksel hibrit kompozitlere göre ise 52-72% oranında azaltılmıştır (95, 96). Bazı klinisyenler akışkan kompozitleri Class V çürük lezyonlarında ve

abrazyon, abfraksiyon lezyonlarında düşük elastik modülüsleri ve vizkozitelerinden dolayı kullanılmaktadırlar. Teorik olarak akışkan kompozitler elastik modülüsleri dişle daha yakın olduğu için stresin yüksek olduğu bölgelerde esneyebilirlik sağlamaktadırlar.

Oliveira ve ark. yaptıkları çalışmada (97); akışkan kompozitlerin stres önleyici tabaka olarak kompozit rezin restorasyonlarda kullanılmasının adeziv-kompozit arayüzünde polimerizasyon büzülmesine bağlı yüksek oranda stres oluştuğunu bildirmişlerdir.

Montes ve ark. 2001 yılında yaptıkları çalışmalarında (98); düşük vizkoziteli akışkan kompozitlerin doldurucu adeziv sistemler ile birlikte kullanılmasının kompozit rezinlerin dentine bağlanma dayanımları üstüne etkisinin olmadığını belirtmişlerdir. Ancak düşük vizkoziteli akışkan kompozitlerin stres önleyici tabaka olarak kullanılmasının, dentin bondinglerin uzun dönem dayanıklılığını arttırabileceğini bildirilmiştir.

Ernst ve ark. 2002 yılında yaptıkları çalışmada (99); Class II kavitelerde mine çizgisinin altında akışkan kompozit kullanılmasının kenar uyumu açısından başarılı bulunduğunu göstermişlerdir.

Fleming ve ark. 2007 yılında yaptıkları çalışmalarında (100); adeziv sistemler ile restoratif materyal arasında kullanılan akışkan kompozit rezinin tüberkül defleksiyonunu azalttığını fakat akışkan kompozit kullanılan ve kullanılmayan gruplar arasında mikrosızıntı açısından bir fark oluşmadığını bildirmişlerdir.

Abdalla 2010 yılında yaptığı çalışmada (101); total-etch ve self-etch adeziv sistemlerin akışkan kompozitler ile uygulanmasının dentin üzerine bağlanma dayanımlarını incelemiş ve akışkan kompozit uygulanmasının bağlanma dayanımı üzerine etkisinin bulunmadığını bildirmiştir.

## 2.8 Kompozit Rezinler

İlk defa 1962 yılında Rafael Bowen tarafından geliştirilen kompozit rezinler, esas olarak organik bir matriks içerisinde belli oranlarda ilave edilen inorganik doldurucular ve doldurucuların organik matrikse tutunmasını sağlayan bağlayıcı kısımdan oluşan dolgu maddeleridir.

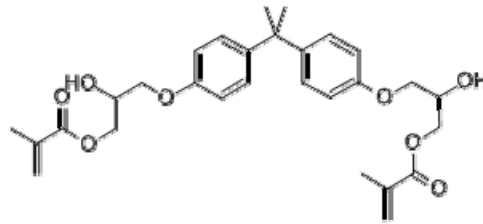
Hem organik hem de inorganik maddeleri içeren bu dolgu maddelerine birleşik anlamına gelen 'Kompozit' adı verilmiştir. Genel olarak ideal bir dolgu maddesi; mekanik etkilere karşı dirençli, kavite duvarlarına adaptasyonu iyi, ısı iletkenliği az, porözitesi azaltılmış, canlı dokularla biyolojik olarak uyumlu, hazırlanması ve uygulanması kolay, estetik olarak uyumlu, radyopak doldurucu içeren, ağız içinde hacim ve şekil değişikliğine uğramayan, maliyeti ucuz ve raf ömrü uzun, mine-dentin bonding ajanlarıyla uyumlu, bitirme ve polisaj işlemleri iyi ve kalıcı olmalıdır (102).

Diş hekimliğinde, diş rengindeki ilk kompozit 1940'larda geliştirilmiş ve organik yapısı metil metakrilat'tır. Bu materyalin içeriği; poli(metil metakrilat) tozu, metil metakrilat monomer, benzoil peroksit, ve n,n-dimetilparatoluidin'dir. Karıştırma esnasında; polimer tozu inorganik fazı (dispersed phase) oluştururken polimerize olan monomerler de organik polimer matriks fazı (continuous phase) oluşturmaktadır. Polimerizasyon benzoilperoksit ve n,n-dimetilparatoluidin redoksu ile oda sıcaklığında başlamaktadır. Başlarda estetik olan bu materyal, ilerleyen zamanlarda renk stabilitesini kaybetmekte, yüksek polimerizasyon büzülmesi ve diş dokularına bağlanmada problem oluşturabildiği bildirilmektedir (103).

Silika doldurucu içeren polimer matriks kompozitler 1950'lerde geliştirilmiştir. Bu kompozitlerin mekanik özellikleri ve estetikleri geliştirilmiş olmasına rağmen diş dokusuna bağlanmamış ve yüksek polimerizasyon büzülmesi göstermişlerdir. Doldurucu partiküllerin kolay yer değiştirmeleri nedeni ile klinik açıdan aşınmaya dirençleri iyi değildir (95).

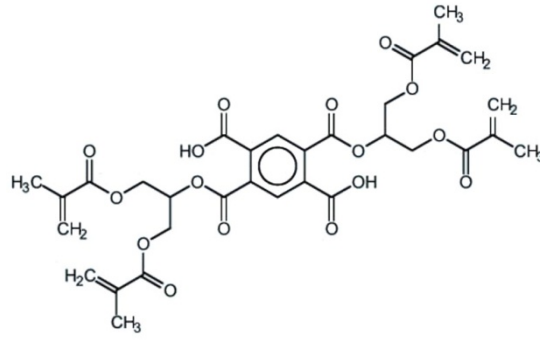
Kompozit rezinlere  $\gamma$ -metakrilopropil-trimethoksi silan veya vinil triethoksilan olarak adlandırılan bağlanma ajanları ilave edilmiş ve bu ajanlar silika partikülleri ile rezin matriks arasında kovalent bağ kurmuşlardır. Silan bağlanma ajanları rezinin fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirdiği gibi rezin-partikül arayüzü boyunca suyun geçişini önleyerek hidrolitik dengeyi sağladıkları, rezinin çözünürlüğünü ve su emilimini azalttıkları belirtilmiştir (104).

Polimerizasyon büzülmesini azaltmak için yüksek molekül ağırlıklı monomerler kullanılmalıdır. 1962 yılında Bowen, glisidil metakrilatı bisfenol A ile karıştırarak dental kompozitlerde kullanmak üzere bir epoksi akrilat sentezlemiştir. Bu monomer Bis-GMA veya Bowen's resin olarak adlandırılmış, 'viscosity of honey' visköz kıvamından dolayı içine eklenebilecek doldurucu partikülleri sınırladığı bildirilmiştir (105, 106).



**Şekil 1.** Bis-GMA'nın kimyasal formülü

Trietilen glikol dimetrilat (TEGDMA) viskoziteyi azaltmak için matrikse ilave edilmiştir. Bu monomer kombinasyonu günümüze kadar dental kompozitlerde yaygın olarak kullanılmaktadır.



**Şekil 2.** TEGDMA'nın kimyasal formülü

Her iki monomer, polimerize olduklarında polimer zincirleri arasında kovalent bağ kurarak, çapraz bağlantı oluşturan 2 reaktif çift bağ içermektedir. Çapraz bağlantı; matris fazının ve oluşan kompozitin kimyasal ve fiziksel özelliklerini arttırmıştır. Metil metakrilat(MMA), etilen glikol dimetakrilat(EGDMA) ve yüksek molekül ağırlıklı monomer üretan dimetakrilat(UDMA) kompozitlerin formülasyonlarına vizkoziteyi azaltmak için ilave edilmiştir (95).

Doldurucular:

Matriks içine dağılmış olan çeşitli şekil ve büyüklükteki cam ve seramik partiküller inorganik fazı oluşturmaktadır. İnorganik partiküllerin kompozitlerin yapısına eklenmesi; mekanik ve aşınma özelliklerin güçlenmesine, ısıl genleşme katsayısını ve polimerizasyon büzülmesinin azaltılmasını sağlamaktadır. Bu doldurucu partiküller; kompozit rezine radyopak nitelik kazandıran stronsiyum, baryum, çinko ve yitrium; ışığı geçiren, yayan ve mekanik özellikleri güçlendiren silika partikülleri'dir. Bu partiküller kompozit rezine, mineye benzer yarı şeffaf bir görüntü kazandırmaktadır. Saf silika, kristalin ve nonkristalin formlarında bulunur. Kristalin formlarının sert olması, kompozit rezinin bitirme ve polisaj işlemini güçleştirir. Bu nedenle kompozit rezinler günümüzde silikanın nonkristalin formu kullanılarak üretilmektedir (107).



Kompozit rezinlerin kimyası:

Kompozitlerin polimerizasyon büzülmesinin azaltılması, mekanik ve fiziksel özelliklerinin arttırılması için, çapraz baēlantı yapabilen yüksek molekül aēırlıēına sahip olan monomerler kullanılmalıdır. Yüksek molekül aēırlıēına sahip monomerler polimerizasyon büzülmesini azaltmaktadır. Polimer zincirleri arasındaki çapraz baēlantılı kovalent baēlar ise znrlēu azaltmaktadır (95). Bowen'ın rezini bisfenol A ve glisidil dimetakrilat reaksiyonu sonucu oluēmuētur. Kimyasal adı 2,2-bis[4-(2hidroksil-3metacriloksi propoksi)-fenil]-propan olup, Bis-GMA olarak adlandırılmaktadır. Bu multifonksiyonel monomer polimerizasyon esnasında çapraz baēlantı yapan 2 metakrilat gruba sahiptir. Bis-GMA büyük yapısından dolayı viskoz dr ve rezinlerin içerisine yüksek oranda doldurucu eklenmesini engellediēi bildirilmiētir. Bu nedenle daha dēk molekül aēırlıēına sahip trietilen glidikol dimetakrilat (TEGDMA) veya EDMA vizkositeyi azaltmak ve inorganik doldurucu ieriēini arttırmak için kullanılır. Bu moleküller de multifonksiyonel rezin matriksin polimerizasyonu esnasında çapraz baēlantı reaksiyonlarını arttırır (104). Doldurucu konsantrasyonunu arttırmalarına raēmen, kompozitlere eklenmeleri yüksek polimerizasyon büzülmesine yol açabilir. Bunlara ek olarak; bu monomerler yüksek esneklik ve dēk abrazyon direnci gösterirler. Dēk molekül aēırlıklı monomerler organik matriksin jelatinasyon süresini arttırır ve buna baēlı olarak polimerizasyon büzülme streslerini azaltır (95, 108). Bu monomerlerin kompozit rezinlere ilavesinin hem negatif hem de pozitif etkileri vardır.

Direkt kompozit restoratif materyallerde günümüzde kullanılan monomerler ile ilgili en belirgin sorun; polimerizasyon sonrasında görülen bzlmedir. Günümüzde dental kompozitlerin polimerizasyonu serbest radikal baēlatıcıların vinil monomer polimerizasyonuna baēlıdır. Bu monomerlerin dnēm esnasında moleküller arası boēluklar oluēmaktadır. Tek bir monomer için bu mesafe kısa sayılsa da, uzun polimer zincirlerinde mesafe önemlidir (95). Büzülme miktarı rezinin hacmine, kompozisyonuna ve konversiyon derecesine baēlıdır. Mevcut dental kompozitlerin büzülme deēerlerinin hacimce 1,6- 8 % olduēu bildirilmiētir (95, 109). Restorasyon kenarlarında meydana gelen büzülme stresine karēı koyamaz ise, baēlayıcı ajan (adeziv)

ayrılır ve bir aralık (gap) oluşur (110). Oluşan bu aralığın mikrosızıntıya, sekonder çürüğe ve ağrıya neden olabileceği bildirilmiştir (110).

Kompozit rezinler ile dişin ısıl genişleme katsayıları arasında büyük fark vardır. Dişin genişleme katsayısı 9- 11 ppm/°C arasında iken kompozit restoratif materyallerin genişleme katsayıları 28- 50 ppm/°C arasındadır (111). Kompozit rezinlerin farklı genişleme ve büzülme katsayıları restorasyon kenarlarındaki stresleri artırır, kompozit ve diş arasındaki adezivin “fatigue” başarısızlığına katkıda bulunur. Kompozitlerin ısıl genişleme katsayılarını düşürmenin yolu doldurucu miktarlarını arttırmaktır.

## Kompozitlerin Sınıflandırılması

Kompozit rezinlerin sınıflandırılmasında Lutz ve Philips’in sınıflandırması hala geçerliliğini korumaktadır. Bu sınıflandırmada inorganik doldurucu partiküllerinin büyüklüğü ve miktarı esas alınmıştır (8).

İnorganik partikül büyüklüklerine göre kompozit rezinler:

1. Megafil kompozitler (50- 100µm)
2. Makrofil kompozitler (10- 100 µm)
3. Midifil kompozitler (1- 10 µm)
4. Minifil kompozitler (0,1- 1 µm)
5. Mikrofil kompozitler (0,01- 0,1 µm)
6. Nanofil kompozitler (0,005- 0,01 µm)
7. Hibrit kompozitler (0,04- 1 µm)

Ancak günümüzde mikrohibrit, hibrit, nanofil, nanoseramik ve silorane olmak üzere çeşitli kompozit rezinler üretilmiştir. Farklı büyüklükteki doldurucu partiküllerin karışımını içeren kompozit rezinlere hibrit kompozitler (0,04- 1 µm) denilmektedir.

Büyük partikül hibrit türünü belirlemektedir. Eğer doldurucu partiküller silanizasyon dışında herhangi bir işlem uygulanmadan matrikse katılırlarsa bu tür kompozitlere 'homojen kompozitler', önceden polimerize edilmiş ve öğütülmüş kompozit kitlesi doldurucularla birlikte monomer matrikse eklenirse bu tür kompozitlere de 'heterojen kompozitler' adı verilmektedir (8, 103). Heterojen kompozitlerde organik doldurucuların miktarı arttırılmış, partiküllerin polimer matrikse kimyasal yolla bağlanması ile polimer matriks içinde daha iyi özellikler gösteren adacıklar oluşturulmuştur (8). Geleneksel kompozitler makrofil kompozitler diye adlandırılır. İnorganik partikül olarak kuartz içerirler. Partiküllerin büyük ve sert olması nedeni ile organik matriks inorganik partiküllerden daha fazla aşınır. Bu da yüzey pürüzlülüğüne ve renk uyumunun bozulmasına neden olur (8).

Nanoteknoloji, materyalleri yeni özelliklerde düzenleme imkanı sağlar. Nanoteknolojinin restoratif materyallerin üretiminde de kullanılması ile cilalanabilen, aşınmaya dayanıklı nanofil (nanopartiküllü) kompozit rezinler üretilmiştir (112, 113). Bir nanomer; bir metrenin milyarda biri ( $10^{-9}$  m) veya bir mikronun binde biridir ( $10^{-3}$   $\mu$ m). Genellikle nanoteknoloji, bileşenlerinin çapları 0,1- 100 nm arasında olan ürünleri tanımlamaktadır (114). Nanoteknolojinin amacı; ürünleri daha hafif, daha dayanıklı, daha ucuz ve daha hassas olarak üretebilmektir (114, 113). Nanofil kompozitler, estetik özelliklere sahip, kolay uygulanan materyallerdir (115, 116). Nanofil kompozit materyallerin organik yapısı diğer kompozit rezinlere benzer polimerik yapılardan meydana gelmektedir. İnorganik yapıyı meydana getiren partiküller ise iki ayrı kısımdan oluşmaktadır; silika nanodoldurucular (nanomer) ve nanomer grupları (nanocluster).

Nanomer, kümeleşmemiş partikülleri ifade eder ve kompozit rezinin organik yapısında ayrı ayrı bulunurlar. Nanomer grupları ise, 50nm'den küçük nanomerlerin gevşek bağlar ile bir araya gelerek meydana getirdikleri yapılardır (114, 117, 118). Bu gruplar tek bir birim gibi mekanik, optik ve termal özellikler gösterirler (119).

## **Kompozit Rezinlerin Uygulanma Teknikleri**

Kompozit rezinlerin prepare edilen kavitelere uygulanma teknikleri açısından incelendiğinde iki yöntem ön plana çıkmaktadır.

1-)Bulk tekniği

2-) İnkremental (tabakalama) tekniği

Bulk tekniği; kaviteye tek tabaka kompozit rezin uygulanmasını takiben kompozit rezinin polimerize edilmesi şeklindedir. Tabakalama tekniği ise; direkt kompozit kavite restorasyonlarında uzun süredir standart teknik olarak kabul edilen bir yöntemdir. Bu sistem kompozit rezinin kaviteye 2 mm veya daha az kalınlıkta tabakalar halinde uygulanmasını takiben, her tabaka sonrasında oklüzal yüzeyden ışık ile polimerize edilerek yapılan ve restorasyon tamamlanana kadar bu işlemlerin tekrarını içeren sistemdir. Tabakalama tekniğindeki amaç; ışığın penetre olabileceği rezin tabakasının kalınlığını limitlemektir. Yapılan çalışmalarda; kompozit rezin tabakasının kalınlığı arttıkça, ışık aletinden kompozit rezine iletilen ışık enerjisinin düştüğü belirtilmiştir (120).

Tabakalama tekniğinde kompozit rezin kalınlığını 2 mm veya daha az olarak belirtilmiştir. Böylece uygun ışık penetrasyonuna ve buna bağlı olarak yeterli polimerizasyona neden olmaktadır. Yeterli polimerizasyon sonucunda; yüksek fiziksel özellikler, daha iyi kenar uyumu ve kompozit rezinlerin sitotoksitesinin azaldığı gözlemlenmiştir (121, 122).

Tabakalama tekniğinin diğer bir avantajı ise; polimerizasyon esnasında oluşan büzülmenin azaltılmasıdır. Polimerizasyon büzülmesinin azaltılması; oluşan streslerin tüberkül deformasyonunu, mikroçatlakları ve buna bağlı olarak duyarlılığın azalacağı rapor edilmiştir. Oluşan bu stresler diş-rezin arayüzünde adeziv kopmaya ve bunun sonucunda kenar boşluğu, mikrosızıntı ve sekonder çürüklere neden olabileceği belirtilmiştir (123). Tabakalama tekniğin dezavantajı olarak; tabakalar arasında boşluk

kalması, tabakalar arası kontaminasyon, konservatif preparasyonlarda kompozit rezinlerin uygulama zorluğu ve her tabakayı yerleştirme ve polimerize etmek için geçen süre sayılabilir (124).

Kompozit uygulama tekniklerinin tüberkül esnekliği üzerine etkilerinin araştırıldığı çalışmalarda, tabakalama tekniğinde bulk tekniğine oranla daha düşük olduğunu (125); bazı araştırmacılar ise iki teknik arasında fark olmadığını belirtmişlerdir (126). Polimerizasyon büzülme streslerinin ölçüldüğü bir çalışmada ise; tabakalama tekniğinde bulk tekniğine oranla daha yüksek polimerizasyon streslerinin olduğu gösterilmektedir (127). In vitro, Class II kompozit rezin restorasyonlarında tabakalama ve bulk tekniği uygulamasının kenar aralığı oluşumu açısından değerlendirilmesinin yapıldığı çalışmada, iki teknik arasında aralarında anlamlı fark bulunmamıştır (128).

Bulk tekniğinde; kompozit rezinlerin preparasyonun derin kısımlarında kabul edilebilir fiziksel özelliklere sahip olabilecek şekilde polimerize olup olamayacağı büyük endişe teşkil etmektedir. Bulk ve tabakalama teknik ile rezin uygulaması tamamlanmış, oklüzal yüzeyden polimerize edilen kompozit rezinlerin sertlik değerlerinin ölçüldüğü bir çalışmada bulk tekniği uygulanan Class II kompozit rezinlerin servikal bölgelerinde oklüzal yüzeyden daha düşük değerler elde edilmiş, tabakalama tekniğinde ise bir fark gözlenmemiştir (121).

## **2.9 Bağlanma Dayanımı**

Bağlanma dayanım testleri adezivleri değerlendirmek için sıklıkla kullanılan testlerdendir. İdeal bağlanma dayanım testleri; öncelikle kolay uygulanabilir (düşük teknik hassasiyet) ve hızlı olmalıdır. Genel olarak laboratuvar testlerinin avantajları :

- 1-Belirli bir parametre-özellik üstünde hızlı bilgi sahibi olmak.
- 2-Kullanılan test metodunun kolay olması.

- 3-Diğer değişkenleri sabit tutarak belirli bir parametreyi ölçebilmek.
- 4-Yeni veya deneysel amaçla üretilmiş bir materyalin/teknğin geçerli olan “altın standart” materyal/teknik ile direk olarak karşılaştırılabilmesi.
- 5-Belirli limitler dahilinde birden çok deneysel grubu bir çalışmada test edebilmek.
- 6-Genellikle karışık ve pahalı olmayan test protokolü/aletlerin kullanılmasıdır (129).

Son olarakta; klinik kullanımına bağlı sonuç hakkında bilgi sahibi olmaya yaramaktadır. Mine ve dentin dokusuna adezivlerin bağlanma etkinliklerinin ölçülebilmesi için birçok metodoloji kullanılmaktadır (129).

Bağlanılan yüzey genişliğine göre bağlanma dayanım değerleri mikro veya makro testler ile ölçülebilir. Bağlanılan yüzeyin alanı 3 mm<sup>2</sup>'den fazla ise makro testler; makaslama (shear), gerilim (tensile), push-out kullanılmaktadır. Makaslama testleri; en çok kullanılan bağlanma dayanım testleridir (129). Bonding işleminden sonra başka örnek hazırlanması gerekmediği için en hızlı ve kolay metoddur.

Makaslama bağlanma dayanımı testleri (MBD), adeziv rezinlerin diş yapısına veya başka bir restoratif materyale bağlanma yeteneğini ölçmek için kullanılmaktadır. MBD testinin özel mekaniği; klinik olarak uygunluğu ve içerdieği çok sayıda test değişkenlerine sahip olmasıdır (130). Makaslama bağlanma dayanımı testinde bulunan değişkenler; bağlanan restoratif kompozit rezinin elastisite modülüsü ve çapı, adeziv rezinin kalınlığı, dentin derinliği (derin veya yüzeyel), bağlanan kompozitin tipi ve kontakt bölgesi ve test makinesinin piston kafasının hızıdır (131). Adeziv sistemlerin bağlanma dayanım testleri ile klinik performanslarını tahmin etmek kesin olmamasına rağmen (132), kliniksel sonuçlar belirli bir noktaya kadar laboratuvar testleri ile belirlenebilmektedirler (133). Bağlanan ara yüzlerin mekaniksel olarak test edilmesi, materyal değişkenleri hakkında bilgi edinilebilmesi (134, 135) ve uygun uygulama prosedürlerinin tespiti açısından yardımcı olmaktadır (136).

### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada, çeşitli akışkan kompozit sistemlerin farklı adeziv sistemler ile uygulanmasının dentine bağlanma üzerine etkisi makaslama kuvvetlerine karşı olan dayanımları ölçülerek değerlendirilmiştir.

Çalışmada kullanılan dentin bonding sistemleri, üretici firmalar ve materyallerin içerikleri Tablo 1’ de yer almaktadır.

**Tablo 1.** Çalışmada kullanılan dentin bonding sistemleri, üretici firmalar ve materyallerin içerikleri.

Materyal	Firma	İçerik
Adper™ Single Bond 2	3M Espe	Etil alkol 25-35%, bisfenol A diglisidil eter dimetakrilat 10-20%, silanlanmış silika (5 nm nanodolduruculu) 10-20%, HEMA 5-15%, gliserol 1,3-dimetakrilat 5-10% , akrilik ve itakonik asit kopolimerleri 5-10%, diüretan dimetakrilat 1-5%, su <5%
Clearfil SE Bond	Kuraray	<b>Primer:</b> 10-Metakriloiloksidodesil dihidrojen fosfat (MDP), HEMA, hidrofilik alifatik dimetrilat, kamforokinon, N,N-dietanol p-tolidin, su <b>Bonding:</b> 10- Metakriloiloksidodesil dihidrojen fosfat (MDP), Bis-GMA, HEMA, hidrofobik alifatik dimetakrilat, kamforokinon, N,N-dietanol p-tolidin, kolloidal silika.
Xeno V	Dentsply	Bifonksiyonel akril rezin, akrilo alimino alkil sülfonik asit, bifonksiyonel akrilik amid, bütül benzen diol, tert-bütanol, su, kamforokinon.

Çalışmada kullanılan kompozit, asit ve akışkan kompozit sistemleri, üretici firmalar ve materyallerin içerikleri Tablo 2' de yer almaktadır.

**Tablo 2.** Çalışmada kullanılan kompozit, asit ve akışkan kompozit sistemleri, üretici firmalar ve materyallerin içerikleri.

Materyal	Firma	İçerik
Ultra-etch	Ultradent	%35 fosforik asit, kalınlaştırıcı
Filtek™ Ultimate Flow	3M Espe	Bis-GMA, TEGDMA, Prokrilat reçine.
Surefil SDR Flow	Dentsply	Baryum-alümino-floro-borosilikat cam, stronsiyum alumino-floro-silikat cam, modifiye üretan dimetakrilat rezin, Etoksilate Bisfenol A dimetakrilat (EBPADMA), Trietilenglikol dimetakrilat (TEGDMA), kamforokinon, bütül hidroksil tolüen (BHT), UV stabilizatör, titanyum dioksit, demir oksit pigmentleri.
Vertise™ Flow	Kerr	Glisero fosfat dimetakrilat (GPDM), HEMA, Bis-GMA, prepolimerize doldurucular, baryum cam doldurucuları, koloidal silika, iterbiyum florür.
Filtek™ Z250	3M Espe	Resin matriks: Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA Doldurucu: zirkon/silika 0.01–3.5 µm. % 60 hacim- % 84 ağırlık



Çalışmada kullanılan akışkan kompozitlerin ve kompozit restoratif materyalin inorganik partikül oranı ve polimerizasyon büzülme değerleri Tablo 3.'te yer almaktadır.

**Tablo 3.** Çalışmada kullanılan akışkan kompozitlerin ve kompozit restoratif materyalin inorganik partikül oranı (%) ve polimerizasyon büzülme (%) değerleri.

	<b>İnorganik Partikül (%)</b>	<b>Polimerizasyon Büzülmesi (%)</b>
<b>Filtek Ultimate</b>	<b>65</b>	<b>3,7</b>
<b>SDR</b>	<b>68</b>	<b>3,5</b>
<b>Vertise Flow</b>	<b>70</b>	<b>4,4</b>
<b>Filtek Z250</b>	<b>84</b>	<b>1,8</b>

### 3.1 Kullanılan Materyaller

#### Ultra-etch

İdeal vizkoziteye sahiptir. Kolaylıkla kaviteden uzaklaştırılıp yıkanabilir. Kıvamı sayesinde tüm fissürlere yayılır. Kendinden asitleme limitlidir, dentinde 1,9 µm daha fazla derinlemede asitleme yapmaz, postoperatif duyarlılığı önler (140).



**Resim 1.** Çalışmada kullanılan asit (Ultra-Etch)

#### Adper™ Single Bond 2

3M Espe Adper™ Single Bond 2 adezivi, nemli dentine bağlanan, %10 oranında 5nm' lik kolloidal doldurucu içeren bir bonding sistemidir. Kullanımından önce mine ve dentinin asitlenmesi gerekmektedir. Her sınıf direkt kompozit restorasyonlarda kullanılabilir. İçerisinde HEMA, etanol, amin, Bis-GMA, fonksiyonel metakrilat, poliakrilik ve politakonic asit kopolimerleri dimetakrilat ve su bulunduran iki basamaklı total-etch bonding ajanıdır (141).



**Resim 2.** Çalışmada kullanılan total-etch sistemi (Adper Single Bond 2)

### **Clearfil SE Bond**

Clearfil SE Bond ışıkla sertleşen iki basamaklı self-etch bonding sistemidir. Kendinden asitli bir primer ve bonding ajanından oluşur. Primerin içerisinde 10-MDP, HEMA, Hidrofilik alifatik dimetakrilat ve su bulunur. Bondingin içerisinde 10-MDP, HEMA, Bis-GMA, HEMA, hidrofobik alifatik dimetakrilat ve koloidal silika bulunur (142)



**Resim 3.** Çalışmada kullanılan iki basamaklı self-etch sistemi (Clearfil SE Bond)

## Xeno V

Xeno V; direkt restorasyonlarda kullanılabilen, içerisinde bifonksiyonel akril rezin, akrilo alimino alkilsulfonik asit, ters fonksiyon gören fosforik asit ester, akrilik asit, tert-butanol ve su bulunduran tek basamaklı bonding ajanıdır (143).



**Resim 4.** Çalışmada kullanılan tek basamaklı self-etch adeziv sistem (Xeno V)

## Filtek™ Ultimate

Filtek™ Ultimate Akışkan Restoratif, düşük vizkoziteye sahip, görünür ışıkla aktive olan, radyopak, akışkan bir nanokompozittir. Bis-GMA, TEGDMA ve Prokrilat reçineler içerir. Doldurucu partikül büyüklükleri 0.1 ile 5.0 mikron  $\mu\text{m}$  arasında olan ve aglomeratlanmamış/agregatlanmamış yüzeyi modifiye edilmiş 20 nm silika doldurucu, aglomeratlanmamış/agregatlanmamış yüzeyi modifiye edilmiş 75 nm silika doldurucu ve bir yüzeyi modifiye agregatlanmış zirkonia/öbekler (20 nm ve 4 ile 11 nm zirkoni pariküllerden ibaret olan) iterbiyum triflüorid dolgunun kombinasyonudur. Öbeklerin büyüklükleri ortalama 0.6 ile 10  $\mu\text{m}$  arasındadır. İnorganik doldurucu oranı ağırlık olarak yaklaşık %65'tir. Polimerizasyon büzülme değeri 3,7%' dir (141).



**Resim 5.** Çalışmada kullanılan Filtek Ultimate akışkan kompozit

### **Surefil SDR™ Flow (Smart Dentin Replacement)**

SDR™ -Smart Dentin Replacement- posterior restorasyonlarda kullanılabilen akışkana benzer kıvamı sayesinde kavite adaptasyonu ile birlikte tek parça halinde (<4 mm) uygulanma kolaylığı sağlayan kompozit kaide materyalidir. Florür içerir. SDR™ metakrilat bazlı kompozit ve adezivlerle birlikte kimyasal olarak uyumludur. SDR™'nin formülü kontrollü bir polimerizasyona olanak verir. Monomerlerin daha gevşek bir ağ oluşturabilmesi için yapısına bir modülatör katılmıştır. Bu durum hacimsel büzülmenin etkisini kompanse ederek büzülme stresinin daha az olmasına yol açar. Bu materyalin polimerizasyon büzülmesi 3,5%' dir. Cam inorganik partiküllerin oranı ağırlıkça 68%, hacimce 45%' dir (144).



**Resim 6.** Çalışmada kullanılan SDR Akışkan kompozit

## Vertise™ Flow

Vertise™ Flow kompozit, doğrudan yerleştirilmek tasarlanmış, kendinden adezivli, ışıkla sertleşen, rezin esaslı bir kompozit dental restoratiftir. Vertise™ Flow ileri düzeyde adeziv etkisi, yüksek mekanik etki ve diğer klasik akışkan kompozitlere benzer fiziksel özellikler sunar. Bu materyalin polimerizasyon büzülmesi 4,4%' tür (145).



**Resim 7.** Çalışmada kullanılan kendinden adeziv sistem içeren Vertise Flow akışkan kompozit ve uygulama fırçası.

## Kompozit Resin (Filtek Z250)

3M ESPE Filtek Z250 universal bir restoratif materyal olup görünür ışıkla aktive olan, radyopak, posterior ve anterior bölgelerde direkt veya indirekt restorasyonlarda kullanılabilen bir rezin kompozittir. Filtek Z250 materyalindeki doldurucu; zirkonia/silikadır. İnorganik doldurucular hacim olarak %60 (silan uygulaması olmaksızın) olup partikül büyüklükleri 0,01 ile 3,5 µm arasında değişmektedir. Organik matris; Bis-GMA, UDMA ve Bis-EMA içermektedir. 15 farklı renk seçeneği bulunmaktadır. Bu materyalin polimerizasyon büzülme değeri 1,8%' dir (141).



**Resim 8.** Çalışmada kullanılan kompozit rezin Filtek Z250

### 3.2 Örneklerin Hazırlanması

Bu çalışma, Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Sert ve Yumuşak Doku Laboratuvarları imkanları kullanılarak gerçekleştirildi.

Araştırmamızda, yeni çekilmiş 50 adet çürüksüz büyük azı dişleri kullanıldı. Dişlerin kökleri mine-sement sınırından kesilerek uzaklaştırıldı (Resim 9.) ve deney gerçekleşinceye kadar dişler timollü su içerisinde oda sıcaklığında saklandı. Dişlerin bukkal ve palatinal yüzeylerinden mineleri kaldırılarak dentin yüzeylerinin açığa çıkması sağlandı. Dentin yüzeyleri hazırlanırken 4 mm genişliğinde dentin bulunmasına dikkat edildi. Bukkal ve palatinal yüzeyler sırasıyla 100 ve 600 grit silikon karbid zımpara kağıtlar yardımıyla ve su yıkaması altında cilalandı (Resim 10.). Bonding materyallerini homojen olarak belirli bir alana uygulayabilmek amacıyla 4 mm çapındaki adeziv teyp dentin yüzeylerine yapıştırıldı (Resim 11.). Prepare edilen dişler adeziv sistemlerin (Clearfil SE Bond, Adper™ Single Bond 2, Xeno V) uygulanması amacıyla her grupta 10 adet diş olmak üzere rastgele dokuz gruba ayrıldı. Son gruba dentin bonding uygulanmadan Vertise™ Flow uygulandı. Çalışmadaki gruplar Tablo.4 te belirtilmiştir. Bonding sistemlerinden her biri firmaların önerileri doğrultusunda dişlere uygulandı. Bonding işlemini takiben 4mm genişliğinde ve derinliğinde şeffaf silindir şeklinde plastik kalıp akışkan kompozitlerin uygulanmasını kolaylaştırmak

amacı ile yerleştirildi (Resim 11.). 2 farklı akışkan kompozit sistemi (Surefil SDR™ Flow, Filtek™ Ultimate) kullanıldı. Restorasyonlar Filtek™ Z250 A2 ile tamamlandı (Resim 8.). Tüm örnekler oda sıcaklığında 24 saat distile suda bekletildikten sonra, universal test cihazına bağlanan örneklere, 0.5mm/dak hız uygulanarak kopma meydana gelene kadar makaslama kuvveti uygulandı (Resim 13.)



**Resim 9.** Dişlerin kesilmesinde kullanılan kesit alma cihazı



**Resim 10.** Çalışmada kullanılan aşındırma cihazı (Phoenix Beta, Buehler, USA).





**Resim 11.** Çalışmada kullanılan adeziv teyp ve silindir şeklindeki plastik kalıp.



**Resim 12.** Restorasyonların polimerizasyonunda kullanılan ışık aleti; Optilux 501 (Kerr, Switzerland).



**Resim 13.** Çalışmada kullanılan Instron Universal Test Makinesi

**Tablo 4.** Çalışmada oluşturulan gruplar

	<b><u>Bonding Sistemi</u></b>	<b><u>Akışkan Kompozit</u></b>	<b><u>Kompozit</u></b>
<b><u>Grup I</u></b>	Adper™ Single Bond 2		Filtek™ Z250 A2 Kompozit
<b><u>Grup II</u></b>	Adper™ Single Bond 2	Filtek™ Ultimate A2	Filtek™ Z250 A2 Kompozit
<b><u>Grup III</u></b>	Adper™ Single Bond 2	Surefil SDR™ Flow	Filtek™ Z250 A2 Kompozit
<b><u>Grup IV</u></b>	Clearfil SE Bond		Filtek™ Z250 A2 Kompozit
<b><u>Grup V</u></b>	Clearfil SE Bond	Filtek™ Ultimate A2	Filtek™ Z250 A2 Kompozit
<b><u>Grup VI</u></b>	Clearfil SE Bond	Surefil SDR™ Flow	Filtek™ Z250 A2 Kompozit
<b><u>Grup VII</u></b>	Xeno V		Filtek™ Z250 A2 Kompozit
<b><u>Grup VIII</u></b>	Xeno V	Filtek™ Ultimate A2	Filtek™ Z250 A2 Kompozit
<b><u>Grup IX</u></b>	Xeno V	Surefil SDR™ Flow	Filtek™ Z250 A2 Kompozit
<b><u>Grup X</u></b>		Vertise™ Flow A2	Filtek™ Z250 A2 Kompozit

**Grup I:** Dişlerin yüzeyleri cilalandıktan sonra dentine %35'lik fosforik asit içeren Ultra-etch uygulandı. 15 saniye beklendikten sonra 10 saniye yıkandı (Resim 1.). Bir parça pamuk peletle fazla su alındı su birikmesi olmayan yüzey parlak görüldü. Dentine aplikatörle 15 saniye boyunca 2-3 kat Adper™ Single Bond 2 (3M Espe) uygulandı (Resim 2.). Çözücüleri buharlaştırmak için beş saniye havayla inceltildi ve 10 saniye boyunca ışık ile polimerize edildi. Çapı ve yüksekliği 4 mm olan silindir şeklinde translüsent plastik kalıplar kullanılarak kompozit rezin (Filtek™ Z250 A2, 3M ESPE) tabakalama tekniği ile 2 tabaka halinde diş yüzeylerine uygulandı (Resim 8.). Her tabaka 20 saniye boyunca ışık alet ile polimerize edildi (Resim 12.). Hazırlanan örnekler oda sıcaklığında 24 saat distile suda bekletildikten sonra Instron universal test cihazında, 0.5mm/dak hız uygulanarak kopma meydana gelene kadar makaslama kuvveti uygulandı (Resim 13.).

**Grup II:** Dişlerin yüzeyleri cilalandıktan sonra dentine %35'lik fosforik asit içeren Ultra-etch uygulandı. 15 saniye beklendikten sonra 10 saniye yıkandı (Resim 1.). Bir parça pamuk peletle fazla su alındı su birikmesi olmayan yüzey parlak görüldü. Dentine aplikatörle 15 saniye boyunca 2-3 kat Adper™ Single Bond 2 (3M ESPE) uygulandı (Resim 2.). Çözücüleri buharlaştırmak için beş saniye havayla inceltildi ve 10 saniye boyunca ışıkla sertleştirildi. Çapı ve yüksekliği 4 mm olan silindir şeklinde translüsent plastik kalıplar kullanılarak Filtek™ Ultimate A2 (3M ESPE) akışkan kompozit şırınga ucu ile 2 mm kalınlığında uygulandı (Resim 5.) ve 20 saniye boyunca ışıkla sertleştirildi. Akışkan kompozit tabakasının üstüne 2mm kalınlığında kompozit rezin (Filtek™ Z250 A2, 3M ESPE) uygulandı (Resim 8.) ve 20 saniye boyunca ışıkla polimerize edildi (Resim 12.). Hazırlanan örnekler oda sıcaklığında 24 saat distile suda bekletildikten sonra Instron universal test cihazında, 0.5mm/dak hız uygulanarak kopma meydana gelene kadar makaslama kuvveti uygulandı (Resim 13.).

**Grup III:** Dişlerin yüzeyleri cilalandıktan sonra dentine %35'lik fosforik asit içeren Ultra-etch uygulandı. 15 saniye beklendikten sonra 10 saniye yıkandı (Resim 1.). Bir parça pamuk peletle fazla su alındı su birikmesi olmayan yüzey parlak görüldü. Dentine aplikatörle 15 saniye boyunca 2-3 kat Adper™ Single Bond 2 (3M ESPE) uygulandı (Resim 2.). Çözücüleri buharlaştırmak için beş saniye havayla inceltildi ve 10 saniye

boyunca ışıkla sertleştirildi. Çapı ve yüksekliği 4 mm olan silindir şeklinde translüsent plastik kalıplar kullanılarak Surefil SDR™ Flow (Smart Dentin Replacement, Dentsply) akışkan kompoziti tabancası ile 2 mm kalınlığında uygulandı (Resim 6.) ve 20 saniye boyunca ışıkla sertleştirildi. Akışkan kompozit tabakasının üstüne 2mm kalınlığında kompozit rezin (Filtek™ Z250 A2, 3M ESPE) uygulandı (Resim 8.) ve 20 saniye boyunca ışıkla polimerize edildi (Resim 12.). Hazırlanan örnekler oda sıcaklığında 24 saat distile suda bekletildikten sonra Instron universal test cihazında, 0.5mm/dak hız uygulanarak kopma meydana gelene kadar makaslama kuvveti uygulandı (Resim 13.).

**Grup IV:** Dişlerin yüzeyleri cilalandıktan sonra dentine Clearfil SE Bond primeri tek kullanımlık fırça ile uygulandı, 20 saniye beklendikten sonra hava ile kurutuldu (Resim 3.). Clearfil SE Bond bondingi tüm yüzeye fırça ile uygulandıktan sonra hava ile inceltilerek üniform bond tabakası oluşturuldu ve 10 saniye ışık ile polimerize edildi. Çapı ve yüksekliği 4 mm olan silindir şeklinde translüsent plastik kalıplar kullanılarak kompozit rezin (Filtek™ Z250 A2, 3MESPE) tabakalama tekniği ile 2 tabaka halinde diş yüzeylerine uygulandı (Resim 8.). Her tabaka 20 saniye boyunca ışıkla polimerize edildi (Resim 12.). Hazırlanan örnekler oda sıcaklığında 24 saat distile suda bekletildikten sonra Instron universal test cihazında, 0.5mm/dak hız uygulanarak kopma meydana gelene kadar makaslama kuvveti uygulandı (Resim 13.).

**Grup V:** Dişlerin yüzeyleri cilalandıktan sonra dentine Clearfil SE Bond primeri tek kullanımlık fırça ile uygulandı, 20 saniye beklendikten sonra hava ile kurutuldu (Resim 3.). Clearfil SE Bond bondingi tüm yüzeye fırça ile uygulandıktan sonra hava ile inceltilerek üniform bond tabakası oluşturuldu ve 10 saniye ışık ile polimerize edildi. Çapı ve yüksekliği 4 mm olan silindir şeklinde translüsent plastik kalıplar kullanılarak Filtek™ Ultimate A2 (3M ESPE) akışkan kompozit şırınga ucu ile 2 mm kalınlığında uygulandı (Resim 5.) ve 20 saniye boyunca ışıkla sertleştirildi. Akışkan kompozit tabakasının üstüne 2mm kalınlığında kompozit rezin (Filtek™ Z250 A2, 3M ESPE) uygulandı (Resim 8.) ve 20 saniye boyunca ışıkla polimerize edildi (Resim 12.). Hazırlanan örnekler oda sıcaklığında 24 saat distile suda bekletildikten sonra Instron

universal test cihazında, 0.5mm/dak hız uygulanarak kopma meydana gelene kadar makaslama kuvveti uygulandı (Resim 13.).

**Grup VI:** Dişlerin yüzeyleri cilalandıktan sonra dentine Clearfil SE Bond primeri tek kullanımlık fırça ile uygulandı, 20 saniye beklendikten sonra hava ile kurutuldu (Resim 3.). Clearfil SE Bond bondingi tüm yüzeye fırça ile uygulandıktan sonra hava ile inceltilerek üniform bond tabakası oluşturuldu ve 10 saniye ışık ile polimerize edildi. Çapı ve yüksekliği 4 mm olan silindir şeklinde translüsent plastik kalıplar kullanılarak Surefil SDR<sup>TM</sup> Flow (Smart Dentin Replacement, Dentsply) akışkan kompoziti tabancası ile 2 mm kalınlığında uygulandı (Resim 6.) ve 20 saniye boyunca ışıkla sertleştirildi. Akışkan kompozit tabakasının üstüne 2mm kalınlığında kompozit rezin (Filtek<sup>TM</sup> Z250 A2, 3M ESPE) uygulandı (Resim 8.) ve 20 saniye boyunca ışıkla polimerize edildi (Resim 12.). Hazırlanan örnekler oda sıcaklığında 24 saat distile suda bekletildikten sonra Instron universal test cihazında, 0.5mm/dak hız uygulanarak kopma meydana gelene kadar makaslama kuvveti uygulandı (Resim 13.).

**GrupVII:** Dişlerin yüzeyleri cilalandıktan sonra Xeno V self-etch adeziv fırça yardımıyla ardı ardına 2 kere sürülüp 20 sn boyunca ajite edildikten sonra 5 saniye hava ile kurutularak 20 saniye süresince ışıkla sertleştirildi (Resim 4.). Çapı ve yüksekliği 4 mm olan silindir şeklinde translüsent plastik kalıplar kullanılarak kompozit rezin (Filtek<sup>TM</sup> Z250 A2, 3M ESPE) tabakalama tekniği ile 2 tabaka halinde diş yüzeylerine uygulandı (Resim 8.). Her tabaka 20 saniye boyunca ışıkla polimerize edildi (Resim 12.). Hazırlanan örnekler oda sıcaklığında 24 saat distile suda bekletildikten sonra Instron universal test cihazında, 0.5mm/dak hız uygulanarak kopma meydana gelene kadar makaslama kuvveti uygulandı (Resim 13.).

**Grup VIII:** Dişlerin yüzeyleri cilalandıktan sonra Xeno V self-etch adeziv fırça yardımıyla ardı ardına 2 kere sürülüp 20 sn boyunca ajite edildikten sonra 5 saniye hava ile kurutularak 20 saniye süresince ışıkla sertleştirildi (Resim 4.). Çapı ve yüksekliği 4 mm olan silindir şeklinde translüsent plastik kalıplar kullanılarak Filtek<sup>TM</sup> Ultimate A2 (3M ESPE) akışkan kompozit şırınga ucu ile 2 mm kalınlığında uygulandı (Resim 5.) ve 20 saniye boyunca ışıkla sertleştirildi. Akışkan kompozit tabakasının üstüne 2mm

kalınlığında kompozit rezin (Filtek™ Z250 A2, 3M ESPE) uygulandı (Resim 8.) ve 20 saniye boyunca ışıkla polimerize edildi (Resim 12.). Hazırlanan örnekler oda sıcaklığında 24 saat distile suda bekletildikten sonra Instron universal test cihazında, 0.5mm/dak hız uygulanarak kopma meydana gelene kadar makaslama kuvveti uygulandı (Resim 13.).

**Grup IX:** Dişlerin yüzeyleri cilalandıktan sonra Xeno V self-etch adeziv fırça yardımıyla ardı ardına 2 kere sürülüp 20 sn boyunca ajite edildikten sonra 5 saniye hava ile kurutularak 20 saniye süresince ışıkla sertleştirildi (Resim 4.). Çapı ve yüksekliği 4 mm olan silindir şeklinde translüsent plastik kalıplar kullanılarak Surefil SDR™ Flow (Smart Dentin Replacement, Dentsply) akışkan kompoziti tabancası ile 2 mm kalınlığında uygulandı (Resim 6.) ve 20 saniye boyunca ışıkla sertleştirildi. Akışkan kompozit tabakasının üstüne 2mm kalınlığında kompozit rezin (Filtek™ Z250 A2, 3M ESPE) uygulandı (Resim 8.) ve 20 saniye boyunca ışıkla polimerize edildi (Resim 12.). Hazırlanan örnekler oda sıcaklığında 24 saat distile suda bekletildikten sonra Instron universal test cihazında, 0.5mm/dak hız uygulanarak kopma meydana gelene kadar makaslama kuvveti uygulandı (Resim 13.).

**Grup X:** Dişlerin yüzeyleri cilalandıktan sonra dişler su altında yıkanıp 5 saniye maksimum hava basıncı altında iyice kurutuldu. Uygulama ucu yardımıyla Vertise™ Flow dentin yüzeyine ince bir tabaka elde etmek için (<0,5 mm) 15-20 saniye orta şiddette basınç altında fırça ile uygulandı (Resim 7.). 20 saniye ışıkla polimerize edildi. Çapı ve yüksekliği 4 mm olan silindir şeklinde translüsent plastik kalıplar kullanılarak kompozit rezin (Filtek™ Z250 A2, 3M ESPE) tabakalama tekniği ile 2 tabaka halinde diş yüzeylerine uygulandı (Resim 8.). Her tabaka 20 saniye boyunca ışıkla polimerize edildi (Resim 12.). Hazırlanan örnekler oda sıcaklığında 24 saat distile suda bekletildikten sonra Instron universal test cihazında, 0.5mm/dak hız uygulanarak kopma meydana gelene kadar makaslama kuvveti uygulandı (Resim 13.).

### **3.3 İstatiksel Analiz**

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için NCSS 2007&PASS 2008 Statistical Software (Utah, USA) programı kullanıldı. Çalışma verileri değerlendirilirken normal dağılım gösteren parametrelerin gruplar arası karşılaştırmalarında “Oneway Anova” testi ve “Tukey HSD” testi kullanıldı. Anlamlılık  $p < 0.05$  düzeyinde değerlendirildi.

## 4. BULGULAR

Gruplara uygulanan makaslama kuvveti sonucunda elde edilen ortalama bağlanma değerleri ve standart sapmaları Tablo 5.'de gösterilmiştir.

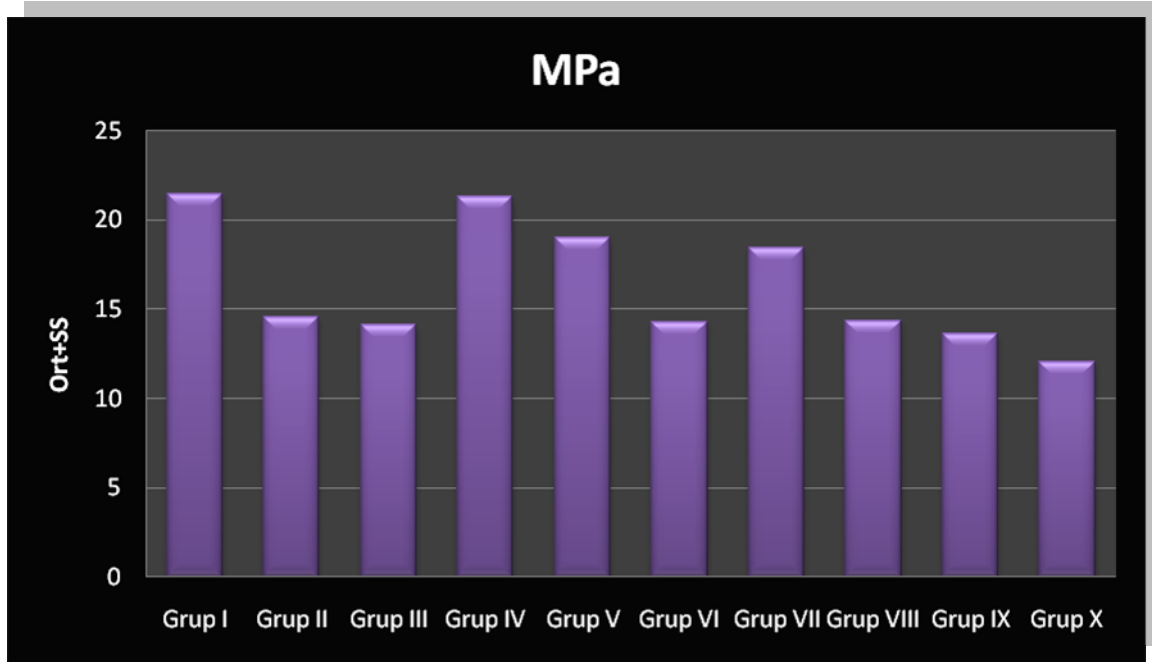
**Tablo 5. Grupların ortalama bağlanma değerleri, standart sapmaları ve istatistiksel değerlendirmeler**

	Ort±SS (Mpa)	F; p	Tukey HSD Test
Grup I Single Bond 2-Kompozit	21,44±2,29		
Grup II Single Bond 2- Ultimate akışkan- Kompozit	14,56±2,08		
Grup III Single Bond 2 - SDR - Kompozit	14,12±2,70		
Grup IV Clearfil SE Bond- Kompozit	21,31±2,45		1>2,3,6,8,9,10 **
Grup V Clearfil SE Bond- Ultimate akışkan- Kompozit	19,02±1,56	F:21,747 p:0,001**	4>2,3,6,8,9,10 **
Grup VI Clearfil SE Bond- SDR - Kompozit	14,31±2,51		5>2,3,6,8,9,10 **
Grup VII Xeno V- Kompozit	18,46±1,74		7>2,3,6,8,9,10 **
Grup VIII Xeno V- Ultimate akışkan- Kompozit	14,35±3,42		
Grup IX Xeno V- SDR - Kompozit	13,66±1,76		
Grup X Vertise Flow- Kompozit	12,06±1,94		

Gruplar arası karşılaştırmalarda Oneway ANOVA Test, ikili değerlendirmelerde Tukey HSD test kullanıldı \*\* p<0.01



Grupların makaslama kuvvetine karşı bağlanma dayanımı değerleri arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p<0.01$ ). Grup I, Grup IV, Grup V ve Grup VII'nin makaslama kuvvetine karşı bağlanma dayanımı değerleri ortalamaları, Grup II, Grup III, Grup VI, Grup VIII, Grup IX ve Grup X'dan istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı yüksektir ( $p<0.01$ ). Diğer grupların makaslama kuvvetine karşı bağlanma dayanımı değerleri ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ).



Şekil 3. Grupların makaslama kuvvetine karşı bağlanma dayanımı değerleri ortalamaları

Tablo 6. Grup I, Grup II ve Grup III'ün değerlendirilmesi

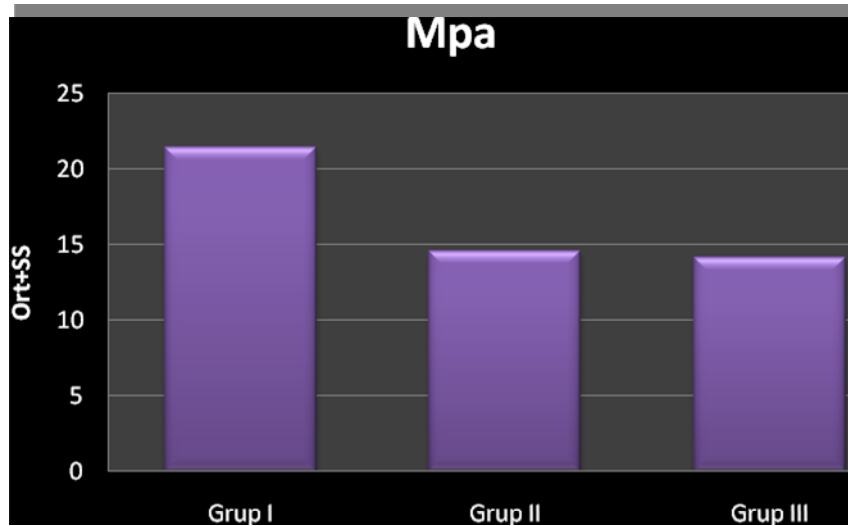
	MPa±ss	<i>F; p</i> <i>F:29,909</i> <i>p:0,001**</i>	<i>Tukey HSD Test</i> <i>1&gt;2,3**</i>
<b>Grup I</b>	21,44±2,29		
<b>Grup II</b>	14,56±2,08		
<b>Grup III</b>	14,12±2,70		

Gruplar arası karşılaştırmalarda Oneway ANOVA Test, ikili değerlendirmelerde Tukey HSD test kullanıldı \*\* $p<0.01$

**Tablo 6.1. Tukey HSD Test Sonuçları**

Gruplar	Tukey HSD p
Grup I/Grup II	0,001**
Grup I/Grup III	0,001**
Grup II/Grup III	0,910

Grupların makaslama kuvvetine karşı bağlanma dayanımı değerleri ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p<0.01$ ). Grup I'in makaslama kuvvetine karşı bağlanma dayanımı değerleri ortalamaları, Grup II ve Grup III'ten istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı yüksektir ( $p<0.01$ ). Grup II ve Grup III'ün makaslama kuvvetine karşı bağlanma dayanımı değerleri ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ).



**Şekil 4. Grup I, Grup II ve Grup III'ün makaslama kuvvetine karşı bağlanma dayanımı değerleri ortalamaları**

**Tablo 7. Grup IV, Grup V ve Grup VI'nın değerlendirilmesi**

	MPa±ss	<i>F; p</i> <i>F:25,955</i> <i>p:0,001**</i>	<i>Tukey HSD Test</i>  <i>6&lt;5,4**</i>
<b>Grup IV</b>	21,31±2,45		
<b>Grup V</b>	19,02±1,56		
<b>Grup VI</b>	14,31±2,51		

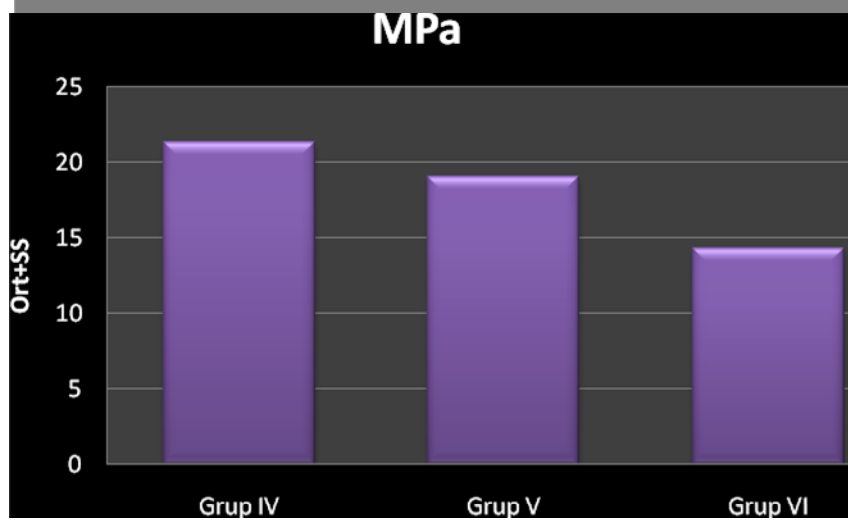
*Gruplar arası karşılaştırmalarda Oneway ANOVA Test, ikili değerlendirmelerde Tukey HSD test kullanıldı*

*\*\* p<0.01*

**Tablo 7.1. Tukey HSD Test Sonuçları**

Gruplar	Tukey HSD p
<b>Grup IV/Grup V</b>	0,071
<b>Grup IV/Grup VI</b>	0,001**
<b>Grup V/Grup VI</b>	0,001**

Grupların makaslama kuvvetine karşı bağlanma dayanımı değerleri ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p<0.01$ ). Grup VI'nın makaslama kuvvetine karşı bağlanma dayanımı değerleri ortalamaları, Grup IV ve Grup V'ten istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı düşüktür ( $p<0.01$ ). Grup IV ve Grup V'in makaslama kuvvetine karşı bağlanma dayanımı değerleri ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ).



Şekil 5. Grup IV, Grup V ve Grup VI'nin makaslama kuvvetine karşı bağlanma dayanımı değerleri ortalamaları

Tablo 8. Grup VII, Grup VIII ve Grup IX'un değerlendirilmesi

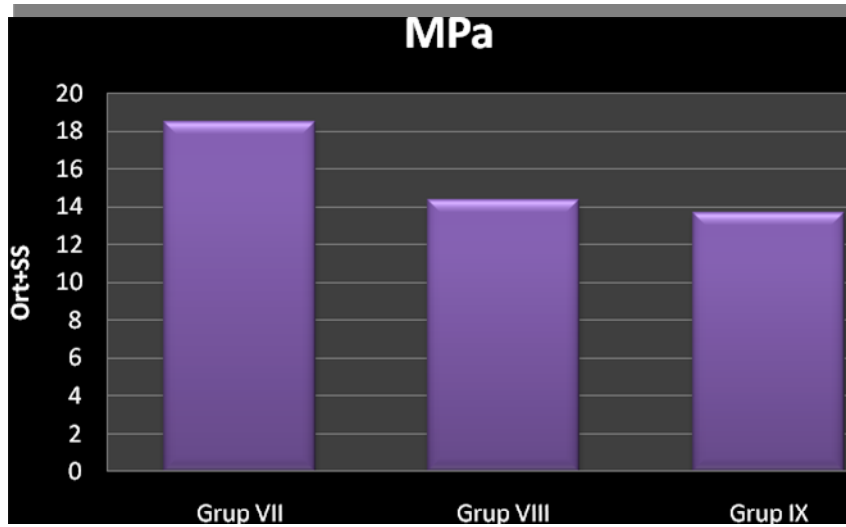
	MPa±ss	<i>F; p</i> <i>F:11,383</i> <i>p:0,001**</i>	<i>Tukey HSD Test</i> <i>7&gt;8,9**</i>
<b>Grup VII</b>	18,46±1,74		
<b>Grup VIII</b>	14,35±3,42		
<b>Grup IX</b>	13,66±1,76		

Gruplar arası karşılaştırmalarda Oneway ANOVA Test, ikili değerlendirmelerde Tukey HSD test kullanıldı  
 \*\*  $p < 0.01$

Tablo 8.1. Tukey HSD Test Sonuçları

Gruplar	Tukey HSD p
<b>Grup VII/Grup VIII</b>	0,002**
<b>Grup VII/Grup IX</b>	0,001**
<b>Grup VIII/Grup IX</b>	0,803

Grupların makaslama kuvvetine karşı bağlanma dayanımı değerleri ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p<0.01$ ). Grup VII'nin makaslama kuvvetine karşı bağlanma dayanımı değerleri ortalamaları, Grup VIII ve Grup IX'dan istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı yüksektir ( $p<0.01$ ). Grup VIII ve Grup IX'un makaslama kuvvetine karşı bağlanma dayanımı değerleri ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ).



Şekil 6. Grup VII, Grup VIII ve Grup IX'un makaslama kuvvetine karşı bağlanma dayanımı değerleri ortalamaları

Tablo 9. Grup I, Grup IV, Grup VII ve Grup X'un değerlendirilmesi

	MPa±ss	<i>F; p</i> <i>F:42,819</i> <i>p:0,001**</i>	<i>Tukey HSD Test</i>  <i>10&lt;1,4,7 **</i> <i>7&lt;1,4**</i>
<b>Grup I</b>	21,44±2,29		
<b>Grup IV</b>	21,31±2,45		
<b>Grup VII</b>	18,46±1,74		
<b>Grup X</b>	12,06±1,94		

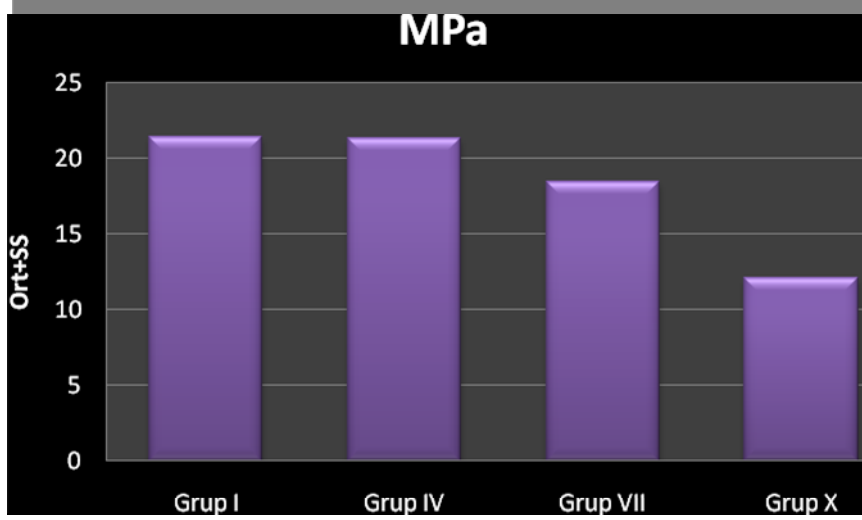
Gruplar arası karşılaştırmalarda Oneway ANOVA Test, ikili değerlendirmelerde Tukey HSD test kullanıldı

\*\*  $p<0.01$

**Tablo 9.1. Tukey HSD Test Sonuçları**

<b>Gruplar</b>	<b>Tukey HSD p</b>
<b>Grup I/Grup IV</b>	0,999
<b>Grup I/Grup VII</b>	0,017*
<b>Grup I/Grup X</b>	0,001**
<b>Grup IV/Grup VII</b>	0,024*
<b>Grup IV/Grup X</b>	0,001**
<b>Grup VII/Grup X</b>	0,001**

Grupların makaslama kuvvetine karşı bağlanma dayanım değerleri arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p < 0.01$ ). Grup X'un makaslama kuvvetine karşı bağlanma dayanım değerleri, Grup I, Grup IV ve Grup VII'den istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı düşüktür ( $p < 0.01$ ). Grup VII'nin makaslama kuvvetine karşı bağlanma dayanım değerleri ortalamaları, Grup I ve Grup IV'ten istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşüktür ( $p < 0.05$ ). Grup I ve Grup IV'ün makaslama kuvvetine karşı bağlanma dayanım değerleri ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p > 0.05$ ).



Şekil 7. Grup I, Grup IV, Grup VII ve Grup X'un makaslama kuvvetine karşı bağlanma dayanımı değerleri ortalamaları

Tablo 10. Grup II, Grup V, Grup VIII ve Grup X'un değerlendirilmesi

	MPa±ss	<i>F; p</i>	<i>Tukey HSD Test</i>
<b>Grup II</b>	14,56±2,08		
<b>Grup V</b>	19,02±1,56		
<b>Grup VIII</b>	14,35±3,42		
<b>Grup X</b>	12,06±1,94	<i>F:15,258</i> <i>p:0,001**</i>	<i>5&gt;2,8,10**</i>

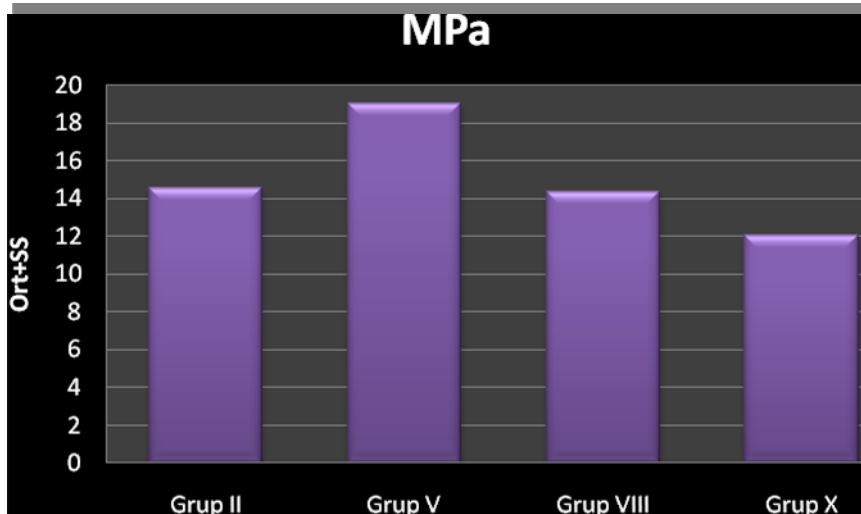
Gruplar arası karşılaştırmalarda Oneway ANOVA Test, ikili değerlendirmelerde Tukey HSD test kullanıldı

\*\*  $p < 0.01$

**Tablo 10.1. Tukey HSD Test Sonuçları**

Gruplar	Tukey HSD p
Grup II/Grup V	0,001**
Grup II/Grup VIII	0,997
Grup II/Grup X	0,101
Grup V/Grup VIII	0,001**
Grup V/Grup X	0,001**
Grup VIII/Grup X	0,151

Grupların makaslama kuvvetine karşı bağlanma dayanımı değerleri ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p < 0.01$ ). Grup V'in makaslama kuvvetine karşı bağlanma dayanımı değerleri ortalamaları, Grup II, Grup VIII ve Grup X'dan istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı yüksektir ( $p < 0.01$ ). Diğer grupların makaslama kuvvetine karşı bağlanma dayanımı değerleri ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p > 0.05$ ).



**Şekil 8. Grup II, Grup V, Grup VIII ve Grup X'un makaslama kuvvetine karşı bağlanma dayanımı değerleri ortalamaları**



**Tablo 11. Grup III, Grup VI, Grup IX ve Grup X'un değerlendirilmesi**

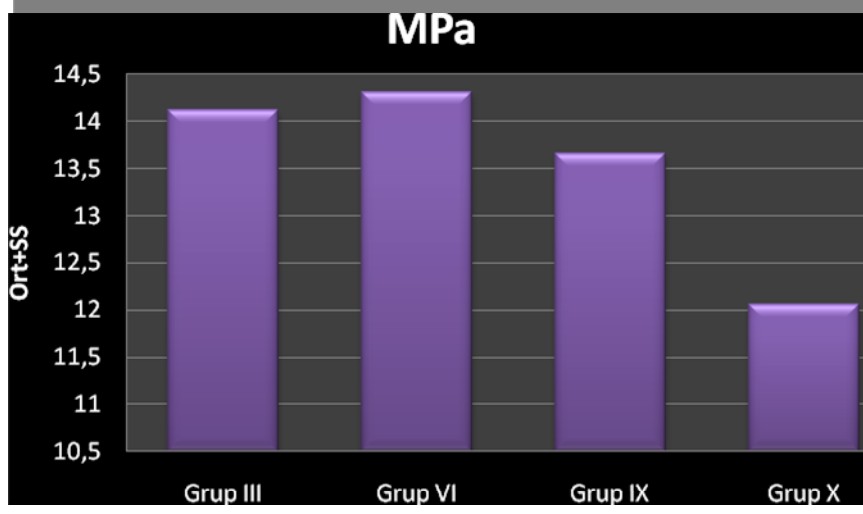
	MPa±ss	<b>F; p</b>  <b>F:2,044</b> <b>p:0,125</b>
<b>Grup III</b>	14,12±2,70	
<b>Grup VI</b>	14,31±2,51	
<b>Grup IX</b>	13,66±1,76	
<b>Grup X</b>	12,06±1,94	

*Gruplar arası karşılaştırmalarda Oneway ANOVA Test, ikili değerlendirmelerde Tukey HSD test kullanıldı.*

**Tablo 11.1. Tukey HSD Test Sonuçları**

Gruplar	Tukey HSD p
<b>Grup III/Grup VI</b>	0,998
<b>Grup III/Grup IX</b>	0,968
<b>Grup III/Grup X</b>	0,193
<b>Grup VI/Grup IX</b>	0,917
<b>Grup VI/Grup X</b>	0,13
<b>Grup IX/Grup X</b>	0,402

Grup III, Grup VI, Grup IX'un ve Grup X'un makaslama kuvvetine karşı bağlanma dayanımı değerlerinin ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ).



**Şekil 9. Grup III, Grup VI, Grup IX ve Grup X'un makaslama kuvvetine karşı bağlanma dayanımı değerleri ortalamaları**

## 5. TARTIŞMA

Diş Hekimliğinde kompozit restorasyonların tekrarlanması başlıca nedenleri; mikrosızıntıya bağlı olarak gelişen post-operatif duyarlılık, kenar renklesmesi, sekonder çürük oluşumu, pulpa iltihabı veya nekrozdur. Ayrıca restorasyonların aşınması, kısmen kopması veya kırılması gibi komplikasyonlar gelişebilir. Bağlanma yetersizliğine veya problemine bağlı olarak restorasyonların kaybı da görülebilir.

Kavitenin derinliği, diş sert dokusunun yapısı (dentin kanallarının dizilimi, sklerotik dentin), çiğneme kuvvetleri ve diş hekiminin becerisi de restorasyonun ömrünü etkileyebilir (138, 139).

Kompozit restorasyonlarda kullanılan adeziv sistemin yapısı dentine bağlanmada ve komplikasyonların gelişmesinde önemli bir etkidir. Ayrıca restoratif materyalin fiziksel özellikleri (doldurucu oranı, elastisite modülü, kırılma direnci, aşınmaya karşı olan direnç, polimerizasyon büzülmesi...) gelmektedir. Kompozitin kaviteye uygulama şekli (tabakalı veya “bulk”), polimerizasyon derinliği ve süresi, uygulama esnasında adeziv ile kompozit materyali arasında akışkan bir materyalin kullanılıp kullanılmamasına başarıyı etkilemektedir.

Bu nedenle bu çalışmada, çeşitli akışkan kompozit sistemlerin farklı adeziv sistemler ile uygulanmasının dentine bağlanma üzerine etkisi makaslama kuvvetlerine karşı olan dayanımları ölçülmüştür.

Çalışmalarda, standardizasyonun sağlanabilmesi için, çürüksüz ve restorasyonsuz dişler tercih edilmektedir (146). Birçok çalışmada, çürüksüz ve restorasyonsuz insan dişlerinin temin edilmesinin zorluğu nedeniyle kullanılmamaktadır (147, 148). Ancak, sığır dişlerinin yapı ve kimyasının insan dişlerinden farklı olduğu, bu nedenle çalışmaların insan dişlerinde gerçekleştirilmesi gerektiği belirtilmektedir

(149). Bu nedenle çalışmamızda çürük ve restorasyon içermeyen büyük azı dişleri kullanılmıştır. 50 adet çürüksüz büyük azı dişleri ikiye bölünerek palatinal/lingual ve bukkal yüzeyleri ayrıldı. Grupların standart olarak oluşturulabilmesi için dişlerin 5 lingual ve 5 bukkal yüzeyi kullanılarak, gruptaki örnek sayısı 10 olacak şekilde ayarlanmıştır. 3 gruba adeziv sistem (Adper Single Bond 2, Clearfil SE Bond, Xeno V) üzerine hibrit kompozit (Filtek Z250) uygulaması yapılırken, 6 gruba adeziv sistemlerini takiben farklı 2 akışkan kompozit uygulaması (Filtek Ultimate, SDR) ve son gruba kendinden adeziv sistemli akışkan kompozit (Vertise Flow) üzerine Filtek Z250 uygulandı.

İnsan dişleri üzerinde yapılan çalışmalarda, restoratif materyalin uygulamasından önce ve sonra örnekler su, distile su (37°, 24°, 60°), %30 steril salin (37° ) veya timol kristali içeren distile suda bekletilmektedir (91, 150, 151). Çalışmalar, dişlerin saklandığı sıvıdaki herhangi bir kimyasal maddenin dişin yapısına girerek değişikliğe neden olabileceğini ve bu nedenle yapılan ölçümlerde hatalar olabileceğini göstermiştir (149). Bu nedenle çalışmada, dişler preparasyon yapılanaya kadar timol kristali içeren distile suda, preparasyon sonrasında ise distile su içerisinde bekletilmiş ve saklama çözeltisi haftada bir kez değiştirilmiştir.

Bağlanma dayanımı testleri, restoratif ve adeziv sistemlerin klinik performansının değerlendirilmesinde sıklıkla kullanılan yöntemlerdir (32, 131). Makaslama bağlanma dayanımı testleri (MBD), adeziv rezinlerin diş yapısına veya başka bir restoratif materyale bağlanma yeteneğini ölçmek için kullanılmaktadır. Yüksek MBD, performansın yüksek olduğunu göstermektedir. Diş yapısı veya kompozit rezin içindeki koheziv başarısızlıklar, adeziv tabaka içindekilerden daha fazla meydana gelmektedir. Koheziv ve adeziv başarısızlıkları içeren karışık bir başarısızlık hali de oluşabilmektedir. MBD testinin özel mekaniği; klinik olarak uygunluğu ve içerdiği çok sayıda test değişkenlerine sahip olmasıdır (130). Makaslama bağlanma dayanımı testinde bulunan değişkenler; bağlanan restoratif kompozit rezinin elastisite modülü ve çapı, adeziv rezinin kalınlığı, dentin derinliği (derin veya yüzeyel), bağlanan kompozitin tipi ve kontakt bölgesi ile test makinesinin piston kafasının hızıdır (131). Adeziv sistemlerin bağlanma dayanım testleri ile klinik performanslarını tahmin etmek

kesin olmamasına rağmen (132), kliniksel sonuçlar belirli bir noktaya kadar laboratuvar testleri ile belirlenebilmektedirler (133). Bağlanan ara yüzlerin mekaniksel olarak test edilmesi materyal değişkenleri hakkında bilgi edinilebilmesi (134, 135) ve uygun uygulama prosedürlerinin tespiti açısından yardımcı olmaktadır (136).

Bağlanma grupları arasındaki farklılıklar; adeziv sistemin yapısına (primer ve bondingin içerisine), adeziv sistemin uygulama prosedürüne (ajite edilip/edilmediği), akışkan kompozit kullanılıp/kullanılmamasına ve yapısına, adeziv sistem üzerine uygulanan kompozitin polimerizasyon büzülmesine bağlı olarak gelişebilir.

Çalışmamızda da kullanılan adeziv sistemlerin yapısı farklılık göstermektedir.

Adper Single Bond 2; doldurucu içeren 2 basamaklı total-etch adeziv bonding sistemidir. Single Bond 2 ağırlıkça %10 oranında 5 nm çapında doldurucu partikül içermektedir. Doldurucu partiküllerin (nanodoldurucu) eklenmesi ile adezivin mekanik özellikleri geliştirilmiştir.

Nanodoldurucu içeren adezivlerin, gerilme ve kırılma direnci gibi bazı mekanik özelliklerinin, diğer rezinlerden daha yüksek olduğu gösterilmiştir (152). Adeziv içerisinde doldurucu bulunmasının bağlanma dayanımını arttırdığı ve daha düzenli bir film tabakası oluşmasını sağladığı belirtilmektedir (141). Adper Single Bond 2'nin çözücüsü etanoldür ve yapısında su bulunmaktadır Bu nedenle uygulama esnasında hava ile hafifçe kurutularak bu yapıların uçurulması gerekir.

Pongprueksa ve ark. yaptıkları çalışmada (153); Adper Single Bond ve Adper Single Bond 2'nin elastik modülüslerini karşılaştırmış içeriğinde doldurucu olan Adper Single Bond 2'nin daha yüksek elastik modülüs değerine sahip olduğunu belirtmişlerdir. Elastisite modülüsünün dentinin değerine yaklaşması restorasyonun elastisitesini arttırmaktadır. Doldurucuların büyüklükleri (5nm) interfibriler boşluktan (20nm) daha küçük olmasına rağmen (154), aşırı küçük nanofil partiküllerinin bu boşluklara penetre olamadıkları ve hibrit tabakası oluşturamadıkları bildirilmiştir (154, 155).

Çalışmalarında nanofil partiküllerinin hibrit tabakasına penetre olmamalarının sonucunda, adeziv rezin içeriğindeki doldurucu partiküllerin hibrit tabakasının elastik modülüsü üzerine etkisi olmadıklarını bildirmişlerdir (153).

Çalışmamızda kullanılan iki basamaklı self-etch adeziv Clearfil SE Bond 2. jenerasyon bonding sistemlerine benzeyen, klinik ve laboratuvar testleriyle başarısını kanıtlamış sistemdir (156, 157, 158). Bu sistemler BiS-GMA içerisine polimerize olabilen fosfatların ilave edilmesiyle geliştirilmiştir (152). İçerisinde dimetakrilat monomer mikrodoldurucular monomer mikrodoldurucular (silanlanmış kolloidal silika) bulunmaktadır. Clearfil SE Bond primeri içerisinde su ve çözücü bulunmakta, ancak bonding ajanı içerisine su ilave edilmemiştir. Bonding içerisinde suyun bulunmaması yapıyı hidrofobik hale getirerek bu sistemin teknik ve post-operatif hassasiyetini azaltmakta olduğunu ve standart bağlanma açısından önemli bir avantaj oluşturduğunu düşünmekteyiz.

Primeri 10-MDP (10-Metakriloiloksidodesil dihidrojen fosfat) içermektedir. 10-MDP; diş dokusundaki HA kristallerine yüksek kimyasal bağlanma performansı gösteren bir fonksiyonel monomerdir ve böylece adezivin performansı artmaktadır. Yüksek hidrofilik özelliğe sahip 10-MDP monomerin adezivin içeriğinde bulunmasının nemli diş yüzeylerinin ıslanabilirliğini arttırdığı düşünülmektedir. 10-MDP'nin iki hidroksil grubunun dentindeki kalsiyum iyonlarıyla şelasyon yoluyla kompleks oluşturduğu, açığa çıkmış kollajen fibrillerin etrafındaki artık HA'lerin fonksiyonel monomerler ile kimyasal etkileşime girmeye hazır durumda olduğu belirtilmiştir (159).

Clearfil SE Bond smear tabakasını tamamen ortadan kaldırmaz. Uygulama basamağının azaltılması ile adezyon üzerine negatif etkiye sahip olan aşırı kurutma veya aşırı nemli bırakılma durumunun azaltıldığı belirtilmiştir (160). SE Bond'un bağlanma mekanizmasının demineralizasyon ve monomer infiltrasyonunun eş zamanlı olması sonucunda hibrit tabakasının devamlılığının sağlandığı düşünülmüştür (161). Oluşan tabakanın sığ fakat düzenli olduğu bildirilmiştir.

Clearfil SE Bond içeriğindeki kamforokinonun yüksek değerde olması polimerizasyon derecesini arttırdığı düşünülmektedir (162). Çözünmüş kalsiyum tuzları ile 10-MDP' nin kimyasal etkileşimi sonucu daha yüksek bağlanma stabilitesi elde edilebileceği bildirilmiştir (159, 163). Buna bağlı olarak Clearfil SE Bond içerisindeki 10-MDP' nin bağlanmayı arttırıcı etkisi olduğu düşünülmektedir.

Clearfil SE Bond'un klinik açıdan kanıtlanmış yüksek mekanik özellikleri; primeri hava ile iyi kurutulursa ve polimerize olmayan komponentleri uzaklaştırılırsa elde edilebileceği bildirilmiştir (157). Çalışmamızda Clearfil SE Bond uygulama talimatına uygun olarak uygulanmıştır.

İçeriğinde HEMA bulunan primerlerin kollajen çökmesini önledikleri bilinmektedir. Ancak farklı çözücü ve monomerlerin dekalsifikasyon sonucu demineralize dentine infiltre olduğu self-etch sistemlerde HEMA' nın bulunması gerekmemektedir.

Senawongse ve ark. (2004) yaptıkları bir çalışmada (164); iki basamaklı total-etch sistem Single Bond ve iki basamaklı self-etch sistem Clearfil SE Bond'un dentine olan mikro-makaslama bağlanma dayanımları arasında önemli bir farklılık bulamamışlardır. Yapılan pek çok araştırmada da iki aşamalı self-etch adezivlerin dentine olan bağlanma dayanıklılıklarının total-etch adezivlere benzer olduğu rapor edilmiştir (44, 165).

Araştırmamızda kullandığımız tek basamaklı self-etch adeziv sistemi Xeno V'tir. Bu adeziv HEMA içermeyen, su bazlı (57%) ve yardımcı çözücü olarak t-bütanol içeren tek basamaklı self-etch adeziv sistemdir. Xeno V' in içerisindeki t-bütanolün HEMA' nın görevini üstlenebildiği, azeotrope formasyonu oluşturarak yüksek su içeriğini elimine edebileceği bildirilmiştir (47). Moleküler hesaplamalar sonucu; HA ve su arasındaki etkileşim enerjisi en yüksek, kollajen ve su arasındaki daha düşük, HA ve kollajen arasındaki ise en düşük olarak saptanmıştır (166). HA ve kollajen arasındaki etkileşim su ile oluşmaktadır. Bu yüzden self-etch adezivlerin içeriğindeki suyun

dekalsifikasyon için gerekli olduğunu, demineralize kollajenin hidrate durumunu ve dentinin bütünlüğünü korumak için olduğu düşünülebilir. Suyun adezivin içerisinde yer alması yapıyı hidrofilik hale getirmesi nedeni ile Xeno V'te 5 saniye kurutulma önerilmektedir. İçerisinde su bulunan sistemler (total-etch ve all-in-one uygulamaları) teknik hassasiyet gerektiren uygulamalar olması nedeni ile dikkat gerektirmektedir.

Xeno V içerisinde HEMA yerine T-Bütanol kullanılmıştır ve T-bütanol'un su ve polimerize olan rezinler ile karışabileceği öne sürülmüştür. Adezivin bu özelliği, nemli yüzey ile etkileşiminin artabileceğini ve bonding solüsyonunun rezin içeriğinin yükseltebileceği belirtilmiştir (167). Üretici firmaya göre; adeziv sistemin içerisindeki her maddenin bonding mekanizmasında belirli rolü vardır. T-bütanol/su solüsyonunun asidik monomerlerin aktivasyonuna yeterli olabilecek yükseklikte olduğu öne sürülmüştür (167). Üç farklı asidik monomerin asitleme ve yüzey ıslanabilirliğini sağladıkları düşünülmektedir. İçeriğindeki akrilo alimino alkil sülfonik asitin fosforik ester grubu ile dış yüzeyi ile kimyasal etkileşime katkıda bulunabileceği, bifonksiyonel akrilik amidlerin ise polimer ağı oluşumundan sorumlu olabilecekleri belirtilmiştir.

Ortamda artık çözücülerin kalması halinde rezin-dentin ara yüzünde olumsuz etkilerinin olabileceği bildirilmiştir (168, 169). Çözücülerin ortamdan uzaklaştırılması vizkozite artışına ve monomerlerin hareketinin kısıtlanmasına, aşırı çözücü miktarı ise reaksiyona giren monomerlerin seyrelmesine neden olur.

Tek basamaklı self-etch sistemler, içerdikleri yüksek konsantrasyondaki asidik monomerler nedeniyle daha hidrofilitirler (67, 170). Bazı çalışmalarda yüksek miktarda asidik monomer içeren adezivlerde su emiliminin arttığı ve adeziv yüzeyinin devamlılığı için olumsuz etkiler oluşturabileceğini bildirmiştir (171, 172). Buna bağlı olarak uzun dönem klinik çalışmalarda farklı sonuçların çıkabileceği düşünülmektedir.

Adeziv sistemleri basitleştirmeye yönelik çalışmalar hidrofilik ve hidrofobik monomerleri tek şişede birleştirmeleri ile sonlanmıştır. Bu materyallerin adeziv



performansları, karışımın pH'sına, rezin monomerin infiltrasyon özelliğine, uygun çözücü buharlaşması gibi pek çok faktöre bağlıdır (162, 173).

Tek basamaklı adeziv sistemler klinik açıdan daha cazip olmalarının yanı sıra asidik, hidrofilik ve hidrofobik monomerlerin tek bir şişede birleştirilmeleri bu komponentlerin fonksiyonlarını etkileyebilmektedir (174). Tek basamaklı self-etch adeziv sistemler su ile bozunmaya daha hassastır (82, 175).

Bu çalışmada, direkt kompozit uygulanan gruplarda Clearfil SE bond ve Single Bond 2 arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p>0.05$ ). Xeno V uygulanan direkt kompozit grubunda ise bağlanma dayanım değerleri Clearfil SE Bond ve Single Bond 2 grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşüktür ( $p<0.05$ ).

Sadr ve ark. (2009) yaptıkları bir araştırmada (176); Clearfil SE Bond ve Single Bond 2'nin vizkoelastik özelliklerini karşılaştırmış ve içerikleri açısından, mekanik açıdan bakıldığında benzer olarak düşünülebileceklerini belirtmişlerdir.

Atash ve Van den Abbeele'nin yaptığı bir çalışmada (177); bağlanma dayanımının, materyalin pH değerine, içeriğindeki çözücüye ve doldurucu içerip içermemesine bağlı olduğu ileri sürülmüştür.

Tek basamaklı self-etch adeziv sistemlerin, iki basamaklı self-etch adezivlere oranla daha hidrofilik oldukları bilinmektedir (7, 82). Bu adeziv sistemlerden suyun yeteri kadar hızlı uzaklaştırılmaması, suyun dentin dokusu tarafından geri alınmasına ve adeziv rezinin mekanik dayanıklılığının azalmasına neden olur (178). Bu da bağlanma değerlerinin düşük çıkmasına neden olduğu düşünülen bir sebeptir. Tek aşamalı self-etch adezivlerle yapılan çalışmalarda, bağlanma dayanımı değerlerinin düşük olduğunu bildiren birçok araştırma bulunmaktadır (7, 30).

Bazı çalışmalarda, doldurucu içermeyen tek şişe self-etch adeziv sistemlerin, iki basamaklı self-etch sistemlerle karşılaştırıldığında, daha düşük bağlanma dayanımına sahip olduğu gözlenmiştir (179). Bizim çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçlar ile uyumludur. Farklı adeziv sistemleri ile uygulanan direkt hibrit kompozit uygulamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. Tek basamaklı self-etch adeziv sistemi Xeno V'in bağlanma dayanım değerleri Clearfil SE Bond ve Single Bond 2 grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşük ( $p<0.05$ ) bulunmuştur.

Total etch (Adper Single Bond 2) uygulaması sonrasında direkt kompozit uygulaması yapıldığında Filtek Ultimate akışkan kompoziti ve SDR akışkan kompoziti uygulamalarına göre istatistiksel olarak anlamlı fark gösterecek şekilde bağlanma değeri yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ).

İki basamaklı self-etch adeziv sistem (Clearfil SE Bond) uygulamalarında geleneksel kompozit uygulaması ile Ultimate akışkan kompozit uygulanmış gruplarda SDR akışkan kompoziti uygulanmış gruba göre istatistiksel olarak anlamlı fark gösterecek şekilde bağlanma değeri yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ).

Tek basamaklı self-etch adeziv sistem (Xeno V) uygulaması sonrasında direkt kompozit uygulaması yapıldığında Filtek Ultimate ve SDR uygulamalarına göre istatistiksel olarak anlamlı fark gösterecek şekilde bağlanma değeri yüksek bulunmuştur.

Araştırmamızda uygulama gruplarında 3 farklı akışkan kompozit kullanılmıştır.

Akışkan rezin kompozitler; rezin kompozitlerin altında yaygın olarak kullanılması önerilen hidrofobik materyallerdir (137, 180, 181). Doldurucu miktarının azaltılması ve rezin matriksin artırılması ile restoratif amaçla kullanılan kompozitlerden daha düşük vizkoziteye sahiptirler. Bu yüzden bu materyallere düşük vizkoziteli rezin kompozitlerde denmektedir. Akışkan rezin kompozitlerin önemli özelliklerinden birisi,

geleneksel hibrit kompozitlerden daha düşük (30-50%) elastik modülüs değerine sahip olmalarıdır (87, 182).

Akışkan kompozit rezinler, restorasyon için kullanılan kompozit rezinlerden daha düşük doldurucu ve daha fazla rezin matris içerirler. Bu nedenle, akışkan kompozitler geleneksel kompozitlere oranla, kavite yüzeyine kendi kendine adapte olabilir ve yerleştirilmesi daha kolaydır (183).

Yapılan çalışmalarda; akışkan kompozit rezinlerin kompozit restorasyonların altında kullanılmalarının polimerizasyon esnasında oluşan streslerle kompozit rezinin büzülmesi ile meydana gelen kenar aralığı oluşumunu ve mikrosızıntıyı azalttığı bildirilmiştir (184, 185, 186).

Akışkan kompozitlerin, kompozit rezinlerin altında kullanılması bonding yüzeyinde esnek bir tabaka meydana getirir (187). Bu esnek tabakanın sadece polimerizasyon büzülmesi streslerini tamponlamada etkisi olmadığı, çiğneme kuvvetleri esnasında oluşan streslere karşı stres emici görev yaptığı bildirilmiştir (188, 189).

Polimerizasyon büzülmesi; polimerizasyon esnasında monomerlerin polimer ağına dönüşmesi esnasında ortaya çıkar, van der Waals bağlarının daha kısa kovalent bağlarına dönüşmesi sonucu olur. Polimerizasyon büzülmesi derecesinin, rezin kompozit materyalin akışkan özelliklerinin az olması durumunda daha hızlı ve fazla olduğu belirtilmiştir (190).

Yüksek bağlanma değerlerinin olduğu durumlarda polimerizasyon stresleri sonucu diş yüzeyinde ve/veya kenarında rezin kompozitte kırılmalar görülebileceği bildirilmiştir (191, 192, 193). Bu olayda, diş dokusu ile restoratif materyal arasında boşluk oluşumuna, ağız sıvıları ve bakteri geçişine neden olmaktadır (194).

Van Meerbeek ve ark. yaptıkları bir çalışmada (189), esnek ve düşük vizkoziteli ara tabaka uygulanmasının faydalarını göstermişlerdir. Sert dentin dokusu ile polimerizasyonu takiben büzülen kompozit restoratif materyalin arasına oluşan stresleri hafifletebilecek elastik bonding yüzeyi; adeziv tabaka ve ara tabaka uygulamasını önermişlerdir. Sonuç olarak; kenar bütünlüğü ve restorasyonun retansiyonu sağlanmıştır. Bu tabakaların elastik modülüs ilişkileri “Elastik kavite duvarı” olarak adlandırılmıştır (189). Düşük vizkoziteli rezinlerin şok emici gibi davrandıkları daha önceden bildirilmiştir (98). Bunlara ek olarak; adeziv tabakanın elastik modülüs değeri; hibrit tabakası ve rezin kompozitin değerlerine yaklaşırsa, ara tabaka olarak düşük vizkoziteli rezin uygulamasına gerek kalmayabileceğini belirtmişlerdir (189). Adeziv tabakanın düşük vizkoziteli rezinler gibi şok emici görevi üstlenebileceği düşünülmüştür. Yapılan çalışmalarda; doldurucu içeren adeziv sistemler veya düşük vizkoziteli rezinlerin elastik kavite duvarı konsepti ile uygulanmasının mikrosızıntı açısından bir etkisinin olmadığı fakat class V restorasyonlarında bağlanma değerlerini arttırdığı belirtilmiştir (195).

Abdalla (2010) yaptığı bir çalışmada (101), total-etch ve self-etch adezivlerin akışkan kompozit tabakasıyla uygulanmasının dentine makaslama kuvvetlerine karşı bağlanma dayanımlarını incelemiş, akışkan kompozit uygulanan ve uygulanmayan örnekler arasında anlamlı bir fark bulamamıştır. Adeziv sistemlerin uygulamasını takiben düşük vizkoziteye sahip akışkan rezin tabakanın uygulanmasının dentine bağlanma üzerine etkisi olmadığını bildirmiştir.

Bağlanma dayanımı testlerinde, kompozitlerde meydana gelen polimerizasyon büzülmesi (196), oklüzal stresler, su emilimi ve hidrolitik aktiviteler önem taşımaktadır (173, 197, 198). Bu faktörler adeziv restorasyonların uzun dönem dayanıklılığını etkilemektedir (199).

Kompozit rezinlerde monomerlerin polimere dönüşüm miktarı konversiyon ya da polimerizasyon derecesi olarak adlandırılmaktadır (200). Kompozit rezinin içerdiği inorganik partikül miktarı polimerizasyon büzülmesini etkileyen bir faktördür. Genel

olarak, hacimce daha yüksek oranda doldurucu partikül içeren rezinlerde, daha az polimerizasyon büzülmesi olduğu bilinmektedir (201).

Çalışmamızda üç farklı akışkan kompozit uygulaması yapılmıştır. Filtek Ultimate akışkan kompoziti, Vertise Flow akışkan kompoziti ve Smart Dentin Replacement (SDR) restoratif materyalleri farklı gruplarda uygulanmıştır.

Filtek™ Ultimate Akışkan Restoratif, düşük vizkoziteye sahip, görünür ışıkla aktive olan, radyopak, akışkan bir nanokompozittir. Bis-GMA, TEGMA ve Prokriat rećineler içerir. Doldurucu partikül büyüklükleri 0.1 ile 5.0 µm arasında olan ve aglomeratlanmamış/agregatlanmamış yüzeyi modifiye edilmiş 20 nm silika doldurucu, aglomeratlanmamış/agregatlanmamış yüzeyi modifiye edilmiş 75 nm silika doldurucu ve bir yüzeyi modifiye agregatlanmış zirkonia/öbekler (20 nm ve 4 ile 11 nm zirkoni parikllerden ibaret olan) iterbiyum triflorid dolgunun kombinasyonudur. beklerin büyüklükleri ortalama 0.6 ile 10 µm arasındadır. İnorganik doldurucu oranı ağırlık olarak yaklaşık %65'tir (141).

SDR™ -Smart Dentin Replacement- posterior restorasyonlarda kullanılabilen akışkana benzer kıvamı sayesinde kavite adaptasyonu ile birlikte tek parça halinde (<4 mm) uygulanma kolaylığı sağlayan kompozit kaide materyalidir. Florür içerir. SDR™ metakrilat bazlı kompozit ve adezivlerle birlikte kimyasal olarak uyumludur. SDR™'nin formülü kontrollü bir polimerizasyona olanak verir. Monomerlerin daha gevşek bir ağ oluşturabilmesi için yapısına bir modülatör katılmıştır. Bu durum hacimsel büzülmenin etkisini kompanse ederek büzülme stresinin daha az olmasına yol açar (144).

Vertise™ Flow kompozit, direkt yerleştirilmek üzere tasarlanmış, kendinden adezivli, ışıkla sertleşen, rezin esaslı bir kompozit dental restoratiftir. Vertise™ Flow ileri düzeyde adeziv etkisi, yüksek mekanik etki ve diğer klasik akışkan kompozitlere benzer fiziksel özellikler sunmaktadır (145).

Çalışmamızda, akışkan kompozit (Filtek Ultimate) uygulaması total-etch ve all-in-one adeziv sisteminin bağlanma değerlerini istatistiksel anlamda düşürürken, self-etch uygulaması ise istatistiksel anlamda fark yaratmamıştır.

Dentin dokusu yerine geliştirilen yeni akışkan kompozit sistemi (Surefil SDR) adeziv sistemler arasında istatistiksel anlamda fark göstermemiştir.

Çalışmamızda kullanılan yeni bir ürün olan kendinden adeziv sistemli akışkan kompozitin (Vertise Flow) bağlanmasında, geleneksel akışkan kompozit (Filtek Ultimate) ve dentin dokusu yerine geliştirilen akışkan kompozit (SDR) ile karşılaştırdığımızda istatistiksel anlamlı bir fark görülmemiştir. Ancak bu ürün (Vertise Flow) bağlanma değerleri sadece adeziv sistem ile uygulanan kompozit gruplarına (geleneksel yöntem) oranla düşük bulunmuştur.

Araştırmamızda Clearfil SE bond uygulanması sonrası 2 farklı akışkan kompozit uygulandı. Clearfil SE üzerine Filtek Ultimate akışkan kompozit uygulanan grupta elde edilen bağlanma değerleri akışkan kompozit uygulanan diğer gruplar ile istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar göstermektedir.

Kompozit organik matriksinin kimyasal yapısı polimerizasyon büzülmesini etkileyen faktörlerden biridir. Çalışmamızda kullandığımız akışkan kompozit ve kompozit materyalin inorganik partikül ve polimerizasyon büzülme değerleri Tablo 3.' te belirtilmiştir. Akışkan kompozitlerin polimerizasyon büzülme değerleri geleneksel hibrit kompozit materyaline göre daha yüksektir buna bağlı olarak ta daha yüksek büzülme streslerinin oluştuğunu düşünmekteyiz. Farklı monomer ve katalizör yapılarının materyalin polimerizasyonunu ve polimerizasyon büzülmesini değiştirdiği gösterilmiştir. Yapısında TEGDMA (trietilen glikol dimetakrilat) olan rezinlerin polimerizasyon büzülme miktarlarının daha fazla olduğu belirtilmektedir. TEGDMA, Bis-GMA (bisglisidil metakrilat) ile karşılaştırıldığında daha düşük moleküler ağırlıklı bir monomerdur. Daha küçük partiküllü monomerlerin kullanımı viskoziteyi azaltmakla ve polimerizasyon büzülmesini arttırmaktadır. Büyük moleküler ağırlıklı monomerlerin

karişıma eklenmesi rezinin büzülme oranını azaltabilmektedir (201). Polimerizasyon büzülmesinin en önemli sonucu; yapı içinde oluşan streslerdir. Bu stresler kavite duvarları ile kompozit rezin arasında bağlanma sorunlarına neden olur (202).

Hibrit kompozitli uygulamalarda elde edilen bağlanma değerleri, akışkan sistemli uygulamalara göre istatistiksel olarak daha yüksek olmasının açıklaması, çalışmamızda kullanılan Filtek Z250 kompozit materyalin polimerizasyon büzülme değeri akışkan kompozitlere göre daha düşük olup, inorganik doldurucu oranının daha fazla olmasıdır. Çalışmamızda kullanılan akışkan kompozit sistemlerinin polimerizasyon büzülme değerleri 3,5- 4,4 arasındadır. Elde edilen bağlanma değerleri birbirlerine benzerdir ve aralarında istatistiksel anlamlı fark görülmemiştir.

Xeno V uygulaması sonrası 2 farklı akışkan kompozit uygulanmış, bu iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemiştir.

Adper Single Bond 2 uygulaması sonrası uygulanan 2 farklı akışkan kompozit materyali arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemiştir.

Pacifici ve ark. (2010) yaptıkları bir çalışmada (203); kendinden adeziv sistemli akışkan kompozit materyalin (Vertise Flow) süt dişi dentin yüzeyine bağlanma dayanım değerlerini, geleneksel cam iyonomer (Fuji IX) ve total-etch sistemi ile birlikte akışkan kompozit (Optibond FL, Optibond Flow/Premise Flow) uygulaması ile karşılaştırarak değerlendirmişler. Vertise Flow materyalin süt dişi dentinine makaslama bağlanma değerleri geleneksel cam iyonomer simanlara yakın değerde olduğu gözlemlenmiş. Vertise Flow uygulamasından önce yüzeye asit uygulamasının bağlanma potansiyelinde bir değişiklik oluşturmadığı belirtilmiştir. Total-etch adeziv sistem ve akışkan kompozit kombinasyonu ile en yüksek bağlanma değerleri elde edilmiştir (203).

Y. Wei ve ark. (2010) Vertise Flow, GC Kalore, Grandia Direct Anterior, Grandia Direct Posterior ve Filtek Silorane kompozit materyallerinin higroskopik değişikliklerini incelemişler. Kendinden adeziv sistemli akışkan kompozit materyali

Vertise Flow' un boyutsal kararlılığını en düşük bulmuşlardır. Bunun sebebinin ise; içeriğindeki hidrofilik monomerler kaynaklı olduğunu düşünmüşlerdir. Vertise Flow materyali içerisindeki adeziv monomer GPDM'nin etkinliğinin yetersiz olduğu savunulmuştur (204).

Çalışmamızda kullandığımız akışkan kompozitlerin kavite adaptasyonunu karşılaştırdığımızda; Filtek Ultimate, SDR akışkan kompozitinden daha yoğun kıvamlıdır. SDR' nin kavite adaptasyonu daha iyi olarak tarif edilebilir. Vertise Flow'un kıvamı ise Filtek Ultimate ile benzerdir ve bonding sistemleri gibi uygulama prosedürü söz konusudur.

Çalışmamızda kullandığımız yeni akışkan kompozit sistemlerinden SDR ve Vertise Flow bağlanma testlerinde Filtek Ultimate' te elde edilen değerler ile istatistik anlamda fark göstermemiştir (Clearfil SE Bond- Filtek Ultimate grubu hariç).

Çalışmamızda akışkan kompozit uygulamaları kendi aralarında karşılaştırıldığında akışkan kompozitsiz uygulamalara göre daha düşük bağlanma değerleri göstermiştir (Clearfil SE Bond- Filtek Ultimate grubu hariç). Bu nedenle araştırmamız akışkan kompozit uygulamasını bağlanma açısından desteklememiştir. Ancak materyallerin başlangıç bağlanmalarının yanı sıra termosiklus ve mikrosızıntı çalışmaları yapılmalı ve klinik çalışmalar ile desteklenmelidir.



## 6. SONUÇLAR

1. Total etch (Adper Single Bond 2) uygulaması sonrasında direkt kompozit uygulaması yapıldığında Filtek Ultimate ve SDR uygulamalarına göre istatistiksel olarak anlamlı fark gösterecek şekilde bağlanma değeri yüksek ( $p<0.05$ ) bulunmuştur.
2. İki basamaklı self-etch (Clearfil SE Bond) uygulamalarında geleneksel kompozit uygulaması ile Filtek Ultimate akışkan kompozit uygulanmış gruplarda SDR akışkan kompozit uygulanmış gruba göre istatistiksel olarak anlamlı fark gösterecek şekilde bağlanma değeri yüksek ( $p<0.05$ ) bulunmuştur.
3. Tek basamaklı self-etch (Xeno V) uygulaması sonrasında direkt kompozit uygulaması yapıldığında Filtek Ultimate akışkan kompoziti ve SDR akışkan kompozit uygulanan gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı fark gösterecek şekilde bağlanma değeri yüksek ( $p<0.05$ ) bulunmuştur.
4. Farklı adeziv sistemleri ile uygulanan direkt hibrit kompozit uygulamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. Tek basamaklı self-etch adeziv sistemi Xeno V'in makaslama kuvvetine karşı bağlanma dayanımı değerleri Clearfil SE Bond ve Adper Single Bond 2 grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşük ( $p<0.05$ ) bulunmuştur.
5. Çalışmamızda, akışkan kompozit (Filtek Ultimate) uygulaması total-etch ve all-in-one adeziv sisteminin bağlanmasını istatistiksel anlamda düşürürken ( $p<0.05$ ), self-etch uygulaması istatistiksel anlamda fark yaratmamıştır ( $p>0.05$ ).
6. Dentin dokusu yerine geliştirilen yeni akışkan kompozit sistemi (Surefil SDR) adeziv sistemler arasında istatistiksel anlamda fark göstermemiştir ( $p>0.05$ ).

7. Kendinden adeziv sistemli akışkan kompozitin (Vertise Flow) bağlanmasında, geleneksel akışkan kompozit (Filtek Ultimate) ve dentin dokusu yerine geliştirilen akışkan kompozit (SDR) ile karşılaştırdığımızda istatistiksel anlamlı bir fark görülmemiştir ( $p>0.05$ ). Ancak bu ürün (Vertise Flow) bağlanma değerleri sadece adeziv sistem ile uygulanan kompozit gruplarına (geleneksel yöntem) oranla düşük bulunmuştur ( $p<0.05$ ).

## 7. KAYNAKLAR

- 1- Koray F. Restoratif Materyaller. TDHB, 71: 8-9, 2002.
- 2- Wilson NH, Dunne SM, Gainsford ID. Current materials and techniques for direct restorations in posterior teeth. Part 2: resin composite systems. Int Dent J, 47: 185-193, 1998.
- 3- Perdigão J. An ultramorphological study of human dentin exposed to adhesive systems. PhD thesis, Catholic University of Leuven, Belgium, 1995.
- 4- Dumsha TC, Sydiskis RJ. Cytotoxicity testing of dentin bonding system. Oral Surg Oral Med Oral Pathol, 59: 637-641, 1985.
- 5- Douglas WH. Clinical status of dentin bonding agents. J Dent, 17: 209-215, 1989.
- 6- Alani AH, Toh CG. Detection of microleakage around dental restorations: A Review. Oper Dent, 22: 173-185, 1997.
- 7- Van Meerbeek B, Munck JD, Yoshida Y, Inoue S, Vargas MA, Vijay P, Landuyt KV, Lambrechts P, Vanherle G. Adhesion to enamel and dentin: Current status and future challenges. Oper Dent, 28; 215-235, 2003.
- 8- Dayangaç B. Kompozit Rezin Restorasyonlar, Güneş Kitapevi Ltd Şti, Ankara, ss 21-39, 2000.
- 9- Nakabayashi, N, Pashley, D.H. Hybridization of Dental Hard Tissues, (1st ed.), Quintessence Publishing Co, pp 18-20, Tokyo, 1998.
- 10- Schwartz RS, Summit JB, Robbins W, Santos JD. Fundamentals of Operative Dentistry. USA: Quintessence Publishing Co, pp 141-186, 1996.
- 11- Cengiz T. Endodonti, Barış Yayınları Fakülteler Kitabevi, İzmir, ss 7-16, 1996.
- 12- Önal B, Özata F, Diekwisch TGH. Diş sert dokularında taramalı elektron mikroskobu atlası. Ege Üniversitesi Basımevi, İzmir, ss 8-10, 2003.
- 13- Newbrun E. Dental research: Problems, progress, and prognosis. J Dent Res, 68: 1377-1378, 1989.

- 14-Buonocore MG. A single method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res*, 34: 849-853, 1955.
- 15- Barkmeier WW, Erickson RL. Shear bond strength of composite to enamel and dentin using scotchbond multi-purpose. *Am J Dent*, 7(3): 175- 179, 1994.
- 16- Pashley D, Tay FR. Aggressiveness of contemporary self-etching adhesives. *Dent Mater*, 17(5): 430-444, 2001.
- 17- Perdigao J, Geraldini S. Bonding characteristics of self-etching adhesives to intact versus prepared enamel. *J Esthet Restor Dent*, 15(1): 32-41, 2003.
- 18- Perdigao J, Gomes G, Duarte S Jr, et al. Enamel bond strengths of pairs of adhesives from the same manufacturer. *Oper Dent*, 5(2): 107-112, 2005.
- 19- Di Renzo M, Ellis TH, Domingue A, et al. Chemical reactions between dentin and bonding agents. *J Adhes*, 47(1): 115-121, 1994.
- 20- Fukuda R, Yoshida Y, Nakayama Y, et al. Bonding efficacy of polyalkenoic acids to hydroxyapatite, enamel and dentin. *Biomater*, 24(11): 1861-1867, 2003.
- 21- Stanley HR, Pereira JC, Spiegel E, Broom C, Schultz M. The detection and prevalence of reactive and physiologic sclerotic dentin, reparative dentin and dead tracts beneath various types of dental lesions according to tooth surface and age. *J Oral Pathol*, 12: 257-289, 1983.
- 22- Swift EJ. Dentin/enamel adhesives: review of the literature. *Pediatr Dent*, 24: 456-461, 2002.
- 23- Bowen RL, et al: Smear layer: removal and bonding considerations, *Oper Dent*, 3(suppl): 30-34, 1984.
- 24- Ishioka S, Caputo AA: Interaction between the dentinal smear layer and composite bond strengths, *J Prosthet Dent*, 61: 180-185, 1989.
- 25- Perdigao J, Swift EJ: Adhesion of a total-etch phosphate ester bonding agent, *Am J Dent*, 7: 149-152, 1994.
- 26- Eick JD, et al: The dentinal surface: its influence on dentinal adhesion: Part I. *Quintessence Int*, 22: 967-977, 1991.

- 27- Nakabayashi N, Nakamura M, Yasuda N. Hibrit layer as dentin-bonding mechanism. *J Esthet Dent*, 3(4): 133-138, 1991.
- 28- Gwinnett AJ. Qualitative contribution of resin infiltration/hybridization of dentin bonding. *Am J Dent*, 6(1): 7-9, 1993.
- 29- Van Meerbeek B, Pertigao J, Lambrechts P, Vanherle G. The clinical performance of adhesives. *J Dent*, 26: 1-20, 1998.
- 30- Van Meerbeek B, Landuyt KV, De Munck J, Hashimoto M, Peumans M, Lambrechts P, Yoshida Y, Inoue S, Suzuki K, Biomat L. Techniquesensitivity of contemporary adhesives. *Dent Mater*, 24: 1-13, 2005.
- 31- Bouillagued S, Gysi P, Wataha JC, Ciucchi B, Cattani M, Godin C, Meyer JM. Bond strength of composite to dentin using conventional, one-step, and self-etching adhesive systems. *J Dent*, 29: 55-61, 2001.
- 32- Van Meerbeek B, Inokoshi S, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion with different dentin adhesive systems. *J Dent Res* 71: 1530-1540, 1992.
- 32- Erickson RL. Surface interactions of dentin adhesive materials. *Oper Dent* 5 (Suppl): 81-94, 1992.
- 33- Gökalp S. Self-etch adeziv sistemler. *TDBD* 80 (Suppl): 57-59, 2009.
- 34- 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*, 29: 227-234, 2001.
- 35- Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Bio Mat Res*, 16: 265-273, 1982.
- 36- Peumans M, Kanumilli P, De Munck J, Landuyt KV, Lambrechts, Meerbeek BV. Clinical effectiveness contemporary adhesives: A review of current clinical trials. *Dent Mater*, 21: 864-881, 2005.
- 37- Uno S, Finger WJ. Function of the hybrid zone as a stress-absorbing layer in resin-dentin bonding. *Quintessence Int* 26: 733-738, 1995.
- 38- Gökalp S, Ayvaz ES. Dental adezivler. *TDBD* 71 (Suppl): 10-14, 2002.

- 39- Cardoso PEC, Sadek FT, Goracci C, Ferrari M. Adhesion testing with the microtensile method: Effects of dental substrate and adhesive system on bond strength measurement. *J Adhes Dent*, 4: 291-297, 2002.
- 40- Goracci C, FT Sadek, Monticelli F, Cardoso Paulo EC, Ferrari M. Microtensile bond strength of self-etching adhesives to enamel and dentin. *J Adhes Dent*, 6: 313-318, 2004.
- 41- Ferrari M, Mannocci F, Kugel G, García-Godoy F. Standardized microscopic evaluation of the bonding mechanism of NRC/Prime & Bond NT. *Am J Dent*, 12(2): 77-83, 1992.
- 42- Leinfelder KF, Kurdziolek SM. Self-etching Bonding Agents. *Compend Contin Educ Dent*, 24: 447-457, 2003.
- 43- Fritz UB, Finger WJ. Bonding efficiency of single-bottle enamel/dentin adhesives. *Am J Dent*, 12: 277-282, 1999.
- 44- Inoue S, Vargas MA, Abe Y, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, Sano H, Van Meerbeek B. Microtensile bond strength of eleven contemporary adhesives to enamel. *Am J Dent*, 16: 329-334, 2003.
- 45- Tay FR, Pashley DH, Suh BI, Carvalho RM, Itthagarun A. Single step adhesives are permeable membranes. *J Dent*, 30: 371-382, 2002.
- 46- Oliveira SS, Marshall SJ, Hilton JF, Marshall GW. Etching kinetics of a self-etching primer. *Biomater*, 23: 4105-4112, 2002.
- 47- K.L.Van Landuyt, J.Snauwaert, J.De Munck, M.Peumans, Y. Yoshida, A.Poitevin, E.Coutinho, K.Suzuki, P.Lambrechts, B.V.Meerbeek Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomater*, 28: 3757-3785, 2007.
- 48- Odian G. Principles of polymerization. New York: Willey Interscience, pp 2-19, 2004.
- 49- Watanabe I, Nakabayashi N, Pashley DH. Bonding to ground dentin by a phenyl-P self-etching primer. *J Dent Res*, 73(6): 1212-1220, 1994.
- 50- Nishiyama N, Suzuki K, Yoshida H, Teshima H, Nemoto K. Hydrolytic stability of methacrylamide in acidic aqueous solution. *Biomater*, 25(6): 965-969, 2004.

- 51- Moszner N, Salz U, Zimmermann J. Chemical aspects of selfetching enamel–dentin adhesives: a systematic review. *Dent Mater*, 21(10): 895–910, 2005.
- 52- Bowen RL, Bennett PS, Groh RJ, Farahani M, Eichmiller FC. New surface-active comonomer for adhesive bonding. *J Dent Res*, 75(1): 606–10, 1996.
- 53- Lapp CA, Schuster GS. Effects of DMAEMA and 4-methoxyphenol on gingival fibroblast growth, metabolism, response to interleukin-1. *J Biomed Mater Res*, 60(1): 30–35, 2002.
- 54- Imazato S, Russell RR, McCabe JF. Antibacterial activity of MDPB polymer incorporated in dental resin. *J Dent*, 23(3): 177–181, 1995.
- 55- Hayakawa T, Kikutake K, Nemoto K. Influence of self-etching primer treatment on the adhesion of resin composite to polished dentin and enamel. *Dent Mater*, 14(2): 99–105, 1998.
- 56- Andreasson H, Boman A, Johnsson 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*, 111(6): 529–535, 2003.
- 57- Nakabayashi N, Saimi Y. Bonding to intact dentin. *J Dent Res*, 75(9):1706–1715, 1996.
- 58- Goossens A. Contact allergic reactions on the eyes and eyelids. *Bull Soc Belge Ophthalmol*, 292: 11–17, 2004.
- 59- 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*, 84(2):172–177, 2005.
- 60- Pashley EL, Zhang Y, Lockwood PE, Rueggeberg FA, Pashley DH. Effects of HEMA on water evaporation from water–HEMA mixtures. *Dent Mater*, 14(1): 6–10, 1998.
- 61- Nakabayashi N, Takarada K. Effect of HEMA on bonding to dentin. *Dent Mater*, 8(2): 125–130, 1992.
- 62- Hitmi L, Bouter D, Degrange M. Influence of drying and HEMA treatment on dentin wettability. *Dent Mater*, 18(7): 503–511, 2002.

- 63- Hasegawa T, Manabe A, Itoh K, Wakumoto S. Investigation of self-etching dentin primers. *Dent Mater*, 5(6): 408–410, 1989.
- 64- Nakaoki Y, Nikaido T, Pereira PN, Inokoshi S, Tagami J. Dimensional changes of demineralized dentin treated with HEMA primers. *Dent Mater*, 16(6): 441–446, 2000.
- 65- Jacobsen T, Soderholm KJ. Some effects of water on dentin bonding. *Dent Mater*, 11(2): 132–136, 1995.
- 66- Burrow MF, Inokoshi S, Tagami J. Water sorption of several bonding resins. *Am J Dent*, 12(6): 295–298, 1999.
- 67- Tay FR, Pashley DH. Aggressiveness of contemporary self-etching systems. I: depth of penetration beyond dentin smear layers. *Dent Mater*, 17(4): 296–308, 2001.
- 68- Kazantsev OA, Shirshin KV, Sivokhin AP, Tel'nov SV, Zhiganov IV, Kuznetsov AE, et al. Hydrolysis of 2-hydroxyethyl methacrylate in concentrated aqueous solutions. *Russ J Appl Chem*, 76(8): 1296–1298, 2003.
- 69- Van Landuyt K, De Munck J, Snauwaert J, Coutinho E, Poitevin A, Yoshida Y, et al. Monomer-solvent phase separation in one-step self-etch adhesives. *J Dent Res*, 84(2): 183–188, 2005.
- 70- Nakabayashi N, Hiranuma K. Effect of etchant variation on wet and dry dentin bonding primed with 4-META/acetone. *Dent Mater* 16(4): 274–279, 2000.
- 71- Chang JC, Hurst TL, Hart DA, Estey AW. 4-META use in dentistry: a literature review. *J Prosthet Dent*, 87(2): 216–224, 2002.
- 72- Nakabayashi N, Watanabe A, Gendusa NJ. Dentin adhesion of “modified” 4-META/MMA-TBB resin: function of HEMA. *Dent Mater*, 8(4): 259–264, 1992.
- 73- Kitasako Y, Burrow MF, Nikaido T, Tagami J. Long-term tensile bond durability of two different 4-META containing resin cements to dentin. *Dent Mater*, 18(3): 276–280, 2002.
- 74- Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H, et al. Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *J Dent Res*, 83(6): 454–458, 2004.
- 75- Ikemura K, Endo T. Effects of a new 4-acryloxyethyltrimellitic acid in a visible light-cured dental adhesive on adhesion and polymerization reactivity. *J Appl Polym Sci* 9: 1057–1069, 1997.



- 76- Türkün SL. Clinical evaluation of a self-etching and a one-bottle adhesive system at two years. *J Dent*, 31(8): 527–534, 2003.
- 77- Peumans M, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Three-year clinical effectiveness of a two-step self-etch adhesive in cervical lesions. *Eur J Oral Sci*, 113(6): 512-518, 2005.
- 78- Tani C, Itoh K, Hisamitsu H, Wakumoto S. Efficacy of dentin bonding agents combined with self-etching dentin primers containing phenyl-P. *Dent Mater*, 12(2): 219–224, 1993.
- 79- Chigira H, Yukitani W, Hasegawa T, Manabe A, Itoh K, Hayakawa T, et al. Self-etching dentin primers containing phenyl- P. *J Dent Res*, 73(5): 1088-1095, 1994.
- 80- Wang T, Nakabayashi N. Effect of 2-(methacryloxy)ethyl phenyl hydrogen phosphate on adhesion to dentin. *J Dent Res*, 70(1): 59–66, 1991.
- 81- Miyasaka K, Nakabayashi N. Effect of phenyl-P/HEMA acetone primer on wet bonding to EDTA-conditioned dentin. *Dent Mater*, 17(6): 499–503, 2001.
- 82- Tay FR, Pashley DH. Have dentin adhesives become too hydrophilic? *J Can Dent Assoc*, 69(11): 726–31, 2003.
- 83- 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*, 18(8): 603–608, 2002.
- 84- Frankenberger R, Kramer N, Petschelt A. Technique sensitivity of dentin bonding: effect of application mistakes on bond strength and marginal adaptation. *Oper Dent*, 25(4): 324–30, 2000.
- 85- 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*, 4(4): 255–269, 2002.
- 86- Hiraishi N, Nishiyama N, Ikemura K, Yau JY, King NM, Tagami J, et al. Water concentration in self-etching primers affects their aggressiveness and bonding efficacy to dentin. *J Dent Res*, 84(7): 653–658, 2005.
- 87- Bayne SC, Thompson JY, Swift EJ, Stamatiades P, Wilkerson M. A characterization of first-generation flowable composites. *JADA*, 129: 567-577, 1998.

- 88- Kiremitçi A. Akışkan (Flowable) kompozitler. HÜ Diş Hek Fak Derg, 24: 10-12, 2000.
- 89- Ölmez A, Öztas N, Bodur H. The effect of flowable resin composite on microleakage and internal voids in class II composite restorations. Oper Dent, 29: 713-719, 2004.
- 90- Unterbrink GL, Liebenberg WH. Flowable resin composites as "filled adhesives": literature review and clinical recommendations. Quintessence Int, 30: 249-257, 1999.
- 91- Civelek A, Ersoy M, E L'Hotelier, Soyman M, Say EC. Polymerization shrinkage and microleakage in Class II Cavities of various resin composites. Oper Dent, 28: 635-641, 2003.
- 92- Payne JH 4th. The marginal seal of Class II restorations: flowable composite resin compared to injectable glass ionomer. J Clin Pediatr Dent, 23: 123-130, 1999.
- 93- Haller B, Trojanski A. Effect of multi-step dentin bonding systems and resin-modified glass ionomer cement liner on marginal quality of dentin-bonded resin composite Class II restorations. Clin Oral Investig, 2: 130-136, 1998.
- 94- Belli S, Inokoshi S, Ozer F, Pereira PN, Ogata M, Tagami J. The effect of additional enamel etching and a flowable composite to the interfacial integrity of Class II adhesive composite restorations. Oper Dent, 26: 70-75, 2001.
- 95- Rawls HR, Upshaw JE. Restorative resins. In: Anusavice KJ, editor. Phillip's science of dental materials. (11th ed.) WB Saunders, Philadelphia, pp 399-441, 2003.
- 96- Miller MB. Reality: the information source for the esthetic dentistry. Houston (TX): Reality Publishing company, pp 197-236, 2006.
- 97- Oliveira L.C.A, Duarte S. Jr, Araujo C.A, Abrahao A. Effects of low-elastic modulus liner and a base as stres-absorbing layer in composite resin restorations. Dent Mater 26: 159-169, 2010.
- 98- Montes M.A.J.R, De Goes M.F, Da Cunha M.R.B, Soares, A.B. A morphological and tensile bond strength evaluation of an unfilled adhesive with low-viscosity composites and a filled adhesive in one and two coats. J Dent, 29: 435-441, 2001.
- 99- Ernst C.P, Cortain G, Spohn M, Rippin G, Willershausen B. Marginal integrity of different resin-based composites for posterior teeth: an in vitro dye-penetration study on eight resin-composite and compomer-/adhesive combinations with a particular look at the additional use of flow-composites. Dent Mater, 18: 351-358, 2002.

- 100- Cara R.R, Fleming G.J.P, Palin W.M, Walmsley A.D, Burke F.J.T. Cuspal deflection and microleakage in premolar teeth restored with resin-based composites with and without an intermediary flowable layer. *J Dent*, 35: 482-489, 2007.
- 101- Abdalla A.I. Bond strength of a total-etch and two self-etch adhesives to dentin with and without intermediate flowable liner. *Am J Dent*, 23: 157-160, 2010.
- 102- C. Altun. Kompozit dolgu materyallerinde son gelişmeler. *GÜ Tıp Derg*, 47(1): 77-82, 2005.
- 103- Roberson TM, Heymann HO, Ritter AV. Introduction to composite restorations. In: Roberson TM, Heymann HO, Swift EJ, editors. *Sturdevant's art and science of operative dentistry*. (4th ed). Mosby Inc, Philadelphia. pp 471-500, 2002.
- 104- A.D. Puckett, J.G. Fitchie, P.C. Kirk, J. Gamblin *Direct Composite Restorative Materials*. *Dent Clin N Am*, 51: 659-675, 2007.
- 105- Bowen RJ. Synthesis of a silica-resin filling material progress report. *J Dent Res*, 27: 90-91, 1958.
- 106- Bowen RJ. Dental filling material comprising vinyl silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bisphenol and glycidyl acrylate. *US Patent*, 3066112, 1962.
- 107- Roulet JF. Polymer constructions used in restorative dentistry. In: *Degradation of dental polymers*. Karger, New York, pp 3-59, 1987.
- 108- Klevelaan CJ, Feilzer AJ. Polymerization shrinkage and contraction stress of dental resin composites. *Dent Mater*, 21: 1150-1155, 2006.
- 109- Koibuchi H, Yasuda N, Nakabayashi N. Bonding to dentin with a self-etching primer: the effect of smear layers. *Dent Mater*, 17(2): 122-126, 2001.
- 110- Gwinett AJ, Kanca JA. Micromorphology of the bonded dentin interface and its relationship to bond strength. *Am J Dent*, 5: 73-77, 1992.
- 111- Anusavice KJ, Brantley WA. Physical properties of dental materials. In: Anusavice KJ, editor. *Phillip's science of dental materials*. (11th ed). WB Saunders, Philadelphia, pp 41-71, 2003.
- 112- Moszner N, Klapdohr S. Nanotechnology for dental composites. *Int J of Nanotech*, 1: 130-156, 2004.

- 113- Yücel T, Tarım B, Ulukapı H, Demirci M. Ön bölge dişlerde direkt estetik restorasyonlar. *TDBD*, 83: 10, 2004.
- 114- Ure D, Harris J. Nanotechnology in dentistry: reduction to practice. *Dent Update*, 30: 10-15, 2003.
- 115- Bayne SC, Heymann HO, Swift EJ Jr. Update on dental composite restorations. *J Am Dent Assoc*, 125: 687-701, 1994.
- 116- Mitra SB, Wu D, Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. *J Am Dent Assoc*, 134: 1382-1390, 2003.
- 117- Davis N. A nanotechnology composite. *Compend Contin Educ Dent*, 24: 662-670, 2003.
- 118- Duke ES. Has dentistry moved into the nanotechnology era? *Compend Contin Educ Dent*, 24: 380-382, 2003.
- 119- Schmidt G, Malwitz M. Properties of polymer-nanoparticle composites. *Curr Opin Coll Int Sci*, 8: 103-108, 2003.
- 120- Price RB, Murphy DG, Derand T. Light energy transmission through cured resin composite and human dentin. *Quintessence Int*, 31: 659-667, 2000.
- 121- Poskus LT, Placido E, Cardoso PE. Influence of placement techniques on Vickers and Knoop hardness of Class II composite resin restorations. *Dent Mater*, 20: 726-732, 2004.
- 122- Price RB, Doyle G, Murphy D. Effects of composite resin thickness on the shear bond strength to dentin. *Jcan Dent Assoc*, 66: 35-39, 2000.
- 123- Giachetti L, Scaminaci Russo D, Bambi C, Grandini R. A review of polymerization shrinkage stress: current techniques for posterior direct resin restorations. *J Contem Den Pract*, 7: 79-88, 2006.
- 124- Abbas G, Fleming GJ, Harrington E, Shortall AC, Burke FJ. Cuspal movement and microleakage in premolar teeth restored with a packable composite resin cured in bulk or in increments. *J Dent*, 31: 437-444, 2003.
- 125- Segura A, Donly KJ. In vitro posterior composite polymerization recovery following hygroscopic expansion. *J Oral Rehabil*, 20: 495-499, 1993.

- 126- Rees JS, Jagger DC, Williams DR, Brown G, Duguid W. A reappraisal of the incremental packing technique for light cured composite resins. *J Oral Rehabil*, 31: 81-84, 2004.
- 127- Versluis A, Douglas WH, Cross M, Sakaguchi RL. Does an incremental filling technique reduce polymerization shrinkage stresses? *J Dent Res*, 75: 871-878, 1996.
- 128- Idriss S, Habib C, Abduljabbar T, Omar R. Marginal adaptation of class II resin composite restorations using incremental and bulk placement techniques: an ESEM study. *J Oral Rehabil*, 30: 1000-1007, 2003.
- 129- Burke FJT, Hussain A, Nolan L, Fleming GJP. Methods used in dentine bonding tests: an analysis of 102 investigations on bond strength. *Eur J Prost Rest Dent*, 16: 158-165, 2008.
- 130- Swift EJ, Perdiago J, Heymann HO. Bonding to enamel and dentin: A brief history and State of the art. *Quintessence Int*. 26: 95-110, 1995.
- 131- El Araby AM, Talic YF. The effect of thermocycling on the adhesion of self-etching adhesives on dental enamel and dentin. *J Contemp Dent Pract*, 8(2): 17-24, 2007.
- 132- Finger WJ. Dentin bonding agents. Relevance of in vitro investigations. *Am J Dent*, 1: 184-188, 1988.
- 133- Hebling J, Castro FL, Costa CA. Adhesive performance of dentin bonding agents applied in vivo and in vitro. Effect of intrapulpal pressure and dentin depth. *J Biomed Mater Res B: Appl Biomater*, 83: 295-303, 2007.
- 134- Shono Y, Ogawa T, Terashita M, Carvalho RM, Pashley EL, Pashley DH. Regional measurement of resin-dentin bonding as an array. *J Dent Res*, 78: 699-705, 1999.
- 135- Shono Y, Terashita M, Pashley EL, Brewer PD, Pashley DH. Effects of cross-sectional area on resin-enamel tensile bond strength. *Dent Mater*, 13: 290-296, 1997.
- 136- Hashimoto M, Tay F, Svizero NR, De Gee AJ, Feilzer AJ, Sano H, et al. The effect of common errors on sealing ability of total-etch adhesives. *Dent Mater*, 22: 560-568, 2006.
- 137- Beznos C. Microleakage at the cervical margin of composite Class II cavities with different restorative techniques. *Oper Dent*, 26: 60-69, 2001.

- 138- Santini A. Influence of cavity configuration on microleakage around Class V restorations bonded with seven self-etching adhesives. *J Esthet Restor Dent*, 16: 128-136, 2004.
- 139- Puckett A. The effect of incremental versus bulk fill techniques on the microleakage of composite resin using a glass-ionomer liner. *Oper Dent*, 17(5): 186-191, 1992.
- 140- Ultra-etch. Ultradent Brochure [www.ultradent.com](http://www.ultradent.com) p.62 Ultradent products Inc. USA
- 141- Technical Report 3M ESPE, St. Paul, MN, 2009.
- 142- Clearfil SE Bond. Technical Information. Kuraray Dental, USA, 2009.
- 143- Xeno V. Scientific Compendium. Dentsply, Germany, 2007.
- 144- SDR. Brochure. Dentsply, Germany, 2009.
- 145- Vertise Flow. Technical Bulletin. Kerr Corporation, USA, 2009.
- 146- Retief DH. Standardizing laboratory adhesion tests. *Am J Dent*, 4(5): 231-236, Oct 1991.
- 147- Nakamichi I, Iwaku M, Fusayama T. Bovine teeth as possible substitutes in the adhesion test. *J Dent Res*, 62(10): 1076-1081, Oct 1983.
- 148- Wilder AD Jr, Swift EJ Jr, May KN Jr, Waddell SL. Bond strengths of conventional and simplified bonding systems. *Am J Dent*, 11(3): 114-117, Jun 1998.
- 149- ISO technical report 11405. Guidance on testing of adhesion to tooth structure. 1: 15, 1994.
- 150- Rueggeberg FA. Substrate for adhesion testing to tooth structure-review of the literature. *Dent Mater*, 7: 2-10, 1991.
- 151- Demarco FF, Ramos OL, Mota CS, Formolo E, Justino LM. Influence of different restorative techniques on microleakage in Class II cavities with gingival wall in cementum. *Oper Dent*, 26(3): 253-259, May-Jun 2001.

- 152- Öztürk AN, Aykent F. Dentin bonding ajanlar ve simantasyon. Cum. Üni. Diş Hek. Fak. Derg. 4(2): 128-131, 2001.
- 153- P. Pongprueksa, W. Kuphasuk, P. Senawongse The elastic moduli across various types of resin/dentin interfaces Dent Mater, 24: 1102-1106, 2008.
- 154- Tay FR, Moulding KM, Pashley DH. Distribution of nanofillers from a simplified-step adhesive in acid-conditioned dentin. J Adhes Dent, 1: 103–117, 1999.
- 155- Kim JS, Cho BH, Um CM, Lim BS, Oh MH, Chang CG, et al. Effect of the hydrophilic loading on the mechanical properties and the microtensile bond strength of an ethanol-based one-bottle dentin adhesive. J Biomed Mater Res, 72B: 284–291, 2005.
- 156- Yuan Y, Shimada Y, Ichinose S, Sadr A, Tagami J. Effects of dentin characteristics on interfacial nanoleakage. J Dent Res, 86: 1001–1006, 2007.
- 157- Sadr A, Shimada Y, Tagami J. Effects of solvent drying time on micro-shear bond strength and mechanical properties of two self-etching adhesive systems. Dent Mater, 23: 1114–1119, 2007.
- 158- Sadr A, Ghasemi A, Shimada Y, Tagami J. Effects of storage time and temperature on the properties of two self-etching systems. J Dent, 35: 218–225, 2007.
- 159- Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H, Inoue S, Tagawa Y, Suzuki K, De Munck J, Van Meerbeek B. Comparative study on adhesive performance of functional monomers. J Dent Res, 83: 454-458, 2004.
- 160- V.Meerbeek B, Yoshida Y, De Munck J, Inoue S, Vargas M, Lambrechts P, Vanherle G. Correlative morphologic and clinical characterization of tooth biomaterial interaction In: Self-etching primer: Current status and its evolution. Proceedings of the international symposium'01, Tokyo, ss 41-55, 2001.
- 161- Perdigao J, May KN Jr, Wilder AD Jr, Lopes M. The effect of depth of dentin demineralization on bond strengths and morphology of the hibrit layer. Oper Dent, 25: 186-194, 2000.
- 162- Nunes TG, Ceballos L, Osorio R, Toledano M. Spatially-resolved photopolymerization kinetics and oxygen inhibition in dental adhesives. Biomater, 26: 1809–1817, 2005.
- 163- Fukegawa D, Hayakawa S, Yoshida Y, Suzuki K, Osaka A, Van Meerbeek B. Chemical interaction of phosphoric acid ester with hydroxyapatite. J Dent Res, 85: 941–944, 2006.

- 164- Senawongse P, Sattabanasuk V, Shimada Y, Otsuki M, Tagami J. Bond strengths of current adhesive intact and ground enamel. *J Esthet Restor Dent*, 16: 107-116, 2004.
- 165- Van Meerbeek B, De Munck J, Mattar D, Van Landuyt K, Lambrechts P. Microtensile bond strengths of an etch&rinse and self-etch adhesive to enamel and dentin as a function of surface treatment. *Oper Dent*, 28(5): 647-660, 2003.
- 166- Bhowmik R, Katti KS, Katti DR. Mechanics of molecular collagen is influenced by hydroxyapatite in neutral bone. *J Mater Sci* 42: 8795-8803, 2007.
- 167- Technical Bulletin, Dentsply DeTrey Kostanz, Germany, 2009.
- 168- Koike T, Hasegawa T, Itoh K, Yukitani W, Yamashita T, Wakumoto S, et al. Effect of multiple application of a dentine adhesive on contraction gap width of a resin-based composite. *Am J Dent* 15: 159-163, 2002.
- 169- Choi KK, Condon JR, Ferracane JL. The effects of adhesive thickness on polymerization contraction stress of composite. *J Dent Res*, 79: 812-817, 2000.
- 170- Knobloch LA, Gailey D, Azer S, Johnston WM, Clelland N, Kerby RE. Bond strengths of one- and two-step self-etch adhesive systems. *J Prost Dent*, 97(4): 216-222, 2007.
- 171- Tay FR, Pashley DH, Yoshiyama M. Two modes of nanoleakage expression in single-step adhesives. *J Dent Res*, 81: 472-476, 2002.
- 172- Tay FR, Hashimoto M, Pashley DH, Peters MC, Lai SCN, Yiu CK, et al. Aging affects two modes of nanoleakage expression in bonded dentin. *J Dent Res*, 82: 537-541, 2003.
- 173- Sano H, Yoshikawa T, Pereira PN, Kanemura N, Morigami M, Tagami J, Pashley DH. Long-term durability of dentin bonds made with a self-etching primer. *J Dent Res*, 78: 906-911, 1999.
- 174- Inoue H, Inoue S, Uno S, Takahashi A, Koase K, Sano H. Microtensile bond strength of two single-step adhesive systems to bur-prepared dentin. *J Adhes Dent*, 3: 129-136, 2001.
- 175- 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. *Biomater* 26: 1035-1042, 2005.



- 176- A.Sadr, Y. Shimada, H. Lu, J. Tagami. The viscoelastic behavior of dental adhesives: A nanoindentation study. *Dent Mater*, 25: 13-19, 2009.
- 177- Atash R, Van den Abbeele A. Bond strengths of eight contemporary adhesives to enamel and to dentine: an in vitro study on bovine primary teeth. *Int J Paediatr Dent*, 15(4): 264-273, 2005.
- 178- Çelik Ç, Yazıcı A. R, Dayangaç B, Özgünaltay G. Bond Strength of Different Adhesive Systems to Cervical Enamel and Dentin, *HD Fak Derg*, 31(4): 74-80, 2007.
- 179- Pashley EL, Agee KA, Pashley DH, Tay FR. Effects of one versus two applications of an unfilled, all-in-one adhesive on dentine bonding. *J Dent*, 30(2-3) : 83-90, 2002.
- 180- Reis AF, Giannini M, Ambrosano GM, Chan DCN. The effects of filling techniques and a low-viscosity composite liner on bond strength to class II cavities. *J Dent*, 31: 59-66, 2003.
- 181- Leevailoj C, Cochran MA, Matis BA, Moore BK, Platt JA. Microleakage of posterior packable composites with and without liners. *Oper Dent*, 26: 302-307, 2001.
- 182- Behle C. Flowable composites: Properties and applications. *Pract Perio Aesth Dent*, 10: 347-351, 1998.
- 183- Quin M, Liu HS. Clinical evaluation of a flowable resin composite and flowable compomer for preventive resin restorations. *Oper Dent*, 30: 580-587, 2005.
- 184- Gueders AM, Charpentier JF, Albert AI, Geerts SO. Microleakage after termocycling of 4 etch and rinse and 3 self-etch adhesives with and without a flowable composite lining. *Oper Dent*, 31: 450-455, 2006.
- 185- Miguez PA, Pereira P, Foxton RM, Walter R, Nunes MF, Swift EJ. Effects of flowable resin on bond strength and gap formation in Class I restorations. *Dent Mater*, 20: 839-845, 2004.
- 186- Tredvin CJ, Stokes A, Moles DR. Influence of flowable liner and marginal location on microleakage of conventional and packable Class II resin composites. *Oper Dent*, 30: 32-38, 2005.
- 187- Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, Pashley DH. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength -Evaluation of a micro-tensile bond test. *Dent Mater*, 10: 236-240, 1994.

- 188- Belli S, Eskitaşçıoğlu G, Eraslan O, Senavongse P, Tagami J. Effect of hybrid layer on stress distribution in a premolar tooth restored with composite or ceramic inlay: An FEM study. *J. Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater*, 74B: 665-668, 2005.
- 189- Van Meerbeek B, Williams G, Cecils JP, Roos JR, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Assessment by nano-indentation of the hardness and elasticity of the resin dentin bonding area. *J Dent Res*, 72: 1434- 1442, 1993.
- 190- Anusavice KJ. *Philips' science of dental materials*. 11th ed. MO, Saunders, USA pp 92–94, 154–162, 2003.
- 191- Davidson CL, de Gee AJ, Feilzer AJ. The competition between the composite–dentin bond strength and the polymerization contraction stress. *J Dent Res*, 63: 1396–1399, 1984.
- 192- Davidson CL, de Gee AJ. Relaxation of polymerization contraction stresses by flow in dental composites. *J Dent Res*, 63: 146–148, 1984.
- 193- Jorgensen KO, Asmussen E, Shimokobe H. Enamel damages caused by contracting restorative resins. *Scand J Dent Res*, 83: 120–122, 1975.
- 194- Browne RM, Tobias RS. Microbial microleakage and pulpal inflammation: a review. *Endod Dent Traumatol*, 2: 177–183, 1986.
- 195- Pongprueksa P, Kuphasuk W, Senawongse P. Effect of elastic cavity wall and occlusal loading on microleakage and dentin bond strength. *Oper Dent*, 32: 464–473, 2007.
- 196- Kanca J. Pulse activation: reducing resin-based composite contraction stresses at the enamel cavosurface margins. *Am J Dent*, 12(3): 107-112, 1999.
- 197- Z. Tarle, A. Knezevic, N. Demoli, A. Meniga, J. Sutalo, G. Unterbrink, M. Ristic and G. Pichler. Comparison of Composite Curing Parameters: Effects of Light Source and Curing Mode on Conversion, Temperature Rise and Polymerization Shrinkage. *Oper Dent*, 31: 219-226, 2006.
- 198- Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Endo K, Sano H, Oguchi H. In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years. *J Dent Res*, 79(6): 1385-1391, 2001.
- 199- Abo T, Uno S, Sano H. Comparison of bonding efficacy of an all-in-one adhesive with a selfetching primer system. *Eur J Oral Sci*, 112(3): 286-292, 2004.

- 200- Dewaele M, Truffier-Boutry D, Devaux J, Leloup G. Volume contraction in photocured dental resins: The shrinkage-conversion relationship revisited. *Dent Mater*, 22: 359-365, 2006.
- 201- Aw TC, Nicholls JI. Polymerization shrinkage of densely- filled resin composites. *Oper Dent*, 26: 498-504, 2001.
- 202- Feilzer AJ, Dooren Lit, Davidson CL: Influence of light intensity on polymerization shrinkage and integrity of restoration-cavity interface. *Eur J Oral Sci*, 103: 322-326, 1995.
- 203- E. Pacifici, A. Giovannetti, C. Goracci, A. Vichi, A. Polimeni, M. Ferrari Shear bond strength of a new restorative material to primary dentin *Dent Mater*, 26(Suppl): 14-15, 2010.
- 204- Y. Wei, N. Silikas, Z. Zhang, D. Watts. Hygroscopic dimensional changes of self-adhering and new resin-matrix composites during water sorption/desorption cycles. *Dent Mater*, Article in press, 2010.

## 8. ÖZGEÇMİŞ

1984 yılında İstanbul'da doğmuştur. İlkokul, ortaokul ve lise eğitimini F.M.V. Özel Nişantaşı Işık Lisesi'nde tamamlamıştır. 2008 yılında Yeditepe Diş Hekimliği Fakültesi'nden mezun olmuştur. 2009 Şubat'ta Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı'nda master eğitimine başlamıştır.