

**T.C.  
SÜLEYMAN DEMİREL ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**FARKLI KONSANTRASYONLARDA KUARTERNER  
AMONYUM METAKRİLAT İÇEREN  
DENTAL ADEZİVLERİN DENTİNE BAĞLANTI  
DAYANIMININ İNCELENMESİ**

**Kıvanç Utku ULUSOY**

**DOKTORA TEZİ**

**DANIŞMAN**

**Prof. Dr. M. Üstün GÜLDAĞ**

**Tez No: 80**

**ISPARTA-2012**

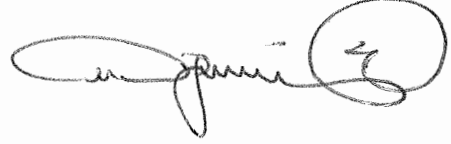
## KABUL VE ONAY

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğüne;

Süleyman Demirel Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Doktora Programı çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma; aşağıdaki jüri tarafından Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 12/07/2012

Tez Danışmanı: Prof. Dr. M. Üstün GÜLDAĞ



Süleyman Demirel Üniversitesi

Üye Doç. Dr. Erdal EROĞLU



Süleyman Demirel Üniversitesi

Üye Doç. Dr. S. Süha TÜRKASLAN



Süleyman Demirel Üniversitesi

Üye Doç. Dr. Bora BAĞIŞ



İzmir Katip Çelebi Üniversitesi

Üye Doç. Dr. S. Hakan TUNA



Süleyman Demirel Üniversitesi

ONAY: Bu Doktora Tezi, Enstitü Yönetim Kurulu'nca belirlenen yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Mehmet Fehmi ÖZGÜNER

Enstitü Müdürü

## ÖNSÖZ

Doktora eğitimim süresince bana her konuda destek olarak ufkumu açan, beyefendiliğinden ve kişiliğinden hayatım boyu feyz alacağım, ömrüm boyunca minnet ve şükranla anacağım çok değerli tez danışmanım ve hocam Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı Prof. Dr. M. Üstün GÜLDAĞ'a,

Tezimin her aşamasında bana desteğini esirgemeyen, babacanlığını ve sevecenliğini doktora eğitimim boyunca hep yanımda hissettiğim, pratik ve teorik bilgilerin yanında bana hayata karşı sağlam durmayı ve farklı pencereden bakmayı öğreten değerli hocam Doç. Dr. Erdal EROĞLU'na,

Eğitimim boyuca değerli bilgilerini, içtenliğini ve bitmek tükenmek bilmez desteğini benden esirgemeyen, bilimsel çalışmalarım aşamasında bana kapısını her konuda samimiyetle ardına kadar açan değerli hocam Doç. Dr. Süha TÜRKAŞLAN'a,

Destek ve deneyimlerini esirgemeyen, tüm anlayış ve hoş görüsünü doktora eğitimim boyunca her zaman yanımda hissettiğim, kapısını hiç çekinmeden çaldığım değerli hocam Yrd. Doç. Dr. Cenker KÜÇÜKEŞMEN'e,

Doktora Tez İzleme Komitesi Üyesi olarak tezimin aşamalarında olumlu katkı ve eleştiriler yapan Pedodonti Anabilim Dalı başkanı Prof. Dr. Zuhal KIRZIOĞLU'na,

Klinik ve akademik tüm tecrübelerini karşılıklı beklemeden benimle paylaşan değerli hocam Doç. Dr. Hakan TUNA'ya,

Doktora eğitimim sırasında bana destek ve yardımcı olan değerli hocam Yrd. Doç Dr. Şebnem BÜYÜKKAPLAN'a,

Eğitim sürem boyunca bana yaptığı katkılardan ve desteklerden ötürü değerli hocam Yrd. Doç Dr. Işın KÜRKÇÜOĞLU'na,

Pratik ve teorik adeziv bilgilerimi borçlu olduğum, bilimsel çalışmalarımın her aşamasında değerli katkılarını ve desteğini esirgemeyen, soğuk ülkede beni sıcacık sevgiyle karşılayan sevgili Doç. Dr. Arzu TEZVERGİL MUTLUAY'a,

Dünyanın diğer ucunda olsa bile oradan benim yardımına koşan, sevgili Dr. Dt. Murat MUTLUAY'a,

Laboratuvar bilgilerini benimle paylaşan ve yardımlarını esirgemeyen değerli dostum Lippo LASSILA'ya,

Kliniğinin ve laboratuvarının kapılarını çalışmam içinardına kadaraçan Prof. Dr. Pekka VALLITTU'ya,

Tezime sağladığı bilimsel destek ve malzeme desteği için Prof. Dr. David PASHLEY'e,

Beraber olmaktan ve çalışmaktan her zaman mutluluk duyduğum, tüm asistan arkadaşlarıma,

Bana aile olmanın doyumsuz mutluluğunu yaşatan, şartlar ne olursa olsun desteklerini esirgemeyen, fedakârlıklarının bedeli asla ödenemeyecek, kelimelerin onların güzelliklerini anlatmakta yetersiz kaldığı, canımdan çok sevdiğim, hayatımda gördüğüm ilk meslektaşım, hocam ve yol göstericim Arif ULUSOY'a, canım annem Nilgün ULUSOY'a, doğduğum andan itibaren gölgesine sığındığım ve beni hiç bırakmayan canım anneannem Melihat CENGİZLER'e, biricik kardeşim Tunç Utkan ULUSOY'a ve aslan dayım Ceyhun CENGİZLER'e

En samimi duygularıyla ve tüm kalbimle teşekkür ederim.

## İÇİNDEKİLER

<b>ÖNSÖZ</b> .....	<b>ii</b>
<b>İÇİNDEKİLER</b> .....	<b>iv</b>
<b>SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ</b> .....	<b>viii</b>
<b>ŞEKİLLER DİZİNİ</b> .....	<b>x</b>
<b>RESİMLER DİZİNİ</b> .....	<b>xi</b>
<b>TABLOLAR DİZİNİ</b> .....	<b>xiii</b>
<b>1. GİRİŞ</b> .....	<b>1</b>
<b>2. GENEL BİLGİLER</b> .....	<b>3</b>
2.1. Adezyonun Tanımı.....	3
2.1.1. Mineye Adezyon .....	3
2.1.2. Dentin Dokusunun Özellikleri ve Dentine Adezyon .....	4
2.2. Dentin Adeziv Sistemleri .....	7
2.2.1. Dentin Conditioner .....	7
2.2.2. Dentin Primer .....	9
2.2.3. Hibrit Tabaka .....	10
2.2.4. Adeziv Rezin.....	12
2.2.5. Rezin Tag .....	13
2.3. Dentin Bonding Sistemlerinin Gelişimi ve Sınıflandırılması .....	14
2.3.1. Kuşaklara Göre Sınıflama .....	14
2.3.1.1. I. Kuşak Dentin Bonding Sistemler .....	14
2.3.1.2. II. Kuşak Dentin Bonding Sistemler .....	14
2.3.1.3. III. Kuşak Dentin Bonding Sistemler .....	15
2.3.1.4. IV. Kuşak Dentin Bonding Sistemler.....	16
2.3.1.5. V. Kuşak Dentin Bonding Sistemler .....	17
2.3.1.6. VI. Kuşak Dentin Bonding Sistemler.....	18
2.3.1.7. VII. Kuşak Dentin Bonding Sistemler (All-In-One Adezivler).....	19
2.3.2. Klinik Uygulama Tiplerine Göre Sınıflama.....	21
2.3.2.1. Smear Tabakasını Modifiye Eden Dentin Adezivler .....	21
2.3.2.2. Smear Tabakasını Tamamen Ortadan Kaldıran Dentin Adezivler ...	21
2.3.2.3. Smear Tabakasını Kısmen Çözen Dentin Adezivler.....	22
2.3.3. Dentin Adeziv Sistemlerin Güncel Sınıflaması .....	22
2.4. Antibakteriyel Dentin Bonding Sistemleri.....	23

2.5. Matris Metaloproteinazlar Hakkında Genel Bilgiler.....	24
2.6. Araştırmada Kullanılan KAM'lar ve Kimyasal Yapıları .....	28
2.6.1. METMAC [2-(Methacryloyloxy)ethyl] Trimethylammonium Chloride.	28
2.6.2. MCMS Methacryloyl Choline Methyl Sulfate.....	28
2.6.3. MAPTAC [3-(Methacryloylamino)propyl] Trimethylammonium Chloride.....	28
2.6.4. DDAC Diallyldimethylammonium Chloride.....	29
2.7. Bağlanma Dayanımı Testleri ve Mikro Gerilim Test Metodu .....	29
<b>3. GEREÇ ve YÖNTEM.....</b>	<b>34</b>
3.1. Adezivlerin Hazırlanması.....	36
3.2. Primerlerin Hazırlanması .....	39
3.3. Örneklerin Hazırlanması .....	39
3.4. Örneklerin Yüzeylerinin Hazırlanması .....	41
3.4.1. Primer ve Bonding'i KAM İçeren Örneklerin Hazırlanması.....	41
3.4.2. Primer'i KAM İçeren, Bonding'i Scotchbond Olan Örneklerin Hazırlanması .....	43
3.5. Dentin-Kompozit Çubuklarının Elde Edilmesi ve Mikrogerilim Bağlanma Dayanıklılık Testinin Uygulanması .....	43
3.6. Kırılma Tipi Analizi.....	44
3.7. İstatistiksel Değerlendirme.....	45
3.8. Tarama Elektron Mikroskobu (SEM) İncelemeleri .....	46
<b>4. BULGULAR.....</b>	<b>48</b>
4.1. Mikro Gerilim Bağlanma Dayanıklılık Testi Bulguları .....	48
4.1.1. Primer'i ve Bonding'i KAM içeren Gruplarda Mikro Gerilim Bağlanma Dayanıklılık Testi Bulguları.....	48
4.1.2. Primer'i KAM içeren Bonding'i Scotchbond olan Gruplarda Mikro Gerilim Bağlanma Dayanıklılık Testi Bulguları .....	49
4.2. Kırılma Tipi Bulguları.....	51
4.2.1. Primer'i ve Bonding'i KAM İçeren Gruplarda Kırılma Tipi Bulguları....	51
4.2.2. Primer'i KAM içeren Bonding'i Scotchbond olan Gruplarda Kırık Tipi Bulguları.....	54
4.3. Tarama Elektron Mikroskobu (SEM) Bulguları .....	57
4.3.1. Yüzey Bulguları .....	57
4.3.1.1. Primer ve Bonding'i KAM İçeren Gruplarda Yüzey Bulguları.....	57
4.3.1.1.1. MCMS Grubu SEM Görüntüleri.....	57
4.3.1.1.1.1. %5 MCMS Grubu SEM Görüntüleri .....	57

4.3.1.1.1.2. %10 MCMS Grubu SEM Görüntüleri .....	58
4.3.1.1.1.3. %15 MCMS Grubu SEM Görüntüleri .....	58
4.3.1.1.2. DDAC Grubu SEM Görüntüleri .....	58
4.3.1.1.2.1. %5 DDAC Grubu SEM Görüntüleri .....	58
4.3.1.1.2.2. %10 DDAC Grubu SEM Görüntüleri .....	59
4.3.1.1.2.3. %15 DDAC Grubu SEM Görüntüleri .....	59
4.3.1.1.3. MAPTAC Grubu SEM Görüntüleri .....	59
4.3.1.1.3.1. %5 MAPTAC Grubu SEM Görüntüleri .....	59
4.3.1.1.3.2. %10 MAPTAC Grubu SEM Görüntüleri .....	60
4.3.1.1.3.3. %15 MAPTAC Grubu SEM Görüntüleri .....	60
4.3.1.1.4. METMAC Grubu SEM Görüntüleri .....	60
4.3.1.1.4.1. %5 METMAC Grubu SEM Görüntüleri .....	60
4.3.1.1.4.2. %10 METMAC Grubu SEM Görüntüleri .....	61
4.3.1.1.4.3. %15 METMAC Grubu SEM Görüntüleri .....	61
4.3.1.1.5. Kontrol Grubu SEM Görüntüleri .....	61
4.3.1.2. Primer’ı KAM içeren ve Bonding’i Scotchbond Olan Gruplarda Yüzey Bulguları .....	62
4.3.1.2.1. MCMS + S Grubu SEM Görüntüleri .....	62
4.3.1.2.1.1. %5 MCMS + S Grubu SEM Görüntüleri .....	62
4.3.1.2.1.2. %10 MCMS + S Grubu SEM Görüntüleri .....	62
4.3.1.2.2. DDAC + S Grubu SEM Görüntüleri .....	63
4.3.1.2.2.1. %5 DDAC + S Grubu SEM Görüntüleri .....	63
4.3.1.2.2.2. %10 DDAC + S Grubu SEM Görüntüleri .....	63
4.3.1.2.2.3. %15 DDAC + S Grubu SEM Görüntüleri .....	64
4.3.1.2.3. MAPTAC + S Grubu SEM Görüntüleri .....	64
4.3.1.2.3.1. %5 MAPTAC + S Grubu SEM Görüntüleri .....	64
4.3.1.2.3.2. %10 MAPTAC + S Grubu SEM Görüntüleri .....	64
4.3.1.2.3.3. %15 MAPTAC + S Grubu SEM Görüntüleri .....	65
4.3.1.2.4. METMAC + S Grubu SEM Görüntüleri .....	65
4.3.1.2.4.1. %5 METMAC + S Grubu SEM Görüntüleri .....	65
4.3.1.2.4.2. %10 METMAC + S Grubu SEM Görüntüleri .....	65
4.3.1.2.4.3. %15 METMAC + S Grubu SEM Görüntüleri .....	66
4.3.1.2.5. KONTROL + S Grubu SEM Görüntüleri .....	66
<b>5. TARTIŞMA .....</b>	<b>67</b>

<b>6. SONUÇLAR .....</b>	<b>79</b>
<b>ÖZET.....</b>	<b>80</b>
<b>KAYNAKLAR .....</b>	<b>82</b>
<b>ÖZGEÇMİŞ.....</b>	<b>94</b>



## SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

<b>4-AETA</b>	: 4- Acryloxyethyl trimeric acid
<b>4-META</b>	: 4-methacryloyloxyethyl trimellitate anhydride
<b>Au</b>	: Altın
<b>BIS-GMA</b>	: Bisphenol A diglycidyl methacrylate
<b>BPDM</b>	: Biphenyl dimethacrylate
<b>cmH<sub>2</sub>O</b>	: Santimetresu
<b>Dak</b>	: Dakika
<b>DDAC</b>	: Diallyldimethylammonium chloride
<b>ESM</b>	: Ekstraselüler Matriks
<b>GPDM</b>	: Glycerophosphoric acid dimethacrylate
<b>HEMA</b>	: Hydroxyethyl methacrylate
<b>KAM</b>	: Kuarterner Amonyum Metakrilat
<b>KHS</b>	: Klorheksidin
<b>MAPTAC</b>	: [3-(Methacryloylamino)propyl] trimethylammonium chloride
<b>MCMS</b>	: Methacryloyl choline methyl sulfate
<b>MDPB</b>	: 12-methacryloyloxydodecylpyridinium bromide
<b>METMAC</b>	: [2-(Methacryloyloxy)ethyl] trimethylammonium chloride
<b>ml</b>	: Mililitre
<b>mmHg</b>	: Milimetreciva
<b>MMP</b>	: Matriks Metaloproteinaz
<b>Mpa</b>	: Megapaskal
<b>NPG-GMA</b>	: N-phenyl glycin glycidyl methacrylate
<b>NTG-GMA</b>	: N-tolyl glycineglycidylmeth-acrylate
<b>PENTA</b>	: dipentaerythritol pentaacrylate monophosphate
<b>Phenyl-P</b>	: 2-methacryloyloxyethyl phenyl phosphoric acid
<b>PMDM</b>	: pyromellitic diethylmethacrylate
<b>Pt</b>	: Platin
<b>QTH</b>	: Kuartz tungsten halojen
<b>SEM</b>	: Tarama Elektron Mikroskobu

<b>SiC</b>	: Silikon Karbit
<b>Sn</b>	: Saniye
<b>TE</b>	: Total Etch
<b>TEG-DMA</b>	: triethylene glycol-dimethacrylate
<b>TEM</b>	: Transmisyon elektron mikroskopisi
<b>TPO</b>	: Triphenylphosphidine oxide
<b>UDMA</b>	: Urethane dimethacrylate
<b>Uv</b>	: Ultraviole
<b>%Wt</b>	: 100 gram solüsyondaki katı madde miktarı

## ŞEKİLLER DİZİNİ

<b>Şekil 1.</b> Adeziv sistemlerin smear tabakasına etkisine göre sınıflandırılması.....	22
<b>Şekil 2.</b> Kuarterner amonyum bileşiklerinin kimyasal yapısı.....	27
<b>Şekil 3.</b> Metakrilatların kimyasal yapısı .....	27
<b>Şekil 4.</b> Polimerize olan kuarterner amonyum metakrilatın temel yapısı.....	27
<b>Şekil 5.</b> METMAC'ın kimyasal yapısı .....	28
<b>Şekil 6.</b> MCMS'in kimyasal yapısı.....	28
<b>Şekil 7.</b> MEPTAC'ın kimyasal yapısı.....	28
<b>Şekil 8.</b> DDAC'nin kimyasal yapısı .....	29
<b>Şekil 9.</b> Primer'ı ve Bonding'i KAM içeren örneklerin mikro gerilim bağlanma dayanıklılık değerlerinin grafiksel olarak gösterilmesi.....	49
<b>Şekil 10.</b> Primer'ı KAM içeren Bonding'i Scotchbond olan örneklerin mikro gerilim bağlanma dayanıklılık değerlerinin grafiksel olarak gösterilmesi .....	51
<b>Şekil 11.</b> Primer'ı ve Bonding'i KAM içeren örnekler oluşan kırılma tiplerinin dağılımının grafiksel olarak gösterilmesi.....	53
<b>Şekil 12.</b> Primer'ı KAM içeren Bonding'i Scotchbond olan örneklerde oluşan kırılma tiplerinin dağılımının grafiksel olarak gösterilmesi.....	56

## RESİMLER DİZİNİ

<b>Resim 1.</b> Kullanılan KAM içeren karışımlar .....	36
<b>Resim 2.</b> Hassas terazi yardımıyla BISGMA'nın eklenmesi.....	37
<b>Resim 3.</b> Adezivlerin homojen olarak karıştırılması .....	38
<b>Resim 4.</b> Primerların hazırlanması .....	39
<b>Resim 5.</b> Dentinin aşındırılması .....	40
<b>Resim 6.</b> Örnek yüzeyinin ve kor yapının hazırlanması.....	42
<b>Resim 7.</b> Dentin örneklerinin elde edilmesi .....	44
<b>Resim 8.</b> Kırılma tipi görüntüleri .....	45
<b>Resim 9.</b> SEM örnekleri hazırlanması ve Au-Pt alaşımı kaplı örnekler.....	47
<b>Resim 10.</b> %5 MCMS örneklerinin bağlantı yüzeylerinin SEM fotoğrafları.....	57
<b>Resim 11.</b> %10 MCMS örneklerinin bağlantı yüzeylerinin SEM fotoğrafları.....	58
<b>Resim 12.</b> %15 MCMS örneklerinin bağlantı yüzeylerinin SEM fotoğrafları.....	58
<b>Resim 13.</b> %5 DDAC örneklerinin bağlantı yüzeylerinin SEM fotoğrafları.....	58
<b>Resim 14.</b> %10 DDAC örneklerinin bağlantı yüzeylerinin SEM fotoğrafları.....	59
<b>Resim 15.</b> %15 DDAC örneklerinin bağlantı yüzeylerinin SEM fotoğrafları.....	59
<b>Resim 16.</b> %5 MAPTAC örneklerinin bağlantı yüzeylerinin SEM fotoğrafları. ....	59
<b>Resim 17.</b> %10 MAPTAC örneklerinin bağlantı yüzeylerinin SEM fotoğrafları. ....	60
<b>Resim 18.</b> %15 MAPTAC örneklerinin bağlantı yüzeylerinin SEM fotoğrafları. ....	60
<b>Resim 19.</b> %5 METMAC örneklerinin bağlantı yüzeylerinin SEM fotoğrafları. ....	60
<b>Resim 20.</b> %10 METMAC örneklerinin bağlantı yüzeylerinin SEM fotoğrafları. ...	61
<b>Resim 21.</b> %15 METMAC örneklerinin bağlantı yüzeylerinin SEM fotoğrafları. ...	61
<b>Resim 22.</b> Kontrol grubu örneklerinin bağlantı yüzeylerinin SEM fotoğrafları. ....	61
<b>Resim 23.</b> %5 MCMS + S örneklerinin bağlantı yüzeylerinin SEM fotoğrafları. ....	62
<b>Resim 24.</b> %10 MCMS + S örneklerinin bağlantı yüzeylerinin SEM fotoğrafları. ..	62
<b>Resim 25.</b> %15 MCMS + S örneklerinin bağlantı yüzeylerinin SEM fotoğrafları. ..	63
<b>Resim 26.</b> %5 DDAC + S örneklerinin bağlantı yüzeylerinin SEM fotoğrafları. ....	63
<b>Resim 27.</b> %10 DDAC + S örneklerinin bağlantı yüzeylerinin SEM fotoğrafları ....	63
<b>Resim 28.</b> %15 DDAC + S örneklerinin bağlantı yüzeylerinin SEM fotoğrafları. ...	64
<b>Resim 29.</b> %5 MAPTAC + S örneklerinin bağlantı yüzeylerinin SEM fotoğrafları. 64	
<b>Resim 30.</b> %10 MAPTAC + S örneklerinin bağlantı yüzeylerinin SEM fotoğrafları. ....	64

<b>Resim 31.</b> %15 MAPTAC + S örneklerinin bağlantı yüzeylerinin SEM fotoğrafları. ....	65
<b>Resim 32.</b> %5 METMAC + S örneklerinin bağlantı yüzeylerinin SEM fotoğrafları.	65
<b>Resim 33.</b> %10 METMAC + S örneklerinin bağlantı yüzeylerinin SEM fotoğrafları. ....	65
<b>Resim 34.</b> %15 METMAC + S örneklerinin bağlantı yüzeylerinin SEM fotoğrafları. ....	66
<b>Resim 35.</b> KONTROL + S örneklerinin bağlantı yüzeylerinin SEM fotoğrafları.....	66

## TABLÖLAR DİZİNİ

<b>Tablo 1.</b> Şu ana kadar bilinen MMP'ler, diğer isimleri ve subtratları.....	25
<b>Tablo 2.</b> Araştırmada kullanılan adezivlerin içerikleri ve eklenecek BISGMA miktarları.....	35
<b>Tablo 3.</b> Primer'ı ve Bonding'i KAM içeren gruplarda mikro gerilim bağlanma dayanıklılık testi bulguları.....	48
<b>Tablo 4.</b> Primer'ı KAM içeren Bonding'i Scotchbond olan gruplarda mikro gerilim bağlanma dayanıklılık testi bulguları .....	50
<b>Tablo 5.</b> Mikro gerilim bağlanma dayanıklılık testi sonucu Primer'ı ve Bonding'i KAM içeren örneklerde oluşan kırılma tipleri ve dağlımları.....	52
<b>Tablo 6.</b> Mikro gerilim bağlanma dayanıklılık testi sonucu Primer'ı KAM içeren Bonding'i Scotchbond olan örneklerde oluşan kırılma tipleri ve dağlımları.....	55

## 1. GİRİŞ

Adeziv materyallerin restoratif diş hekimliği içerisindeki kullanım oranı gün geçtikçe artmaktadır. Hastaların daha fazla estetik restorasyon isteği, diş renkli bu restoratif materyallerin kullanımının artmasına ve gelişimine neden olmuştur.

Adeziv restorasyonlarda uzun dönem klinik başarının sağlanmasında, restorasyon ile diş yapısı arasında güçlü ve devamlı bir bağlantı oluşması çok önemlidir. Amerikan Ulusal Dental ve Kraniyofasiyal Araştırma Merkezi'nin Biyoteknoloji/Rejeneratif Tıp/Biomateryallerdeki 2009-2013 stratejik planına göre, diş rengindeki rezin restorasyonların rezin-adeziv bağlantısının zaman içinde bozulduğu bildirilmiştir. Oluşan sekonder çürüklernedeniyle ortalama olarak 5.7 yıl içerisinde söz konusu restorasyonların değişmesi gerektiğini bildirmektedir (<http://grants.nih.gov/grants/guide/rfa-files/RFA-DE-10-004.html#PartII>, Erişim Tarihi: 20 Mayıs 2012).

Kompozit - dentin bağları ağız içerisinde şiddetli ve yıkıcı kuvvetlere maruz kalırlar. Dentin hibridizasyonu konsepti 1980'lerde ortaya çıktığından bu yana insan in vivo verileri dentin bağlantısının sürekli olmadığını göstermektedir (Nakabayashi et al., 1982, Hebling et al., 2005, Carrilho et al., 2007, Brackett et al., 2009).

Adeziv sistem kullanılan restorasyonların değişimi maliyet gerektiren bir işlemdir ve aynı zamanda sağlam diş yapısının da zarar görmesi olasıdır. Bu yüzden rezin bazlı restorasyonların ömrünü arttıracak yeni metotlar ve materyaller geliştirilmesi gereklidir.

Dentin bağlantısının günümüz bonding teknolojileriyle kullanımında rezin monomer infiltrasyonu sağlamak ve dolayısıyla retansiyonu arttırmak için 0,5 ve 8 µm arasında intertubuler dentin matriksinin demineralizasyonu gereklidir. Asitleme ve yıkama (etch & rinse) ile kullanılan adezivlerdeki asitleme işlemi ve kendinden asitli (self-adeziv) adezivlerin dentine maruz kalması sırası ile endojenöz dentin matriks metaloproteinazları (MMP) aktive olurlar (Pashley et al., 2004, Mazzoni et al., 2006, Nishitani et al., 2006, Tay et al., 2006). Bunlar kalsiyum (Ca) ve çinko (Zn) bağlı hidrolazlardır. Ortamda su bulunduğu takdirde dentindeki kollojen peptitleri içerisinde spesifik peptit bağları yaparlar (Chaussain-Miller et al., 2006). Bunun

sonucunda da hibrit tabakadaki kollojen fibrillerin ileri yıkımı meydana gelir (Hashimoto et al. 2003, Armstrong et al. 2004, Hebling et al., 2005, Carrilho et al., 2007, Brackett et al., 2009).

Dentin matriksi MMP 2,8,9 ve 20'yi içermektedir (Sulkala et al. 2007). Konak kaynaklı (host derived) MMP'ların inhibisyonu rezin-dentin bağlarındaki bozulmanın yavaşlamasına neden olabilir(Pashley et al., 2004, Hebling et al., 2005, Carrilho et al., 2007).

Klorheksidin (KHS) antimikrobiyal aktivitesinin yanı sıra genel bir MMP inhibitörüdür(Gendron et al., 1999). Demineralize dentin %0.2wt KHS ile inkübe edildiği zaman, kollojen dejenerasyonu neredeyse bloke olmuştur(Pashley et al. 2004, Breschi et al 2010). Fakat KHS suda çözünebilir bir yapıya sahiptir. Hibrit tabakadan dışarıya çıkabilir ve uzun dönem MMP inhibisyonunu riske edebilir.

Kuarterner amonyum bileşikleri antimikrobiyal özelliğe sahiptir (Pernak et al. 2001)ve bu bileşikler dental rezinler ile bileşik yapabilirler (Imazoto et al., 1997, Xiao et al., 2008, Imazato 2009, Namba et al., 2009).

KHS'e benzer olarak bu bileşiklerde suda çözünebildikleri için, bağlı ara yüzden dışarı çıkabilirler. Fakat 12-methacryloyloxydodecylpyridinium bromide (MDPB)gibi polimerize olan kuarterner amonyum metakrilat(KAM)'ların adeziv monomerleri ile kopolimerizasyonu yararlı olabilir (Imazato et al., 2009, Imazato et al., 1997, Imazato et al., 2007, Li et al. 2009).

KAM içeren dental adezivlerin dentindeki MMP'ları inhibe ettiği daha önce yapılan çalışmalarda gösterilmiştir (Tezvergil-Mutluay et al., 2011).

Bu çalışmada farklı konsantrasyonlarda KAM içeren dental adezivlerin sağlam dentine bağlantı dayanımları mikro gerilim (micro tensile) bağlantıdayanımı test yöntemi kullanılarak incelenmiş ve elde edilen sonuçlar bağlanma ara yüzeyinin SEM görüntüler eşliğinde değerlendirilmiştir.



## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Adezyonun Tanımı

Adezyon iki farklı yüzeyin moleküller arasındaki çekim kuvvetleriyle birbirine bağlanmasıdır. Adezyonu oluşturan maddeye “adeziv”, adezivin uygulandığı maddeye ise “aderent” denir. Bu durumda kullandığımız bonding ajanlar adeziv, mine ve dentin yüzeyleri ise aderent olarak kabul edilebilir. Adezyon 3 farklı mekanizma ile temin edilir (Nakabayashi and Pashley 1998, Dayangaç B. 2000):

- Fiziksel Adezyon: Van der Waals kuvvetleri veya diğer elektrostatik etkileşimler sonucu farklı yapıdaki düz yüzeyler arasında gerçekleşen zayıf bir bağlanmadır.

- Kimyasal Adezyon: İyonik, kovalent ve mekanik bağlar gibi primer birleşme kuvvetlerini esas alan, farklı yüzeylerin atomları arasında oluşan zayıf bir bağlanmadır.

- Mekaniksel Adezyon: Geometrik ve reolojik etkenlere bağlı olarak düzensiz yüzeyler arasında meydana gelen güçlü kilitlemedir.

Başarılı bir adezyon sağlanabilmesi için; aderentin ıslanabilirliği iyi olmalı, adezivin değme açısı mümkün olduğunca küçük olmalı, adezivin yüzey gerilimi aderentin kritik yüzey gerilimi değerine eşit veya daha az olmalıdır. Bu özellikler bakımından mine dentine göre daha iyi bulunmuştur (Christensen 1992).

#### 2.1.1. Mineye Adezyon

Mine dokusu ağırlıkça %95 inorganik, %4 organik, %1 su; hacimce ise %86 inorganik, %2 organik, %12 su içeriğe sahiptir. Mine dokusu bu özellikler itibarıyla dentinden daha fazla inorganik madde içerir, daha yüksek yüzey enerjisine sahiptir ve hidrofobik adezivlerin bağlanmasına daha elverişlidir (Dayangaç B. 2000, Van Meerbeek et al. 2001).

Buonocore 1955'te asit-etch tekniğini tanıtarak resin materyallerin mineye retansiyonunu arttırmıştır. Asit-etch işlemi sayesinde minede 13,7-21,6 MPa'lık bağlanma dayanımı sağlanmıştır (Stanford 1985).

Minenin asitle pürüzlendirilmesi, 10 µm'lik mine yüzeyini uzaklaştırır ve 5-50 µm derinliğinde poröz bir tabaka oluşturur, ayrıca minenin ıslanabilirliğini ve yüzey alanını artırır. Düşük viskoziteli bir rezin uygulandığında, interprizmatik boşluklara penetrasyonu sonucu makro-rezin tagların oluşması ve intraprizmatik alanlarda ise daha küçük resin uzantıları olan mikro-rezin tagların oluşması ile mikromekanik bir bağlantı meydana gelir (Gwinnett 1971, Retief 1973).

### **2.1.2. Dentin Dokusunun Özellikleri ve Dentine Adezyon**

Dentinin kimyasal yapısı ağırlıkça %70 inorganik, %18 organik ve %12 su; hacimce %50 inorganik, %25 organik, %25 su içermektedir (Duke et al., 1990, Van Meerbeek et al. 1992).

İnorganik yapının büyük bölümünü oluşturan hidroksiapatit kristalleri, başlıca kollajenden ibaret olan organik matriks içine rastgele dağılmıştır.

Dentin içerisinde içi sıvı dolu çok sayıda tübül vardır. Tübüller iyi mineralize olmuş peritübüler dentinle sarılmıştır. Tübüller arasında mineralizasyonları peritübüler dentinden daha az olan intertübüler dentin bulunur. Hücre gövdeleri pulpa odası çeperine sıralanmış odontoblastların protoplazmik uzantıları ve dentin lenfi ile dolu olan tübüller, pulpadan başlayıp dentin içerisinde geçerek mine dentin sınırına ulaşırlar. Tübüller içerisindeki sıvı yaklaşık 25-30 mmHg (34-40 cmH<sub>2</sub>O)'lık intrapulpal basınç ile pulpadan dış yüzeye doğru itilir. Bu nedenle dentin dokusu kurutulsa bile tekrar nemli hale gelmektedir(Swift et al., 1995, Marshall et al., 1997).

Dinamik yapıda olan dentinde devamlı bir sıvı alış verişi vardır. Açılmış dentinde tübüller içerisindeki sıvının pulpadan dışarıya doğru olan hareketine "transdental geçirgenlik" denir. Transdental geçirgenlik dentinin yapısına ve kimyasal içeriğindeki bölgesel farklılığa bağlı olarak değişkenlik göstermekte, dentin yüzeyinin sürekli nemli olmasına ve dentin hassasiyetine neden olmaktadır (Pashley and Carvalho 1997, Kwong et al., 2000).

Dentin adezyonunda rol oynayan başlıca etkenler; dentin içeriği (dentin tübüllerinin yoğunluğu, çapı, peritübüler ve intertübüler dentin oranı), dentin kalınlığı ve yapısı (demineralize veya sklerotik), smear tabakası ve yaştır. Bu etkenler dentin geçirgenliğinde bölgesel farklılıklar oluşturur. Derin ve yüzeyel

kavitelerde dentin tübülü çap ve sayısındaki farklılıklar, adeziv bağlanma dayanıklılığını etkiler. Pulpayakınındaki dentinin hacimce %28'ini oluşturan tübüller, mine-dentin sınırındaki dentinin %4'n kapsar. Ayrıca pulpa yakınındaki tübül sayısı (mm<sup>2</sup>de 45.000) ve çapı (25 µm), mine-dentin sınırındaki tübül sayısı (mm<sup>2</sup>de 20.000) ve çapına (0.8 µm) oranla daha fazladır. Bu faktörlerle beraber bölgede dentin dokusunun daha ince olmasına bağlı olarak geçirgenliğin artması, pulpaya yakın derin dentin yüzeylerinde adeziv bağlanma dayanıklılığının daha düşük olmasına neden olur(Erickson 1997, Van Meerbeek et al. 2001).

Yüzeyel dentinde %96 intertübüler dentin, %3 peritübüler dentin ve %1 su bulunurken; pulpa yakınındaki derin dentinde %12 intertübüler dentin, %66 peritübüler dentin ve %22 oranında da su bulunmaktadır. Ortalama mineral içeriği dentinin derinliği ile değişmemesine rağmen kollajenden zengin intertübüler dentinin miktarı dentin derinliği arttıka azalmakta, hipermineralize peritübüler dentin miktarı ise artmaktadır. Dentinin hacmi başına kollojen miktarı da yüzeyel dentinden derin dentine doğru azalmaktadır (Nakabayashi and Pashley 1998, Dayangaç 2000).

Dentinin yapısı fırça abrazyonu, erozyon, bruksizm, travmatik okluzyon, çürük ve yaşa bağlı olarak da fizyolojik ve patolojik değişikliklere uğramaktadır. Odontoblastlar bu etkenlere karşı dentini kristal birikintileri ile tıkararak tübülleri daraltır ve asidedirenli sklerotik dentin oluştururlar. Bu bölgelerde rezinin dentine penetrasyonu sınırlıdır, bu da bağlanmayı olumsuz yönde etkilemektedir. Servikal bölge lezyonlarında ise adeziv başarısızlığın bir diğer sebebi bruksizm ve diğer istenmeyen okluzal kuvvetlerin servikal bölgede neden olduğu stres birikimidir(Van Meerbeek et al., 1992, Swift et al., 1995).

Dentine bağlanmayı etkileyen en önemli faktörlerden birisi de smear tabakasıdır. İlk defa 1917 yılında tanımlanan bu tabaka Eick et al. (1992)tarafından, kavite preparasyonu sırasında frez ya da benzeri kesici el aletleri ile yapılan kesme ve aşındırma işlemleri sonucunda dentine yapışık bir halde ortaya çıkmakta ve yapısında inorganik dentin parçacıkları, denature kollojen, odontoblast uzantıları, kan hücreleri, bakteri ve tükürük içermektedir. Smear tabakası yaklaşık 1-5 µm kalınlıkta olup gözenekli ve amorf görünümdedir. Bu tabaka adeta bir difüzyon bariyeri gibi görev yaparak dentin yüzeyini örter, dentin tübüllerinin ağızlarını

kısmen tıkayıp 1-2 µm'lik smear tıkaçları (smear plug) oluşturur. Böylece tübül içindeki sıvı hareketlerini ve dentin geçirgenliğini azaltır, ağız sıvılarının, mikroorganizma ve toksinlerinin pulpaya difüzyonuna engel olur. Bu tabakanın kalınlığındaki değişkenlik dentin geçirgenliğinde farklılıklara neden olur.

Adeziv bağlanmada etkili olan bu tabakanın uzaklaştırılması veya modifiye edilmesi ile ilgili çeşitli görüşler vardır. Smear tabaka kaldırılmadan önce ve kaldırıldıktan sonra yapılan bağlantı kuvveti çalışmalarında yüksek bağlanma kuvveti elde edebilmek için bu tabakanın uzaklaştırılması gerektiği ortaya çıkarılmıştır. Bununla beraber kompleks kimyasal yapıya sahip adezivlerin kullanımı ile smear tabaka varlığında da dentine sıkı bir bağlanma mümkün olmuştur (Joynt et al., 1991).

Total-etch sistemlerde smear tabakası fosforik asit uygulaması ve asidin yıkama işlemi ile tamamen uzaklaştırılırken, self-etch sistemlerde smear tabakasının modifikasyonu asidik primerin şiddetine bağlıdır (Van Meerbeek et al., 2003).

Dentine bağlanmayı etkileyen bir diğer faktör de kompozit rezinlerin polimerizasyon büzülmesidir. Kompozit rezinlerde hacimce %2-3 kadar olan polimerizasyon büzülmesi temel olarak doldurucu içeriğine bağlıdır. Mikro dolduruculu kompozitler, makro doldurucu içeren kompozit rezinlerden daha fazla büzülürler. Ancak mikro dolduruculu kompozitler daha düşük esneklik modülüne sahiptir ve düşük esneklik modüllü kompozit rezinler akıcılıklarıyla polimerizasyon büzülme streslerini biraz azaltabilirler. Yüksek esneklik modüllü materyaller ise akıcı değildir. Bu yüzden polimerizasyon büzülme streslerini daha az kompanse edebilirler. İlave olarak yoğun doldurucu içeren kompozit rezinler kuvvetlere maruz kaldıklarında esnemezler ve bu kuvvetleri bağlantı ara yüzeyine iletirler (Swift et al., 1995, Hasegawa et al., 1999).

Dentin adezivlerin uygulanması kavite duvarı ile rezin arasında elastisite modülü düşük, yapay elastik bir duvar oluşturur. Bu duvarın reziliensi büzülme streslerini azaltır. Dentin adezivlerin polimerizasyon büzülme streslerini karşılayabilmesi için en az 17 MPa'lık bağlanma direnci olması gerektiği bildirilmiştir. Günümüzde bonding sistemlerin gelişmesiyle bu bağlantının

güçlendirilmesi, polimerizasyon büzülmesinin etkilerini azaltmaktadır (Dayangaç 2000).

## **2.2. Dentin Adeziv Sistemleri**

Dentin adezivleri, dentin ile rezin yüzeyler arasındaki ayrımı önlemek, restorasyonun tutuculuğunu sağlamaya yardımcı olmak, mikrosızıntıyı önlemek ve dentin tübüllerinin örtülmesini sağlayarak operasyon sonrası hassasiyeti engellemek amacıyla geliştirilen, dentin ve kompozit rezinle bağlanabilen ara materyallerdir (Youngson and Gray 1992).

Dentin adeziv sistemleri genel olarak 3 aşamada uygulanır.

Bunlar:

- 1- Dentin yüzey koşullarının değiştirilmesi (Dentinin asitlenmesi, Dentin conditioning)
- 2- Adezyonu güçlendiren ajanların kullanılması (Primer uygulaması)
- 3- Bağlayıcı ajanın demineralize dentin yüzeyine infiltrasyonu (Bonding uygulaması, Dentin adeziv uygulaması)

### **2.2.1. Dentin Conditioner**

Dentin yüzey koşullarının değiştirilmesindeki amaç, dentin bonding ajanlarının kimyasal ve mikromekaniksel bağlanmalarını sağlayacak uygun bir dentin yüzeyi oluşturmaktır. Dentin conditioner olarak günümüzde yaygın olarak asitler kullanılmaktadır. İlk olarak Fusayama et al. (1979) tarafından %37'lik fosforik asidin özellikle mine yüzeyindeki smear tabakasının uzaklaştırılmasında etkili olduğu belirtilmiştir.

%37'lik fosforik asidin 5 saniyede smear tabakasını uzaklaştırdığı, 30 saniyede dekalsifikasyona, 60 saniyede ise pulpa irritasyonuna neden olduğunu gösterilmiş, %10'luk fosforik asidin ise pulpada irritasyon oluşturmadığını bildirmiştir (Dayangaç 2000).

Dentin bonding sistemlerinde pek çok farklı asitleme ajanları değişik konsantrasyonlarda kullanılmıştır. Bunlardan bazıları; fosforik asit, nitrik asit, sitrik

asit ve ferrik kloritin kombinasyonu, sitrik asit ve kalsiyum kloritin kombinasyonu, oksalik asit ve alüminyum tuzlarının kombinasyonu ve maleik asittir. Son yıllarda self-etching primer dediğimiz sistemlerde ise primer'le kombine biçimde bazı asitler kullanılmıştır. Bunlar ise; Phenyl-P (2-methacryloyloxyethyl phenyl phosphoric acid), PENTA (dipentaerythritol pentaacrylate monophosphate), maleik asit, 4-AETA (4-Acryloyloxyethyl trimeric acid) ve GPDM (Glycerophosphoric acid dimethacrylate)'dir (Bertolotti 1992, Pashley et al., 1992).

Asit uygulandığında smear tabakası uzaklaştırılır, smear tıkaçları ortadan kalkar, dentin tübülleri içerisindeki dentin sıvısının dentin yüzeyine doğru hareket etmesiyle dentin yüzeyinin nemliliği artar. Dentin geçirgenliği (transdental permeability); asidinkonsantrasyonu, türü ve etki süresine bağlı olarak 5-20 kat artar. Dentin dokusuna uygulanan asit; çözünebilir mineralleri eriterek dentin yüzeyinden uzaklaştırır, kollojen lifler mineral desteğini kaybederek büzülür ve fibriller arasındaki 15-20 nm'lik mesafe azalır. Dolayısıyla adeziv rezinin kollojen fibriller arasına girmesi zorlaşır. Asitleme işleminden sonra dentin yüzeyi su ile yıkandığında, çözünen apatit kristallerinin yerini su alır ve fibriller arası mesafe aynı kalır. Demineralize dentinin hacimce %70'i (intertübüler dentinin %50'si) su ile kaplanır. Rezinin kollojen lifler çevresinde bulunan su ile yer değiştirmesi intertübüler infiltrasyonu oluşturur (Charlton and Beatty 1994, Kanca 1998).

Asidiksölüsyonlar dentin tübüllerinin biçimlerini de etkiler. Dentin tübüllerinin ağız kısımlarını huni biçiminde açar ve genişletir, peritübüler dentini ortadan kaldırarak, intertübüler dentinin yaklaşık 3-7 µm derinlikte dekalsifiye olmasını sağlar. Böylece porözite artar, kollojen ağı açılarak monomerin tübüllerin içine infiltrasyonu (intratubuler permeability) kolaylaşır. Bu infiltrasyonda dentin sıvısının varlığı etkilidir. İntertübüler dentinin dekalsifikasyonu ise rezinin intertübüler infiltrasyonunu(intertubuler permeability) sağlar. Bu tür infiltrasyonda ise yüzeysel porözite etkilidir (Tay et al., 1994, Tay et al., 1996).

Asitlerin dentin yüzeyinde yaptıkları dekalsifikasyon (demineralizasyon) derinliği; asidin türüne, konsantrasyonuna, etki süresine, viskozitesine ve dentin derinliğine bağlı olarak değişir. Derin dentinde daha fazla demineralizasyon gözlenmektedir. Dentinde dekalsifikasyon sırasında oluşan derinlik, monomer

infiltrasyonundan daha fazla olmamalıdır. Fusayama (1990) monomerin etkili olabilmesi için 10 µm'lik bir dekalsifikasyon derinliğinin yeterli olduğunu göstermiştir (Bertolotti 1992, Brönström and Johnson 1974).

Asit solüsyonların rezin bağlanma dayanıklılığını arttırmalarına karşın bazı olumsuz etkileri de görülebilir. Dentin geçirgenliğindeki artma sonucu, mikroorganizma ürünlerinin pulpaya geçişi kolaylaşır ve pulpa irritasyonlarına neden olur. Pulpa irritasyonlarının oluşmasında; asidin konsantrasyonu, türü, etki süresi, dentin kalınlığı, hastanın yaşı ve rezinin uygulanma şekli etkilidir. Ayrıca kalsiyum ve fosfor iyonlarının çökmesi demineralize matriksin pörözitesini azaltır, kollojenin denaturasyon eğilimini artırır. %37'lik fosforik asidin normal dentin kollojenini %10'luk sitrik asitten daha fazla denature ettiğini, %10'luk sitrik asite %3 ferrik klorit ilavesinin dentin kollojenini asitlerin denature edici etkisinden koruyucu etki sağladığını bildirmiştir(Nakabayashi and Pashley 1998).

### **2.2.2. Dentin Primer**

Dentine bağlanmada asitleme işlemiyle dentinal geçirgenliğin artırılması ve kollojen fibrillerin açığa çıkarılması çok önemlidir. Ancak asit uygulaması ile dentinin yüzey gerilimi değerinde bir düşme görülür ve bu da adezyonu olumsuz yönde etkiler. Bunu ortadan kaldırmak için dentinin yüzey enerjisini arttıran primer denen ajanların kullanımı gündeme gelmiştir (Gonçalves et al. 1997).

Causton tarafından 1982 yılında tanımlanan primer; hidrofilik nemli dentin yüzeyi ile hidrofobik rezin arasındaki bağlantıyı sağlayabilmek için uygulanan, adezyonu iyileştirici ajanlar olarak tanımlanabilir (Van Meerbeek et al., 2001).

Primer'ler su, aseton, etanol gibi solüsyonlar içinde bulunan HEMA (hydroxyethyl methacrylate), PMDM (pyromellitic diethylmethacrylate), BPDMA (biphenyl dimethacrylate) ve NTG-GMA (N-tolyl glycinoglycidylmeth-acrylate) , 4-META (4-methacryloyloxyethyl trimellitate anhydride) gibi çok düşük viskozitedeki hidrofilik rezin monomerlerden oluşurlar. Son zamanlarda geliştirilen self-etching ve self-priming sistemler ise polimerizasyonu başlatıcı maddeler ve daha viskoz primer'ler içerebilmektedirler (Erickson 1992).

HEMA, BPDM ve 4-META gibi primer moleküller, hidrofilik ve hidrofobik olmak üzere iki farklı fonksiyonel grup içerirler. Hidrofilik gruplar (karboksil gruplar), suyu sevmeleri sayesinde nemli dentin yüzeyine afinite gösterirler. Asitlemeden sonra dentin yüzeyi nemli bırakılırsa, buradaki suyla yer değiştirerek kollojen lifler arasına girerler. Asitlemeden sonra dentin yüzeyi aşırı kurutulursa öncelikle büzülmüş kollojenağını genişletir ve böylelikle kollojen ağı içine girerler. Hidrofobik gruplar (metakrilat gruplar) ise dentin yüzeyinin üst kısmında kalırlar ve adeziv rezine afinite göstererek onunla kopolimerize olurlar (Eliades et al., 1999).

Primer'lerin temel görevleri; dentinin ıslanabilirliğini arttırmak, büzülmüş kollojen ağı içine girerek onu önceki boyutuna getirmek ve dentinin yüzey enerjisini arttırmaktır. Kısacası hidrofilik dentinle hidrofobik rezinden oluşan iki farklı kimyasal yapıyı birbirleriyle uyumlu hale getirmektir (Nakabayashi and Pashley 1998).

### **2.2.3. Hibrit Tabaka**

Dentin yüzeyinin asidik conditioner ile demineralizasyonunu takiben bu bölgeye düşük viskoziteli monomerlerin girmesi ve polimerize olmasıyla oluşan, kollojen ağı ile rezinin iç içe geçtiği 1-5 µm kalınlığındaki ara tabakaya “hibrit tabaka” (interdiffusion zone, interpenetration zone, rezin-reinforced zone), hibrit tabakanın meydana gelme sürecine ise “hibridizasyon” denir. İlk olarak Nakabayashi (1991) tarafından tanımlanmıştır (Nakabayashi and Pashley 1998).

Bu bölgenin fiziksel ve kimyasal özellikleri diş yapısından çok farklıdır. Çünkü bu tabaka diş ve rezinin moleküler düzeyde karışımından oluşmuş hibrit bir bölgedir. Yani kimyasal olarak farklı iki materyalin üç boyutlu kombinasyonundan oluşmuş bir ara bölgedir ve bu yapı iki farklı materyalin ayrı ayrı sundukları özelliklerden (sıkıştırmaya dirençli rezin, çekmeye dirençli kollojen fibriller) daha iyi özellikler sunar (Nakabayashi et al., 1982, Nakabayashi and Pashley 1998).

Yüksek kalitedeki bir hibrit tabakasının asitlere, tekrarlayan çürüklere karşı dirençli olduğu, mikrosızıntıyı önlediği, dentin tübüllerini daraltarak dentin ve pulpa dokusunu koruduğu bildirilmiştir. Hibrit tabaka aynı zamanda kompozit rezin ve dentin arasında orta dereceli bir elastisite modülüne sahiptir. Böyle elastik bir



bağlanma bölgesi, büzülmüş kompozit rezin ve rijit dentin yapısı arasında stresi azaltma yeteneğindedir. Bu durum, dentine bağlantının korunmasını, marjinal bütünlüğü ve restorasyonların retansiyonunu geliştirebilir (Uno and Finger 1995).

Hibrit tabakasının oluşumu, günümüz bonding sistemlerinin ana adezyon mekanizmasını meydana getirmektedir ve güçlü bir bağlantı sağlamada kaliteli bir hibrit tabakasının oluşumu çok önemlidir. Tarama elektron mikroskopisi (SEM)'nde hibrit tabakası ve rezin uzantılarının farklı morfolojide ve kalınlıkta bulunmasının; uygulanan materyale, dentin bölgesine ve dentinde oluşturulan demineralizasyon derinliğine bağlı olduğu tespit edilmiştir. Çalışmalar, dentin dekalsifikasyonunda kullanılan asitlerin hibrit tabaka kalınlığını etkilediğini ancak rezinin bağlanma dayanıklılığı ile hibrit tabaka kalınlığı arasında bir ilişkinin bulunmadığını göstermiştir (Van Meerbeek et al., 1992, Prati et al., 1998, Griffiths et al., 1999).

Geleneksel olarak SEM ile gösterilen rezin-dentin interdiffüzyon bölgesinin ultramorfolojik yapısı içerisinde, Van Meerbeek et al. (1993) tarafından transmisyon elektron mikroskopisi (TEM) ile farklı bölgeler belirlenmiştir.

TEM'de "halı kılı" görüntüsü olarak adlandırılan yapı adeziv rezinle kollojen fibrillerin gevşek bağlantısı sonucu ortaya çıkar. Bu görüntüye çoğunlukla asidik primerle dentin yüzeyi ovularak muamele edildiğinde rastlanılır. Gözlenen bir diğer yapı "tübül duvarı hibridizasyonu" dur ve peritübüler mineralize dentinal matriksin asitleme işlemi ile tübül duvarından kaldırılması sonrası, adeziv rezinin bölgeye penetrasyonu oluşur. Tübül duvarı hibridizasyonu, hibrit tabakasının zayıf olduğu alt ve üst yüzeylerde rezin tagların koparak ayrılması durumunda, pulpa-dentin kompleksini mikrosızıntıya ve mikroorganizma geçişine karşı çok etkili bir şekilde örtmektedir. Diğer bir hibrit yapı ise tübüllerin lateral dallanmalarını örten çok ince hibrit tabakaların oluşumudur ve "lateral tübül hibridizasyonu" adını almaktadır.

Dentine bağlanmada intertübüler hibrit tabakanın intratübüler rezin taglara göre çok daha önemli rolü vardır. Bu nedenle de pulpaya yakın olan bölgede intertübüler alanın daha az olması, bağlanmanın zayıflığına neden olmaktadır (Gökçalp ve Kiremitçi 2001).

Rezin dentin arasında bu bağlanma bölgesinin sürekliliği ile ilgili önemli bir problem, güçlü ve aşırı asit uygulamasıyla oluşankollojen denaturasyonu veya

açılmış kollojen ağının üst kısmında arta kalmış smear tabakasının, rezinin kollojen fibriller arasına tam olarak girmesini engellemesiyle oluşmaktadır (Van Meerbeek et al., 1993, Pashley et al., 1993).

Rezin-dentin bağlantısının gücünü ve sürekliliğini etkileyen diğer önemli bir parametre ise, rezinlerin polimerizasyon derecesidir. Rezin monomerler demineralize dentine infiltrasyonları sonrası yeterli derecede polimerize olamadıklarında, rezin-dentin bağlantısının sürekliliğinin bozulacağı bildirilmiştir (Van Meerbeek et al. 2001).

#### **2.2.4. Adeziv Rezin**

Bonding ajan olarak da isimlendirilen adeziv rezin temel olarak Bis-GMA (bisphenol A diglycidyl methacrylate) ve UDMA (ürethane dimethacrylate) gibi hidrofobik monomerlerden, TEG-DMA (triethylene glycol-dimethacrylate) gibi viskozite düzenleyicilerden ve HEMA (2-hydroxyethyl methacrylate) gibi ıslanabilirliği arttıran hidrofilik monomerlerden oluşmaktadır (Van Meerbeek et al. 2001).

Esas görevi rezin-dentin hibrit tabakasının stabilizasyonu ve “rezin tag” olarak adlandırılan rezin uzantılarının oluşumudur. Aynı zamanda adeziv rezinler kompozit rezinlerin polimerizasyon büzülmesini kompanse ederek ayrılmayı önlerler ve gelen kuvvetleri absorbe ederler (Erickson 1992).

Yüzey koşulları conditioner kullanılarak değiştirilmiş ve primer uygulanmış dentin yüzeyine uygulanan bonding ajan, polimerize olmamış adezyon yükseltici moleküllerle kopolimerize olur. Böylece kollojen fibriller ile hidroksiapatit kristallerini çevreleyen ve bunlar içine girmiş polimerlerle bağlantı oluşumu tamamlanır. Yani, adeziv rezin sadece dentin tübüllerine değil aynı zamanda açığa çıkan kollojen fibrillerin arasındaki boşluklara da girer. Sonuçta oluşan bağlantının kalitesi tüm demineralize dentin boyunca adeziv rezinin infiltrasyon yeteneğine bağlıdır (Van Meerbeek et al. 2001).

Bonding ajan polimerize edildikten sonra yüzeyinde havanın polimerizasyonu inhibe etmesi nedeniyle yapışkan, ince bir tabaka oluşur (surface-reactive air-

inhibited layer) ve bu tabaka bonding ajanla rezin arasındaki bağlanmayı olumlu yönde etkiler (Dayangaç 2000).

Uygulama amacına bağlı olarak adeziv rezinlerin bir kısmı kimyasal olarak (self-cured), bir kısmı ışıkla (light-cured), bir kısmı ise hem kimyasal hem de ışıkla (dual-cured) polimerize olurlar (Dayangaç 2000).

### **2.2.5. Rezin Tag**

Açık dentin tübülleri içerisine doğru yönelen adeziv rezin uzantılarına verilen addır. Adeziv rezin, 2-4 µm genişlikteki tübüller içerisine ve 0.2 µm genişlikteki tübüller arasındaki lateral kanallara girebilir (Nakabayashi and Pashley 1998).

Rezin tagların kendilerini çevreleyen tübül duvarlarına sıkıca bağlanamadıkları durumlarda bağlanma kuvvetine katkı sağlayamadıkları bilinmektedir. Bu nedenle rezin uzantıları etraflarındaki intertübüler dentinle hibridizasyon oluşturabilmelidir. Peritübüler dentinal matriksin dekalsifikasyonu ve kollojen fibrillerin açığa çıkarılmasıyla rezin infiltrasyonu için tübül duvarının yüzey alanı arttırılmaktadır. Uygulanan rezin tübül lümeninden demineralize intertübüler dentin içine difüzyon yoluyla girerek hibridizasyon oluşturur. Bu şekilde oluşan rezin uzantılarının hem tübülleri kapattığı hem de rezin retansiyonuna katkıda bulunduğutespit edilmiştir(Ferrari and Davidson 1996, Yaluğ 1999).Dentin yüzeyine adaptasyonu tam olan bağlayıcı ajan, 10 µm uzunluğunda taglar oluşturabilirse, 22-35 MPa değerinde klinik olarak kabul edilebilir bir bağlanma dayanıklılığı temin edilebildiği bildirilmiştir (Dayangaç 2000).

İdeal bir dentin adeziv sistemin, oluşturduğu hibrit tabaka ve rezin taglardaki bağlanma sayesinde diş-resin arasındaki mikro sızıntı ve sekonder çürük oluşumunu azaltması beklenmektedir.

## **2.3. Dentin Bonding Sistemlerinin Gelişimi ve Sınıflandırılması**

### **2.3.1. Kuşaklara Göre Sınıflama**

#### **2.3.1.1. I. Kuşak Dentin Bonding Sistemler**

Buonocore et al. (1956), gliserofosforik asitin kullanımıyla dimetakrilat içeren rezinin asitlenmiş dentine bağlanabildiğini göstermişlerdir. Biyofonksiyonel rezin molekülüyle hidroksiapatitin kalsiyum iyonları arasındaki etkileşim sonucu bağlanma olduğu düşünülmüştür (Buonocore et al. 1956).

Bowen (1965), N-phenyl glycin glycidyl methacrylate (NPG-GMA) kullanarak dentine bağlanmayı denemiştir. Bu molekülün bir ucunun dentine bağlanırken diğer ucunun kompozit rezine bağlanabileceğini göstermiştir. Bu sistemde dentinal adezyon artmış ancak bağlanma yine yetersiz bulunmuş ve makaslama bağlanma direnci yalnızca 2-5 MPa olarak bulunmuştur.

Diğer bir şekilde tanımlanırsa bu nesil adeziv sistemler gliserofosforik asit dimetakrilat siyanoakrilatlardır. Poliüretanlar ve N-Fenilglisilin ve Glisidil Metakrilat (NPG-GMA) türevleridir. Metakrilat gruplar akrilik restoratif rezinlere bağlanma gösterirler. Gliserofosforik asit dimetakrilatın hidroliz problemi, siyanoakrilatların kütle polimerizasyonundaki zorluğu bu bonding ajanların klinikte başarıyla kullanımını engellemiştir (Joynl and Davis 1991).

Bu sistemle yapılan çalışmalarda dentine bağlanma dirençlerinin zayıf olduğu bulunmuştur ve geleneksel bağlanma sistemleriyle kıyaslandığında mikrosızıntıyı önlemede bir gelişme sağlamadığı görülmüştür (Latta and Barmeier 1998, Öztürk ve Aykent 2001).

#### **2.3.1.2. II. Kuşak Dentin Bonding Sistemler**

1970'lerin sonunda ana maddesi doldurucusuz rezinin halofosfor esterleri, Bis- GMA veya HEMA olan dentin bonding ajanlar üretilmiştir (Causten 1984).

Bu bonding ajanların bağlanma mekanizması klorofosfat grupları aracılığıyla dentinal kalsiyuma iyonik bağlanmadır (Causten 1984).

Smear tabakası üzerine direkt olarak uygulanan bu sistemde amaç; dentin yüzeyi üzerine dentin sıvısının akışını ve dentin geçirgenliğini önleyerek, bonding sistemlerin smear tabakasına ve alttaki dentinin kalsiyum iyonlarına geçebilmesini sağlamaktır (Burke and McCaughey 1995).

Bu ürünler ilave edilen kollojen ve smear tabakasına bağlanma özelliklerinden dolayı dentine 10 MPa'dan fazla bağlanma dayanıklılığı göstermektedir ancak bağlanma dayanıklılığı kompozitin polimerizasyon büzülmesine karşı koyamadığından restorasyon etrafında gap formasyonu meydana gelmektedir (Eliades et al., 1985).

İkinci kuşak sistemlerin zayıf bağlanmasının esas nedeni dentin yerine smear tabakasına tutunmalarıdır (Davidson and DeGee 1984).

Ağız ortamında hidroliz olmaları ve dentin-sement birleşiminde mikrosızıntıyı önleyememeleri bu sistemin başarısızlığına yol açmıştır (Dayangaç 2000).

### **2.3.1.3. III. Kuşak Dentin Bonding Sistemler**

Birinci ve ikinci kuşak adezivler dentinin inorganik yapısına bağlanabilme amacı ile geliştirildiğinden istenilen başarı elde edilememiştir. Çözüm olarak adezivlerin yapısına suda çözünebilir glutraldehit ve yüzey aktif HEMA monomerleri ilave edilmiş ve dentin kollojeninin amino grupları ile de bağlanma sağlanabilmiştir (Dayangaç 2000).

1984 yılında geliştirilen üçüncü kuşak sistemlerde dentinin asitle pürüzlendirilmesi sonucu smear tabakası modifiye edilmiş veya tamamen kaldırmıştır. Bağlanmanın ana mekanizması intertübüler, intratübüler ve peritübüler dentinin ilk 1-5 µm'sine mikromekanik bağlanmadır. En önemli karakteristik özelliği çok basamaklı uygulamalar içermesidir. Asitleme işlemiyle smear tabakasının kaldırılması veya çoğunlukla modifiye edilmesini takiben, hidrofilik primer ve adeziv rezin uygulanmaktadır (Retief and Denys 1989).

Üçüncü kuşak sistemlerde dentine bağlanma direncinde ikinci nesile göre önemli gelişmeler sağlanmış ve 14-20 MPa arasında bağlanma dayanımı elde

edilmiştir. Ayrıca mikrosızıntıyı azaltmada daha başarılı sonuçlar elde edilmiştir (Barkmeier and Cooley 1992).

Bu grubun kimyası 2. jenerasyondan çok farklıdır. Karakteristik özelliği; çok basamaklı uygulamalar içermesidir. Bonding sistemin uygulanmasından önce dentine asitleme işlemi uygulanır. Kullanılan asitler smear tabakasını ya modifiye eder ya da ortadan kaldırır. Daha sonra hidrofilik primer ve bonding sistem uygulanır (Latta and Barmeier 1998).

#### **2.3.1.4. IV. Kuşak Dentin Bonding Sistemler**

Smear tabakasının tamamen kaldırılması 4. kuşak bonding sistemlerle başarılmıştır. Fusayama ve arkadaşları,1979'da mine ve dentine bağlanmayı arttırmak için tüm kaviteyi %40'luk fosforik asitle asitlemişlerdir (Fusayama et al., 1979).

Nakabayashi et al. (1982) polimerize edilmiş metakrilatın %10'luk sitrik asitle demineralize edilmiş dentine penetre olduğunu ve bir hibrit tabakasının oluştuğunu bildirmişlerdir(Nakabayashi et al., 1982).

“Total etch” tekniğinin kullanılması 4. kuşak bonding sistemlerin karakteristik özelliğidir (Nakabayashi et al., 1982).

Üç aşamalı olarak uygulanan bu teknikte önce mine ve dentin %32-37'lik fosforik asit kullanılarak pürüzlendirilmektedir. Asitleme işleminin ardından düşük molekül ağırlığındaki primer solüsyonu kullanılmakta, son basamakta ise düşük viskoziteli, dolduruculu ya da doldurucusuz bir bonding rezin uygulanmaktadır (Gwinnett 1993, Diaz-Arnold et al., 1999).

Dördüncü nesil sistemlerin dentine minedekine benzer şekilde yüksek bağlanma dayanımı sağladığı, iyi bir marjinal bütünlük ve sızdırmazlık temin edildiği tespit edilmiştir. Bağlanma dayanımları 17-26 MPa olan dördüncü kuşak sistemler ayrıca metale ve porselene de bağlanma özelliği göstermektedir (Diaz-Arnold et al. 1999, Van der Vyver and De Wet 2000).Ancak uygulamalarının teknik hassasiyet gerektirmesi bir dezavantaj olarak klinisyenlerin karşısına çıkmaktadır.

### 2.3.1.5. V. Kuşak Dentin Bonding Sistemler

Çok basamaklı sistemlerin (multi-step) uygulama basamaklarını azaltmak ve kolaylaştırmak amacıyla primer ve adeziv rezin birleştirilerek tek şişe içinde kullanıma sunulmuştur. Bu yüzden beşinci kuşak adezivlere “tek şişe sistemler” veya “self priming adezivler” de denilmektedir (Kanca 1996).

Beşinci kuşak sistemler aseton, etanol-su çözücü sistemi içinde Bis-GMA, BPDM (biphenyl dimethacrylate) ve HEMA kombinasyonları içerirler. Bu kuşakta rezinin dentin içine etkili penetrasyonu için, hidrofilik kombinasyonlar etkilidir (Latta and Barkmeier 1998).

Beşinci kuşak sistemler hibrit tabaka ve rezin taglar oluşturarak bağlanma sağlar ve hem mine hem de dentinde yüksek bağlanma dayanıklılığı oluştururlar. Makaslama bağlanma dayanımları 14-28 MPa arasında bulunmuştur(Tay et al., 1994).

Bu kuşakta yer alan aseton esaslı hidrofilik primer içeren adeziv sistemlerin nemli dentin dokusu ile kuru dentine oranla daha güçlü bir bağlanma oluşturduğu bulunmuş ve Kanca (1991) tarafından ‘Wet bonding (nemli bağlanma)’ kavramı ortaya atılmıştır.

Nemin kollojen liflerin asit uygulandıktan sonra artan elastisite modül değerini düşürerek onlara esneklik kazandırdığı, kollojen liflere destek olduğu, lifler arasındaki boşlukları genişlettiği ve monomer infiltrasyonunu kolaylaştırdığı görülmüştür. Demineralize dentinin aşırı biçimde kurutulmasının ise kollojene destek veren suyun buharlaşmasına ve monomer penetrasyonunun sınırlanmasına neden olduğu saptanmıştır (Nakaoki et al. 2000).

Nemli dentin yüzeyine uygulanan adeziv sistemdeki çözücüler kollojen fibriller arasındaki suyun HEMA gibi hidrofilik monomerlerle yer değiştirmesini sağlar ve bu çözücüler havayla kurutma esnasında su ile beraber uzaklaşırken, kollojen fibrillerin absorbe ettiği monomerler bonding rezinle birleşir (Pashley et al. 2000).

Nemli bağlanmada dentin yüzeyinin ne kadar nemli bırakılacağı bir sorun oluşturmaktadır. Dentin yüzeyinde bulunan az miktardaki nem (4µl) rezinin

bağlanma dayanımını olumlu yönde etkiler. Aşırı nem (20µl) ise hidrofilik monomerin konsantrasyonunun düşerek suyla yer değiştirmesinin güçleşmesine, böylece bağlanmanın zayıflamasına neden olmaktadır (overwet phenomen) (Tay et al., 1996).

4. jenerasyon materyallerde olduğu gibi bu materyallerde de bağlanmayı başarabilmek, hibrit tabakasının oluşumuna bağlıdır. Bu sistemin gelişiminin uygulanan basamak sayısını azalttığı doğru olmasına rağmen, bunun daha kolay ve hızlı bir uygulama sağladığı ifadesi yanlıştır. Çünkü bu sistem, mine ve dentinin asitlenmesi ile kat kat primer-adeziv uygulama basamaklarını içerir. İlave olarak bu materyaller dentinin nem içeriğine çok duyarlıdır ve birçok durumda dentine rezinin iyi penetrasyonunu sağlayabilmek için primer-adeziv kombinasyonunun kat kat uygulanmasını gerektirmektedir (Latta and Barmerier 1998).

#### **2.3.1.6. VI. Kuşak Dentin Bonding Sistemler**

Beşinci kuşak sistemler uygulama aşamalarını kısaltmasına rağmen “Total etch” tekniğindeki teknik hassasiyeti gidermemiştir. Watanabe et al.(1994) %20’lik phenyl-P (2-methacryloyloxyethyl phenyl hydrogenphosphate) asidik monomerinin, %30’luk HEMA içerisinde çözünmesiyle elde edilen karışımın asit uygulamasına gerek kalmaksızın kullanılabileceğini belirtmişlerdir.

Bu sistem “self etching system” olarak adlandırılmıştır. Bu sistemde asit ve primer basamaklarının birleştirilmesi (self etching primer) çalışma zamanını azaltıp, asidik jelin yıkanma safhasını ve aynı zamanda kollojenlerin aşırı kurumaya bağlı çökme riskini ortadan kaldırmıştır (Watanabe et al., 1993).

Self etching primer sistemlerin dentini total etch sistemlere göre daha az agresif olarak asitlemesi, demineralize bölgeye rezinin tam olarak penetre olması, smear tıkaçları kaldırılmayıp dentin tübüllerinin tıkalı kalması ve kollojenin aşırı kurutma riskinin ortadan kaldırılması gibi sebeplerle total etch sistemlere göre daha az post- operatif hassasiyete sebep oldukları bildirilmiştir (Tanumiharja et al., 2000, Li et al., 2000).

Makaslama bağlanma dayanımları 20-35 MPa olan self etching primer sistemlerle tek şişe sistemler arasında laboratuvar şartlarında bağlanma dayanımları



açısından bir fark görülmemiş ancak tek şişe sistemlerin mine kenarlarında daha başarılı olduğu ve self etching primer sistemlerin mine üzerinde fosforik asit jeline göre daha az etkili olduğu bildirilmiştir (Watanabe et al., 1993, Yoshima et al., 1996).

İlk üretilen self etch sistemler iki basamakta uygulanmaktaydı. 2000'lerin başında tek basamaklı self-etch bonding ajanlar üretilmeye başlanmıştır. Bu sistem mine ve dentine tek aşamada uygulanır, ancak asidik primer içeren solüsyonla adezivin dentine uygulanmadan önce karıştırılması gerekmektedir. Bu sistemler "All-in-one" veya "self-etching adeziv" şeklinde isimlendirilmiştir (Yoshima et al., 1996). Bağlanma dayanımları 12-29 MPa'dır (Tani and Finger 2002).

Self etch sistemler tarafından oluşturulan rezin-dentin bağlanma kalitesi sistemin agresifliği ile direkt olarak ilişkilidir. Self etch sistemler pH derecelerine göre, hafif, orta ve kuvvetli olmak üzere üçe ayrılabilirler, ancak temel olarak hafif ve kuvvetli olarak da sınıflandırılabilirler (Van Meerbeek et al. 2001).

Hafif self etch sistemlerin pH'ları 2 civarındadır. Dentin yüzeyini (smear tabakasını) kısmen çözerler. Asidik primer uygulaması ile hidroksiapatitin tamamı çözülüp uzaklaştırılmadığından, kollojen lifler etrafındaki rezidüel hidroksiapatit, monomerin karboksil ve fosfat gruplarıyla kimyasal bağlanır. Böylece mikromekanik ve kimyasal bağlanmanın bir arada sağlanması restorasyonun uzun süreli başarısını artırır (Hubbezoğlu ve ark. 2005)

Bu sistemde yaklaşık 0.5-1 µm civarında ince bir hibrit tabaka oluşmaktadır. Kuvvetli self etch sistemlerin pH'ları 1'den düşüktür. Dentine daha derin infiltrasyon olurlar. Bu nedenle hibrit tabaka 2-3 µm kalınlığa ulaşabilmekte ve dentindeki ultramorfolojik görüntüsü etch&rinse adezivlere benzemektedir (Yoshida et al., 2000, Tay and Pashley 2001).

### **2.3.1.7. VII. Kuşak Dentin Bonding Sistemler (All-In-One Adezivler)**

Yedinci kuşak bonding sistemleri 2002'nin sonlarında üretilmiştir. Bu kuşağın ilk örneği olan iBond (Heraeus Kulzer, Germany), altıncı kuşak bonding ajanlara ilave olarak dezenfeksiyon ve desensitizasyon sağlamaktadır (Dunn 2003).

Bu etkiyi yapısında bulunan Gluma (gluteraldehit) sayesinde göstermektedir. Yapılan bir alışmada Gluma'nın bağlanma kuvvetine herhangi bir etkisinin bulunmadığı saptanmıştır (Soeno et al. 2001).

Bu sistemde asit, primer, adeziv ve hassasiyet giderici tek bir şişe içinde bulunmaktadır. Bu nedenle altıncı kuşak bonding ajanlarda olduğu gibi ilave bir karıştırma ve yerleştirme safhasına gerek yoktur (Tani and finger 2002).

Yedinci kuşak sistemlerde makaslama bağlanma dayanımının 16-20 MPa olduğu belirtilmiş ve dentine bağlanma değerleri açısından self etching primer sistemlerle arasında istatistiksel olarak farklılık bulunamamıştır, ancak self etching primer sistemlerin mikrosızıntıyı engellemede daha başarılı olduğu bulunmuştur (Abo et al., 2004).

Bazı all-in-one adezivler iki basamaklı self-etching primerlerden daha asidik ve hidrofiliktir. Hidrofilikliğin artması ile beraber bu sistemlerden suyu buharlaştırmak zorlaşmıştır ayrıca su buharlaştırılrsa da, bond uygulanmış dentinden adeziv rezin içerisine hızlıca geri difüze olmaktadır (Tanaka et al., 1999, Tay et al. 2002).

Daha güçlü çapraz bağlı polimer ağı oluşturmak üzere all-in-one adezivlere hidrofobik dimetakrilatlar katılmasına rağmen, hidrofilik monomerler “water trees”denen olarak su ile dolu mikroskobik kanallar oluşturmak üzere polimerizasyon öncesi kümelenme eğilimindedir. TEM’de gözlemlenebilen bu oluşumların, suyun alttaki dentinden adeziv-kompozit ara yüzeylerine, hibrit ve adeziv tabakalara hareketine izin vererek zaman içerisinde rezin- dentin bağlanma dayanımında degradasyona (yıkıma) neden olabileceği bildirilmiştir (Tay and Pashley 2003, Beschi et al., 2008).

Günümüzde sağlanan ilerlemelere rağmen all-in-one adezivlerin mineye bağlanma kuvvetleri dentine oranla hala tatmin edici değerlere ulaşmamıştır(Abo et al., 2004, Tani and Finger 2002).

Her ne kadar 5. kuşak dentin bonding sistemler için tek basamaklı sistemler denilse de, gerçekte sadece 7. kuşak dentin bonding sistemler bu kategoriye aittir. 7. nesil adezivler asitleme, primerleme ve adeziv rezin uygulama basamaklarını birleştirir, fakat 6. nesil gibi karıştırmaya gerek kalmaz. Sonuç olarak, bu nesile ait

adezivler hidrofilik ve hidrofobik bileşenlerin bir karışımıdır (Van Landuyt et al., 2005).

Şimdiye kadar 7kuşak dentin bonding sistemlerinin birçok eksikliği belgelenmiştir. Birleşik çözeltiler karmaşık yapılarından dolayı faz ayrılmasına ve adeziv tabakalarının içinde damlacık oluşmasına eğilimlidirler(Van Landuyt et al., 2005).

Bu adeziv tabakalar, yarı geçirgen zarlar gibi davranarak çift yönlü su geçişine izin verirler (Tay et al., 2002, Summitt et al. 2006). Ayrıca, bu kuşak adezivler 4. ve 5. kuşak adezivlere kıyasla daha düşük bağlanma dayanımı gösterirler (Tay et al., 2002, Chan et al., 2003).

### **2.3.2. Klinik Uygulama Tiplerine Göre Sınıflama**

Kronolojik sınıflamanın bilimsel bir temele dayanmadığı belirtilerek, adeziv sistemler klinik uygulama basamaklarına ve smear tabakasına etkilerine göre yeniden sınıflandırılmıştır. (Van Meerbeek et al., 2001)

#### **2.3.2.1. Smear Tabakasını Modifiye Eden Dentin Adezivler**

Bu tür adezivler, smear tabakasının pulpayı koruyan doğal bir engel oluşturarak, bakteriyel geçidi durdurabileceği ve pulpal sıvı hareketinin dentine bağlanmada oluşturabileceği negatif etkiyi ortadan kaldıracak şekilde hazırlanmışlardır. Bu sistemlerde dentinal yüzeye rezinin sınırlı penetrasyonu görülür. Smear tabakasını modifiye eden adezivlerin bazılarında sadece adeziv rezin (tek basamaklı), bazılarında ise primer ve adeziv rezin (iki basamaklı) bulunmaktadır. Bu grupta yer alan adezivlerin çoğu günümüzde kullanımdan kalkmıştır (Van Meerbeek et al., 1998).

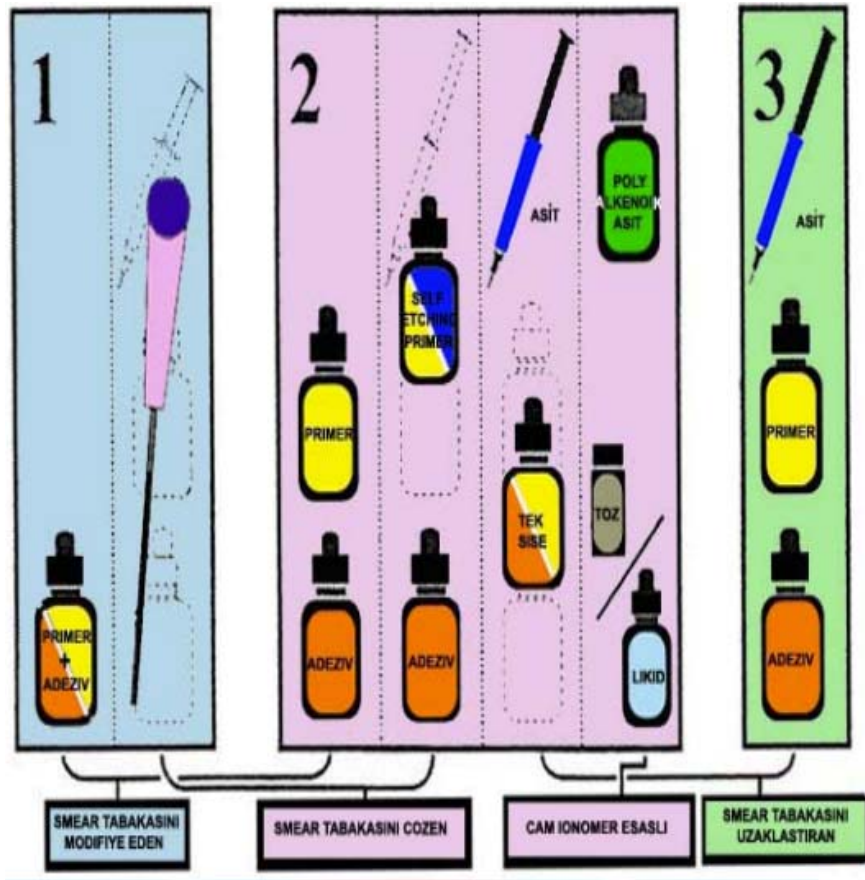
#### **2.3.2.2. Smear Tabakasını Tamamen Ortadan Kaldıran Dentin Adezivler**

Bu sistem total-etch tekniği ile mine ve dentine asidik conditioner uygulanarak smear tabakasının tamamen uzaklaştırılması ve ardından hibridizasyon ve rezin uzantılarının oluşturulması esasına dayanır. Üç basamakta uygulanan bu sistemin teknik hassasiyet gerektirmesi ve zaman alıcı olması sebebiyle primer ve

adezivin birleştirildiği tek şişe bonding sistemler geliştirilmiştir (Van Meerbeek et al., 1998).

### 2.3.2.3. Smear Tabakasını Kısmen Çözen Dentin Adezivler

Self-etch olarak adlandırılan bu sistem, smear tabakasının ve alttaki dentin yüzeyinin kısmen demineralize edilmesi esasına dayanır. Aynı anda mine ve dentinin asitlenmesi, primer uygulaması ve monomerlerin smear tabakasını geçerek alttaki demineralize dentine girip polimerize olması sağlanır. (Perdigao 2002)



Şekil 1. Adeziv sistemlerin smear tabakasına etkisine göre sınıflandırılması

### 2.3.3. Dentin Adeziv Sistemlerin Güncel Sınıflaması

Günümüzde daha çok adezyon yöntemlerine göre olan sınıflama kullanılmaktadır. Modern adeziv sistemlerin uygulanmasını üç şekilde sınıflandırmak mümkündür:

1. Total-etch (etch&rinse) sistemler:

- Üç basamaklı total-etch sistemler (TE3, multi-step)
- İki basamaklı total-etch sistemler (TE2, tek şişe sistemler)

## 2. Self-etch sistemler:

- İki basamaklı self-etch sistemler (SE2, self-etching primer)
- Tek basamaklı self-etch sistemler(SE1, all-in-one, self-etching adeziv)

## 3. Cam iyonomer adezivler

Rezin modifiyecam iyonomer teknolojisinden köken alan cam iyonomer adezivler, rezin modifiye cam iyonomer restoratif materyalin seyreltilmişşeklidir (Yoshida et al., 2000).

Adeziv mekanizmasının, dentine mikromekanik ve kimyasal kombinasyonla olduğu düşünülmektedir. Kısa bir polialkenoik asit uygulamasıyla diş yüzeyi temizlenerek smear tabakası kaldırılır ve rezin komponent, dentine hibridizasyondakine benzer şekilde mikromekanik olarak bağlanır (Van Meerbeek et al., 2001).

Kimyasal bağlanma ise polialkenoik asitin karboksil grupları ile hidroksiapatit kristalinin kalsiyum iyonları arasında gerçekleşir (Yoshida et al., 2000).Dentin yüzeyine polialkenoik asit uygulaması klasik asit uygulamasından daha az etki etmektedir (Van Meerbeek et al., 2001).

## **2.4. Antibakteriyel Dentin Bonding Sistemleri**

Güncel dentin adeziv sistemlerde sağlanan yüksek bağlanma kuvveti değerlerine rağmen diş-restorasyon ara yüzeyinde mikro aralıkların oluşması ihtimali her zaman mevcuttur. Bu aralıklardan oral bakterilerin sızması sonucu sekonder çürükler gelişebilmektedir. Bu nedenle dentin bonding sistemlerin antibakteriyel etki göstererek kavitede mevcut olan ve mikro sızıntı ile diş-restorasyon ara yüzeyine ulaşan bakterileri inaktif hale getirmesi amaçlanmıştır (Imazato 2003).

Bu amaçla all-in-one bonding sistemlerin içerisine katılan glüteraldehit bileşiği ile dezenfektan özellik sağlanmaktadır (Dunn 2003).

Ayrıcaself-etchingprimersistemlerin içerisine antibakteriyel monomer (MDPB) ilave edilmektedir. MDPB (12- methacryloyloxydodecyl pyridinium bromide) monomeri; bir antibakteriyel ajan ile methacryloyl grubun kombine

edilmesi ile sentezlenen bir monomerdır ve oral bakterilere karşı güçlü bir antibakteriyel etki gösterir (Imazato 2003).

Ayrıca diğer monomerlerle kopolimerize olur ve antibakteriyel ajan polimerizasyon sonrası rezin materyalin polimer matriksi içerisinde stabil kalır. MDPB'nin polimerizasyon öncesi ve sonrasında antibakteriyel aktivite gösterdiği tespit edilmiştir. MDPB monomerinin piridinyum grubu antibakteriyel monomer içeren self-etching sistemlerin laboratuvar şartlarında başarılı olduğu ve bağlanma gücünün olumsuz etkilenmediği bildirilmiştir (Cardoso and Sadek 2003, Dönmez et al., 2005).

### **2.5. Matriks Metalloproteinazlar Hakkında Genel Bilgiler**

Matriks metalloproteinaz (MMP)'lar ekstraselluler matriks (ESM) bileşenlerini yıkıma uğratan,  $Zn^{++}$  ve  $Ca^{++}$ 'a bağımlı bir nötral endopeptidaz ailesidir. MMP'ler aynı zamanda ekstraselüler matriksin(ESM) yıkıcı komponentlerini içerdikleri için "Matriksinler"olarakta adlandırılmaktadır (Brinckerhoff and Matrisian 2002).

Şu ana kadar insanda 24 adet MMP tanımlanmış, 26 adet MMP'da iyi derecede nitelendirilmiştir.(Tablo 1)(Chaussain Miller et al. 2006)

**Tablo 1. Şu ana kadar bilinen MMP'ler, diğer isimleri ve substratları**

İsim	Diğer İsim	Substrat
MMP -1	Collagenase-1	Collagens (I, II, III, VII, VIII, X, XI), gelatin, aggrecan, hyaluronidase-treated versican, proteoglycan link protein, large tenascin-C, entactin (nidogen), fibronectin, vitronectin Perlecan, ProTNF- $\alpha$ , L-Selectin, IL-1 $\alpha$ , IGF-BP2, IGF-BP5, IGF-BP3, $\alpha$ 1-PIa, $\alpha$ 1-AC, $\alpha$ 2-MGb MMP-2, MMP-9
MMP-2	Gelatinase A	Collagens (I, III, IV, V, VII, X, XI, XIV), gelatin, elastin, fibronectin, laminin-1, laminin-5, galectin-3, aggrecan, decorin, hyaluronidase-treated versican, proteoglycan link protein, osteonectin, tenascin, vitronectin TGF $\beta$ , TGF $\beta$ 2; IL-1 $\alpha$ , TNF $\alpha$ , $\alpha$ 1-AC, $\alpha$ 1-PI, IGF-BP5, IGF-BP3, FGF R1 MMP-1, MMP-9, MMP-13
MMP-3	Stromelysin-1	Collagens (III, IV, V, VII, IX, X, XI), elastin, gelatin, aggrecan, versican and hyaluronidase-treated versican, decorin, proteoglycan link protein, large tenascin-C, fibronectin, laminin, entactin, osteonectin, casein, fibrinogen and cross-linked fibrin Perlecan, plasminogen, HB-EGF, E-cadherin, $\alpha$ 1-PI, antithrombin-III, Substance P, TNF- $\alpha$ , IL-1 $\alpha$ , IGF-BP3, $\alpha$ 1-AC, $\alpha$ 2-MG MMP-1 "superactivation", MMP-2/TIMP-2 complex, MMP-7, MMP-8, MMP-9, MMP-13
MMP-7	Matrilysin	Collagens (I, IV, X), gelatin, aggrecan, decorin, proteoglycan link protein, fibronectin and laminin, insoluble fibronectin fibrils, entactin, large and small tenascin-C, osteonectin, $\alpha$ 4 integrin, elastin, casein, vitronectin FASL, $\alpha$ 4 integrin, transferrin, E-cadherin, HB-EGF, $\alpha$ 1-PI, TNF- $\alpha$ , plasminogen MMP-1, MMP-2, MMP-9, MMP-9/TIMP-1 complex
MMP-8	Collagenase 2	Collagens (I, II, III, V, VII, VIII, X), gelatin, aggrecan, fibronectin $\alpha$ 1-PI, $\alpha$ 2-MG
MMP-9	Gelatinase B	Collagens (IV, V, VII, X, XI, XIV), gelatin, elastin, decorin, laminin, galectin-3, aggrecan, hyaluronidase-treated versican, proteoglycan link protein, fibronectin, entactin, osteonectin, vitronectin TGF $\beta$ 2, TNF- $\alpha$ , IL-1 $\alpha$ , IL-2Ra, plasminogen, $\alpha$ 1-AC, $\alpha$ 2-MG, $\alpha$ 1-PI
MMP-10	Stromelysin-2	Collagens (III, IV, V), gelatin, casein, aggrecan, elastin, proteoglycan link protein, laminin, fibronectin MMP-1, MMP-8
MMP-11	Stromelysin-3	Human enzyme, $\alpha$ 1-PI, casein, IGF-BP1, $\alpha$ 2-MG
MMP-12	Metalloelastase	Collagens (I, IV), gelatin, elastin and $\alpha$ -elastin, casein, fibronectin, aggrecan, vitronectin, decorin, laminin, entactin, proteoglycan monomer, fibrinogen, fibrin $\alpha$ 1-PI, $\alpha$ 2-MG, plasminogen
MMP-13	Collagenase-3	Collagens (I, II, III, IV, VI, IX, X, XIV), gelatin, aggrecan, perlecan, large tenascin-C, fibronectin, osteonectin Plasminogen activator inhibitor 2, $\alpha$ 2-MG MMP-9
MMP-14	MT1-MMP	Collagens (I, II, III), gelatin, casein, $\alpha$ -elastin, fibronectin, laminin, vitronectin, proteoglycans, large tenascin-C, entactin, aggrecan $\alpha$ 1-PI, $\alpha$ 2-MG, CD44, transglutaminase MMP-2, MMP-13
MMP-15	MT2-MMP	Fibronectin, large tenascin-C, entactin, laminin, aggrecan, perlecan Transglutaminase MMP-2
MMP-16	MT3-MMP	Collagen III, gelatin, casein, fibronectin Transglutaminase, MMP-2
MMP-17	MT4-MMP	Gelatin $\alpha$ 2-MG, TNF- $\alpha$
MMP-18	Collagenase-4 (Xenopus)	Collagen I
MMP-19	RASI	Collagens (I, IV), gelatin, fibronectin, laminin, aggrecan, entactin, tenascin, COMPc
MMP-20	Enamelysin	Amelogenin, Collagen XVIII, aggrecan, COMP
MMP-21	XMMP(Xenopus)	ND <sup>d</sup>
MMP-22	CMMP(chicken)	Gelatin

MMP-23	CA-MMP (cysteine array MMP)	Gelatin
MMP-24	MT5-MMP	Collagen I, gelatin, fibronectin, laminin
MMP-25	MT6-MMP	Collagen IV, gelatin, fibronectin
MMP-26	Matrilysin-2 Endometase	Collagen IV, gelatin, fibronectin □1-PI
MMP-27	-	ND
MMP-28	Epilysin	Casein

Çoğu çoklu alan proteinleri(multidomain proteins) matriks komponentlerini ayırmak, aktivasyon için Zn'ye bağımlılık, prodomain'in ayrılması sonucu aktivasyon için enzime duyulan gereksinim, aile üyeleri arasında spesifik aminoasit diziliminin korunması ve MMP'lerin endojenöz doku inhibitörleri tarafından enzimatik aktivitenin önlenmesi gibi parametreyle ayrıntılı olarak tanımlanabilir (Birkedal-Hansen et al., 1993, Nagase and Woessner 1999).

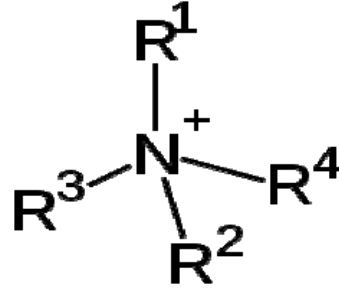
Bu proteinler gelişim, normal doku remodelingi ve anjiogenez gibi çoğu biyolojik olayda baş roldedirler. Yara iyileşmesi ve aterom, artirit, kanser ve doku ülseri gibi hastalıklarda da kilit rol üstlenirler (Visse and Nagase 2003).

Dentin matriksi MMP 2,8,9 ve 20'yi içermektedir (Sulkala et al. 2007).

### **Kuarterner Amonyum Bileşikleri**

Kuarterner amonyum bileşikleri tersiyer aminlerin alkilasyonu sonucu sentezlenirler.Bu işleme kuarternizasyon denir.Tipik olarak aminlerdeki bir alkil grubu diğerlerinden büyüktür.En çok kullanılan sentezleri benzalkonyum klorid'tir.Hastanelerde yüzey dezenfeksiyonlarında sık kullanılırlar.Kuaterner amonyum bileşikleri; bakterilerin sitoplazma zarına etki ederek bakterisidal etki gösterir, mikobakterilere ve bakteri sporuna ancak durdurucu etki yapabilir (Nic et al., 2006).





Şekil 2. Kuarterner amonyum bileşiklerinin kimyasal yapısı

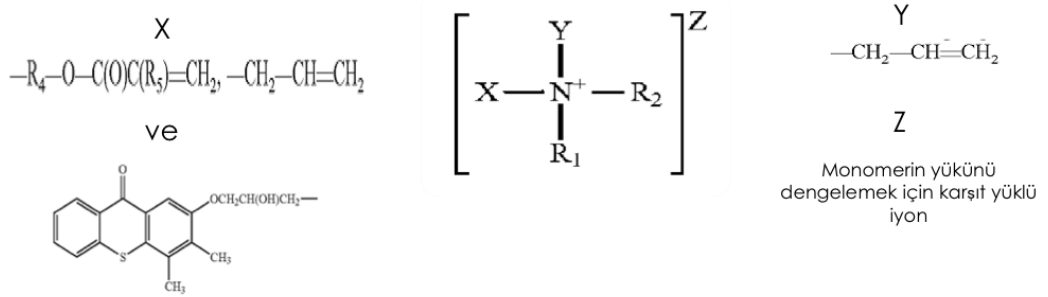
### Metakrilatlar

Metakrilatlar metakrilik asitin esterleridir. Metakrilatlar metil-vinil grupları içerirler. İki karbon atomu birbirine çift bağ ile bağlanmıştır ve doğrudan karbonil karbonuna bağlıdır. Vinil grubu non-terminal metil grubu ile yer değiştirmiştir. Metakrilatlar monomer, barındırdığı çift bağların aşırı reaktifliğinden dolayı polimere dönüşebilirler (Nic et al., 2006).



Şekil 3. Metakrilatların kimyasal yapısı

Polimerize olan kuarterner amonyum metakrilatın temel yapısı şekil 3'de gösterilmiştir.



R1: H<sup>+</sup> ve C<sub>1-2</sub> Alkil

R2: H<sup>+</sup> ve C<sub>1-2</sub> Alkil

R4: C<sub>2-3</sub> Alkilen

R5: H<sup>+</sup> ve Metil

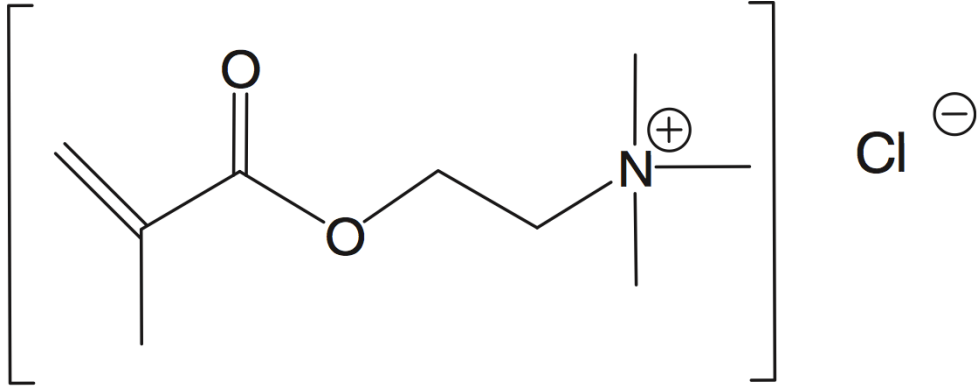
R6: Etilen, Akrlat veya Metakrilat

R7: Etilen, Akrlat veya Metakrilat

Şekil 4. Polimerize olan kuarterner amonyum metakrilatın temel yapısı

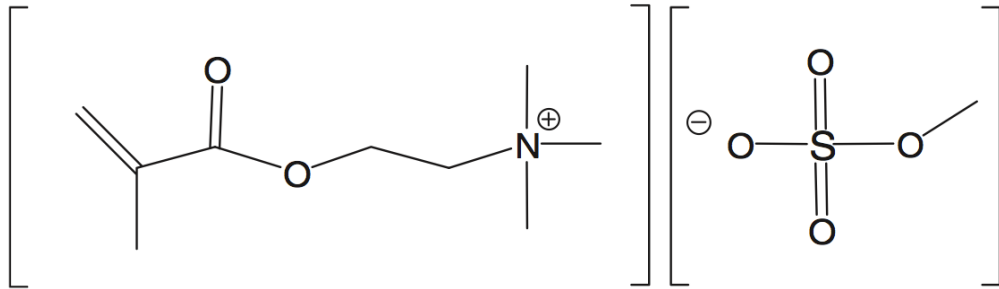
## 2.6. Araştırmada Kullanılan KAM'lar ve Kimyasal Yapıları

### 2.6.1. METMAC [2-(Methacryloyloxy)ethyl] Trimethylammonium Chloride



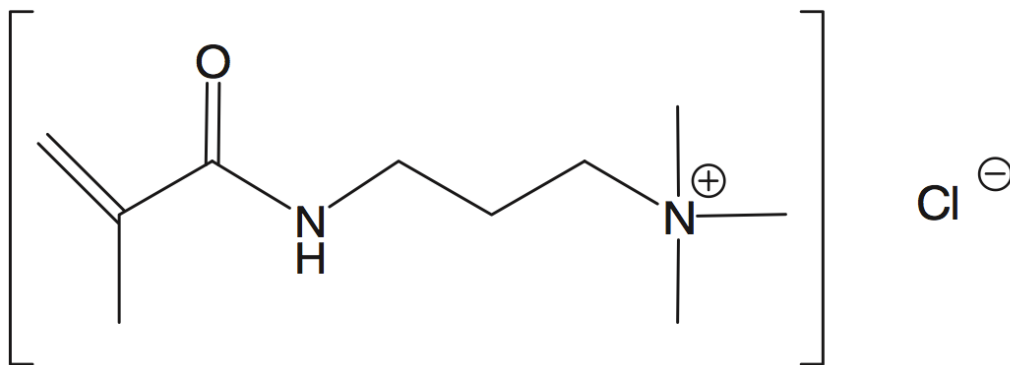
Şekil 5. METMAC'ın kimyasal yapısı

### 2.6.2. MCMS Methacryloyl Choline Methyl Sulfate



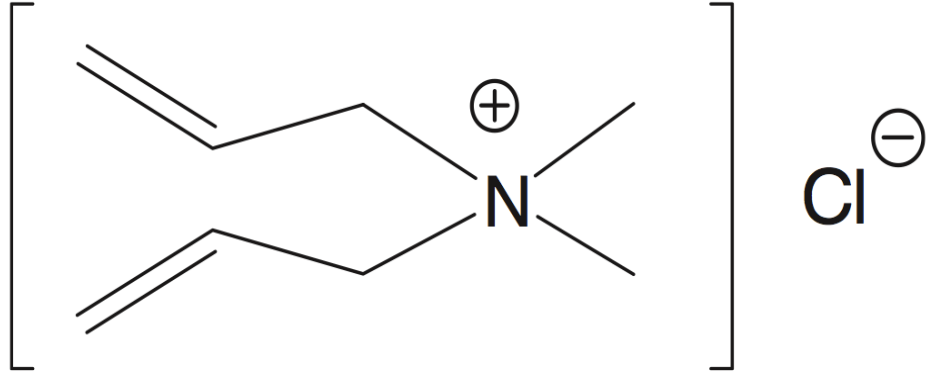
Şekil 6. MCMS'in kimyasal yapısı

### 2.6.3. MAPTAC [3-(Methacryloylamino)propyl] Trimethylammonium Chloride



Şekil 7. MEPTAC'ın kimyasal yapısı

#### 2.6.4. DDAC Diallyldimethylammonium Chloride



Şekil 8. DDAC'nin kimyasal yapısı

#### 2.7. Bağlanma Dayanımı Testleri ve Mikro Gerilim Test Metodu

Bağlanma testleri, restoratif sistemlerin etkinliklerinin ve klasik bonding sistemlerinin klinik performanslarının değerlendirilmesinde sıklıkla kullanılmaktadır. Dentine bağlanma genellikle, klasik bağlanma testleriyle (tensile-çekme ve shear-makaslama testleri) değerlendirilmektedir (Van Noort et al., 1989, Qilo 1993).

Klasik bağlanma test metotları geniş yüzey alanlarında kullanılmaktadır. Bu testlerde ortaya çıkan kırılmalar sıklıkla dentinde koheziv (dentin içerisinde) şeklindedir. Bu tip başarısızlık materyalin kendi işindeki bir kırılma olduğu için, bağlanma dayanıklılığı hakkında güvenilir bilgi vermemektedir. Çünkü klasik bağlanma test metotları hakkında yapılan pek çok çalışma, rezin-dentin ara yüzeyindeki stres dağılımının homojen olmadığını göstermiştir. Homojen olmayan stres dağılımının yüksek lokal stres alanları yarattığı ve kırılmanın, yüksek stres alanlarındaki çatlaklardan başladığı tespit edilmiştir (Sano et al. 1994, Pashley et al., 1995, Phrukkanon et al., 1998).

Sano et al.(1994) adeziv ara yüzeyinde homojen olmayan stres dağılımını elimine edecek bir bağlanma testi arayışına girmişler ve ortalama 1 mm<sup>2</sup>'lik yüzey alanının kullanıldığı mikro gerilim test metodunu (microtensile bond strength test-µTBS) bulmuşlardır.

Mikro gerilim test metodunun avantajları:

1. Ara yüz bağlantı alanı en aza indirildiğinden dolayı kuvvet uygulaması sırasında daha iyi stres dağılımı oluşur. Bundan dolayı geleneksel test metodlarından farklı olarak daha çok adeziv, daha az koheziv başarısızlıklar görülür.
2. Yüksek ara yüz bağlanma dayanıklılığı ölçülebilir.
3. Bölgesel bağlanma dayanıklılığının ölçümüne izin verir.
4. Tek bir diştten çok sayıda örnek hazırlanmasına izin verir ve böylece tek diş için ortalama ve varyans değerleri hesaplanabilir.
5. Düzensiz yüzey üzerinde yapılan bağlanma testlerine izin verir.
6. Çok küçük alanların bağlanmalarının test edilebilmelerini sağlar.

Dezavantajları:

- 1- Laboratuvar işlemleri zordur ve teknik hassasiyet gerektirir.
- 2- Özel ekipman gerektirir.
- 3- Örnekler çok küçük olduğu için kolaylıkla dehidrate olabilirler(Pashley et al., 1995, Pashley et al., 1999).

Mikro gerilim test metodunda, düşük hızda çalışan elmas separe ile örnek diştten 1 mm kalınlığında dilimler alınır. Bu dilimler, test edilecek bölge 1 mm kalana kadar iki yönden daraltılarak halter veya kum saati şeklinde biçimlendirilir. Bu yöntem “trimming metodu” olarak adlandırılır (Schreiner et al., 1998, Pashley et al., 1999).

Shono et al. (1999) tarafından mikro gerilim test tekniğinde “non-trimming metodu” geliştirilmiştir. Bu yöntemde örnek diştten elde edilen 1 mm kalınlığındaki dilimler, tekrar 1'er mm genişlikte kesilerek yüzey alanı 1 mm<sup>2</sup> olan çubuk şekilli örnekler elde edilir. Böylece aynı diştten 12-14 adet örnek elde edilebilir. Örnekler, siyanoakrilat bir yapıştırıcı ile çekme cihazına sabitlenerek 0.5-1mm/dak hızla gerilim kuvvetlerine maruz bırakılır (Sano et al., 1994, Shono et al., 1999).

Araştırmacılar bu metodun kullanımıyla başarısızlığın daha çok bağlanmamış ara yüzeyde olduğunu bulmuşlar ve geniş yüzey alanlarının kullanıldığı klasik test metotlarından daha yüksek bağlanma dayanıklılığı değerleri kaydetmişlerdir. Elde edilen değerlerin bağlanma yüzey alanı ile ters orantılı olduğu saptanmıştır. Geniş yüzey alanları küçük bağlanma dayanıklılığı gösterirken, küçük yüzey alanları büyük bağlanma dayanıklılığı göstermektedir (Sano et al., 1994, Phrukkanon et al., 1998).

Bağlanma dayanıklılığı 50-60 MPa'ya kadar yükselse bile başarısızlıkların çoğu adezivdir. Koheziv kırılmaların sayısı önemli miktarlarda azalmıştır. Bu durumun örnek büyüklüğünün azalmasının sonucu olarak çatlakların sayı ve büyüklüğünün azalmasına bağlı olduğu bildirilmiştir (Phrukkanon et al., 1998, Sudsangiam and Van Noort 1999).

Mikro gerilim testinden sonra elde edilen fraktür yüzeyleri ışık mikroskobu altında incelenerek başarısızlık tipleri belirlenmektedir. Başarısızlık tipinin belirlenmesi, test edilen materyalin klinik kullanım için ne kadar güvenilir olduğunun tespit edilmesi açısından önemlidir. Başarısızlık tipleri ışık mikroskobunda incelediğinde üç tipte gözlenmektedir (Hashimoto et al., 2000, Yeşilyurt and Bulucu 2006).

- Adeziv (kopma bağlantı ara yüzeyinde)
- Koheziv (kopma dentin veya kompozit içerisinde)
- Karma ya da miks (kopma hattının bir bölümü ara yüzeyde, bir bölümü ise dentin veya kompozit içerisinde)
- SEM ile incelendiğinde ise;
- Bonding rezin veya kompozit rezinde başarısızlık -Hibrit tabakasında başarısızlık
- Demineralize dentin bölgesinde başarısızlık
- Dentinde başarısızlık şeklinde sınıflandırılabilir (Armstrong et al., 1998, Tanumiharja et al., 2000, Chen et al., 2001).

Adeziv sistemlerin karşılaştırıldığı mikro gerilim çalışmalarında değişik adeziv sistemlerde elde edilen farklı sonuçların; adezivlerin kompleks hidrofilik ve hidrofobik karışımlarından, rezin monomerlerin infiltrasyonu yeteneğinden, adeziv sistemin pH'ından, uygun çözücü buharlaşmasından, sistemin doldurucu içeriğinden

ve uygulama tekniğindeki farklılıktan (nemli bağlanma) kaynaklanabileceği bildirilmiştir (Tay and Pashley 2001, Makajima et al., 1999, Kaaden et al., 2002, Reis et al., 2004).

Günümüz adeziv sistemlerinin çoğunda erken dönemde yüksek bağlanma değerleri elde edilmesine rağmen, nemli ortamda uzun süre bekletildiğinde rezin-dentin ara yüzeyinde bir hidroliz ve degradasyon (yıkım) olduğu ve bunun bağlanma dayanımında düşüşle sonuçlandığı gösterilmiştir (Shono et al., 1999, Amaral et al., 2007, Brechi et al., 2008).

Ancak bu düşüşün uygulanan adeziv sisteme bağlı olduğu; bazı adezivlerin bağlanma dayanımı stabil kalırken, bazı sistemlerde bağlanma dayanımının önemli biçimde düştüğü tespit edilmiştir (Hashimoto et al., 2003, Frankenberger et al., 2004).

Adeziv monomerlerin interdifüzyon sahasına heterojen dağılımı, demineralize bölgenin derinliği ve kollojen fibrillerin etrafındaki suyun varlığı gibi nedenlerle adezivin demineralize dentin boyunca penetrasyonunun zorlaşabileceği bildirilmiştir (Osorio et al., 2008).

Asitleme işlemi ile oluşturulan demineralizasyon derinliği eğer adeziv monomerler ile tamamen doldurulmazsa su ve hidrolitik enzimlerin geçebileceği submikron çapında kanallarda difüzyon tipi mekanizma ile başlayan sıvı hareketi (nanosızıntı), geçiş yollarının genişlemesiyle giderek daha hızlı hale gelmektedir (De Munck et al., 2005, Amaral et al., 2007).

Sonuç olarak bağlanma bölgesi hidrolitik bozulmaya maruz kalarak rezin komponentlerin hibrit tabakadan uzaklaşması ve demineralize dentin bölgesinde rezinle kaplanmamış kollojen fibrillerin yıkımı sonucu dentinle restoratif materyal arasındaki adeziv bağlanmada degradasyon ortaya çıkmaktadır. Böylece bağlanma dayanımı zayıflamakta ve restorasyonun dayanıklılığı azalmaktadır (Hashimoto et al., 2000, Hashimoto et al., 2001).

Adeziv rezin-dentin arasındaki bağlanmanın devamlılığı ve zamana bağlı bağlanmadaki değişimi inceleyen çalışmalar genellikle in-vitro şartlarda yapılmakta ve bekletme solüsyonu olarak distile su, serum fizyolojik, yapay tükürük ve antibakteriyel madde ilave edilmiş su kullanılmaktadır (Kitasako et al., 2000, Amrstrong et al., 2001, De Munck et al., 2003).

Günümüz diş hekimliğinin gelmiş olduğu noktada adeziv diş hekimliği açısından dentin bonding ajanlar çok önemli bir yere sahiptir. Güncel bonding ajanlarla diş dokularına yeterli bir bağlanma dayanımı sağlanabilse de yapılan çalışmalarla daha kalıcı ve sızdırmaz bir bağlanma sağlayan, teknik hassasiyeti gideren ve çalışma süresini kısaltan sistemlerin geliştirilmesine çalışılmaktadır (Tanumiharja et al., 2000).

### 3. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu *in vitro* çalışmanın tüm aşamaları Turku Üniversitesi biyomateryal bölümünde gerçekleşmiştir. Kullanılan tüm cihaz, ekipman ve adeziv sistemler konusundaki eğitim ve danışmanlık ve ilgili laboratuvar desteğinin tümü Turku Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Biyomateryal Bölümü (TCBC) tarafından sağlanmıştır. Araştırmamızda kullandığımız KAM içeren adeziv öncesi karışımlar Maryland Üniversitesi Oral Biyoloji Departmanı tarafından sağlanmıştır.

Bu çalışmada %5, %10 ve %15'lik konsantrasyonlarda DDAC, MAPTAC, METMAC ve MCMS içeren dental deneysel adezivlerin dentine bağlantı dayanımları araştırılmıştır. İçerisinde KAM olmayan dental adeziv kontrol grubu olarak kullanılmıştır.

Hazırlanan adezivlerin primer'ları ve scotchbond adezivin bonding'i kullanılarak bağlantı dayanımları tekrar değerlendirilmiştir.

Kullanılan adezivlerin BISGMA eklenmemiş şişeleri Resim 1'de konsantrasyonları ve içerikleri tablo 2'de gösterilmiştir.



**Tablo 2.** Araştırmada kullanılan adezivlerin içerikleri ve eklenecek BISGMA miktarları

<b>İerdiği KAM</b>	<b>Konsantrasyon</b>	<b>İerik</b>	<b>Eklenecek BISGMA</b>
<b>MCMS</b>	%5	6gr. TEGDMA(%30) 2gr. HEMA (%10) 0,2 gr. TPO (%1) 1 gr. MCMS (%5)	11 gr. BISGMA(%55)
	%10	6gr. TEGDMA(%30) 2gr. HEMA (%10) 0,2 gr. TPO (%1) 2 gr. MCMS (%10)	10 gr. BISGMA(%50)
	%15	6gr. TEGDMA(%30) 2gr. HEMA (%10) 0,2 gr. TPO (%1) 3 gr. MCMS (%15)	9 gr. BISGMA(%45)
<b>DDAC</b>	%5	6gr. TEGDMA(%30) 2gr. HEMA (%10) 0,2 gr. TPO (%1) 1 gr. DDAC (%5)	11 gr. BISGMA(%55)
	%10	6gr. TEGDMA(%30) 2gr. HEMA (%10) 0,2 gr. TPO (%1) 2 gr. DDAC (%10)	10 gr. BISGMA(%50)
	%15	6gr. TEGDMA(%30) 2gr. HEMA (%10) 0,2 gr. TPO (%1) 3 gr. DDAC (%15)	9 gr. BISGMA(%45)
<b>MAPTAC</b>	%5	6gr. TEGDMA(%30) 2gr. HEMA (%10) 0,2 gr. TPO (%1) 1 gr. MAPTAC (%5)	11 gr. BISGMA(%55)
	%10	6gr. TEGDMA(%30) 2gr. HEMA (%10) 0,2 gr. TPO (%1) 2 gr. MAPTAC (%10)	10 gr. BISGMA(%50)
	%15	6gr. TEGDMA(%30) 2gr. HEMA (%10) 0,2 gr. TPO (%1) 3 gr. MAPTAC (%15)	9 gr. BISGMA(%45)
<b>METMAC</b>	%5	6gr. TEGDMA(%30) 2gr. HEMA (%10) 0,2 gr. TPO (%1) 1 gr. METMAC (%5)	11 gr. BISGMA(%55)
	%10	6gr. TEGDMA(%30) 2gr. HEMA (%10) 0,2 gr. TPO (%1) 2 gr. METMAC (%10)	10 gr. BISGMA(%50)
	%15	6gr. TEGDMA(%30) 2gr. HEMA (%10) 0,2 gr. TPO (%1) 3 gr. METMAC (%15)	9 gr. BISGMA(%45)
<b>KONTROL</b>	%0	6gr. TEGDMA(%30) 2gr. HEMA (%10) 0,2 gr. TPO (%1)	12 gr. BISGMA (%60)



**Resim 1.** Kullanılan KAM içeren karışımlar

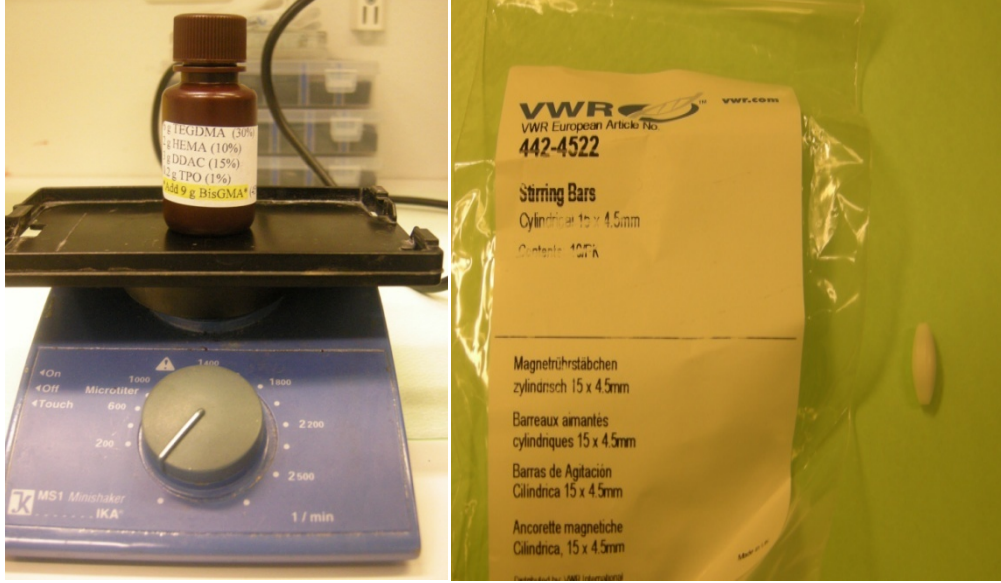
### **3.1. Adezivlerin Hazırlanması**

Işık geçirmez kutu içerisindeki karışımlara içerdikleri KAM oranına göre, %5lik KAM içerenlere 11gr, %10'luk içerenlere 10 gr, %15'lik içerenlere 9 gr, kontrol grubuna ise 12 gr BISGMA (Esschem Co., Amerika) ışık geçirmez kapların ağzı açıkken darası alınarak 1/1.000'lik hassas terazi (PB303-S Delta Range, Mettler Toledo, Amerika) kullanılarak eklendi (Resim 2).



**Resim 2.** Hassas terazi yardımıyla BISGMA'nın eklenmesi

Şişelerin ağzı parafilm (parafilm M, American National Con., Amerika) yardımıyla sıkıca kapatıldı. Eklenen BISGMA'nın TEGDMA, HEMA, TPO ve KAM ile tamamen karışması için 24 saat boyunca titreşimli karıştırıcılarda (MS1 minishaker, IKA, Almanya) 600 devir/dak. ile karıştırıldı. Ardından daha homojen bir karışım elde etmek için kutuların içerisine birer adet 4,5X15 mm'lik silindirik magnetik bar (VWR, İngiltere) yerleştirilip adezivlerin ısı tabanlı magnetik karıştırıcıda (Multimatic 9-N, P Selecta, İspanya) 24 °C'de 1000 devir/dakika ile 24 saat karıştırılması sağlandı (Resim 3).



**Resim 3.** Adezivlerin homojen olarak karıştırılması

İşlem sonrası hazırlanan her bir adeziv tek tek şeffaf film üzerine tek kullanımlık adeziv çubuğu yardımıyla sürüldü. Polimerize etmeden öncekuartztungsten halojen (QTH) ışık kaynağı (optilux 501, Kerr, İsviçre)'nin dalga boyu 500 nm olarak ölçüldü. Her bir adeziv tek tek polimerize edildi. Sertleşip sertleşmediği sond yardımıyla kontrol edildi. Her bir adeziv sertleştiği için karıştırma işlemi sona erdirilip adezivlerin ağızları sıkıca kapatılıp özellikle HEMA kaçışını önlemek için parafilm ile sıkıca kapatılıp +4 °C'lik soğutucuya yerleştirildi.

### 3.2. Primerlerin Hazırlanması

Primeri hazırlanacak olan adeziv soğutucudan çıkartıldı. Ayarlanabilir hassas şırınga (Biohit proline, Biohit, Finlandiya) yardımıyla 0,7ml adeziv çekildi ve hava geçirmez plastik kaba konularak ağzı derhal kapatıldı. Şırınga etanol ile yıkandı ve ucu el değmeden değiştirildi. 0,3 ml etanol şırıngayardımlarıyla çekilerek aynı plastik kaba koyuldu. Kabin ağzı sıkıca kapatıldı ve parafilm ile sarıldı. Işık geçirmemesi için kabin etrafı iki kat alüminyum folyo ile kaplandı. İşlem her bir adeziv için ayrı ayrı uygulandı. Hazırlanan primerler titreşimli karıştırıcıda 600 devir/dak. ile 24 saat karıştırıldı. Hazırlanan primerler+4 °C soğutucuya yerleştirildi (Resim 4).

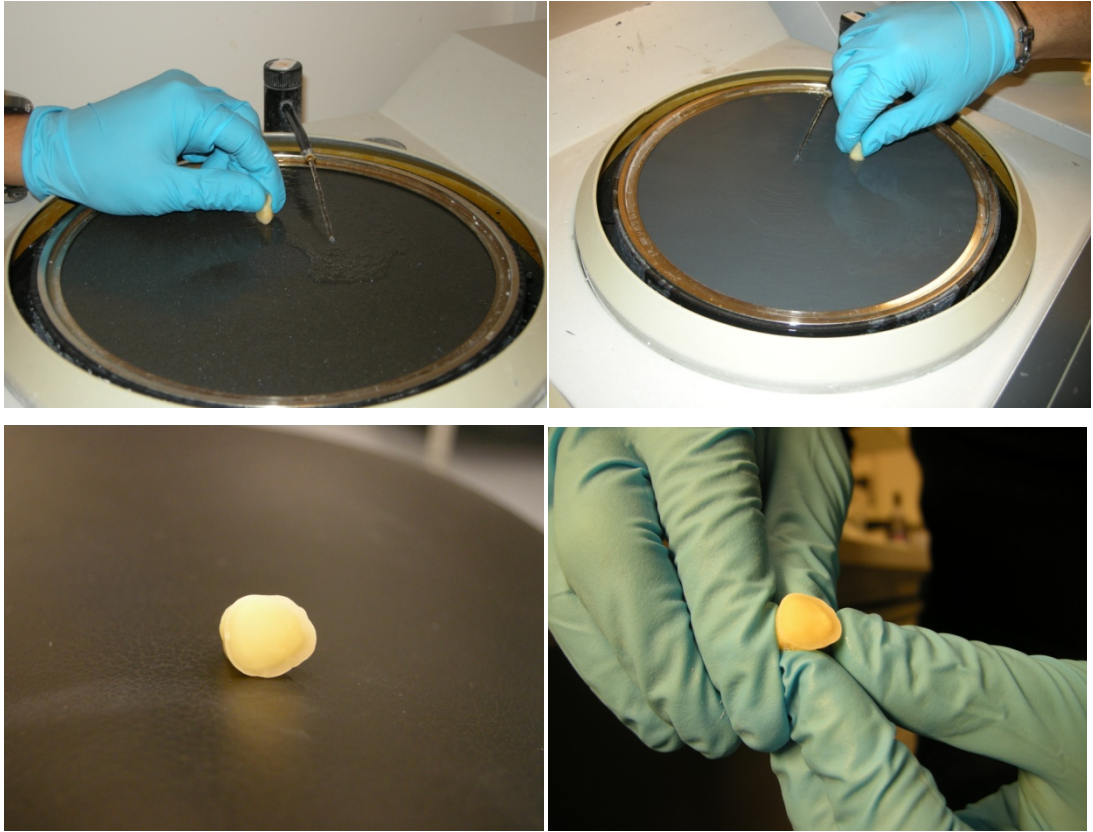


Resim 4. Primerlerin hazırlanması

### 3.3. Örneklerin Hazırlanması

Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Anabilim Dalı'nda ortodontik veya periodontal nedenlerle

bağlanma testinden en geç 2 ay önce çekilmiş 180 adet çürüksüz insan gömülü 3.molar dişi seçildi. Dişlerin üzerindeki eklentiler el aletleri ile uzaklaştırıldıktan sonra, pomza ve lastik kullanılarak düşük turda bir mikromotor yardımıyla polisaj yapıldı ve kullanılana kadar serum fizyolojik içerisinde saklandı. 180 gridlik silikon karbit (SiC) disklerle (Hermes/Schleifmittel GmbH&Co., Hamburg, Germany) su soğutması altında molar dişlerin okluzal üçlüsü aşındırılarak yüzeyel dentin açığa çıkarıldı. Düzgün bir yüzey ve homojen bir smear tabakası elde edebilmek için, örneklerinin okluzal kesim yüzeylerine 10'ar sn süreyle 220-320-400 gridlik SiC disklerle daha sonra 60 sn 600 gridlik SiC disklerle su soğutması altında polisaj uygulandı (DP-U4/Struers, Erkrath, Germany) (Resim 5).



**Resim 5.** Dentinin aşındırılması

Polisaj yapılan tüm örnekler için pulpa dokusunun açığa çıkıp çıkmadığını saptamak için bilgisayar destekli bir stereomikroskop yardımıyla (Leica DM-IL Stereo- microscope/Leica Microsystems GmbH, Wetzlar, Germany), “Diskus ver 4.30.539” programı kullanılarak x40 büyütmeyle incelendi.

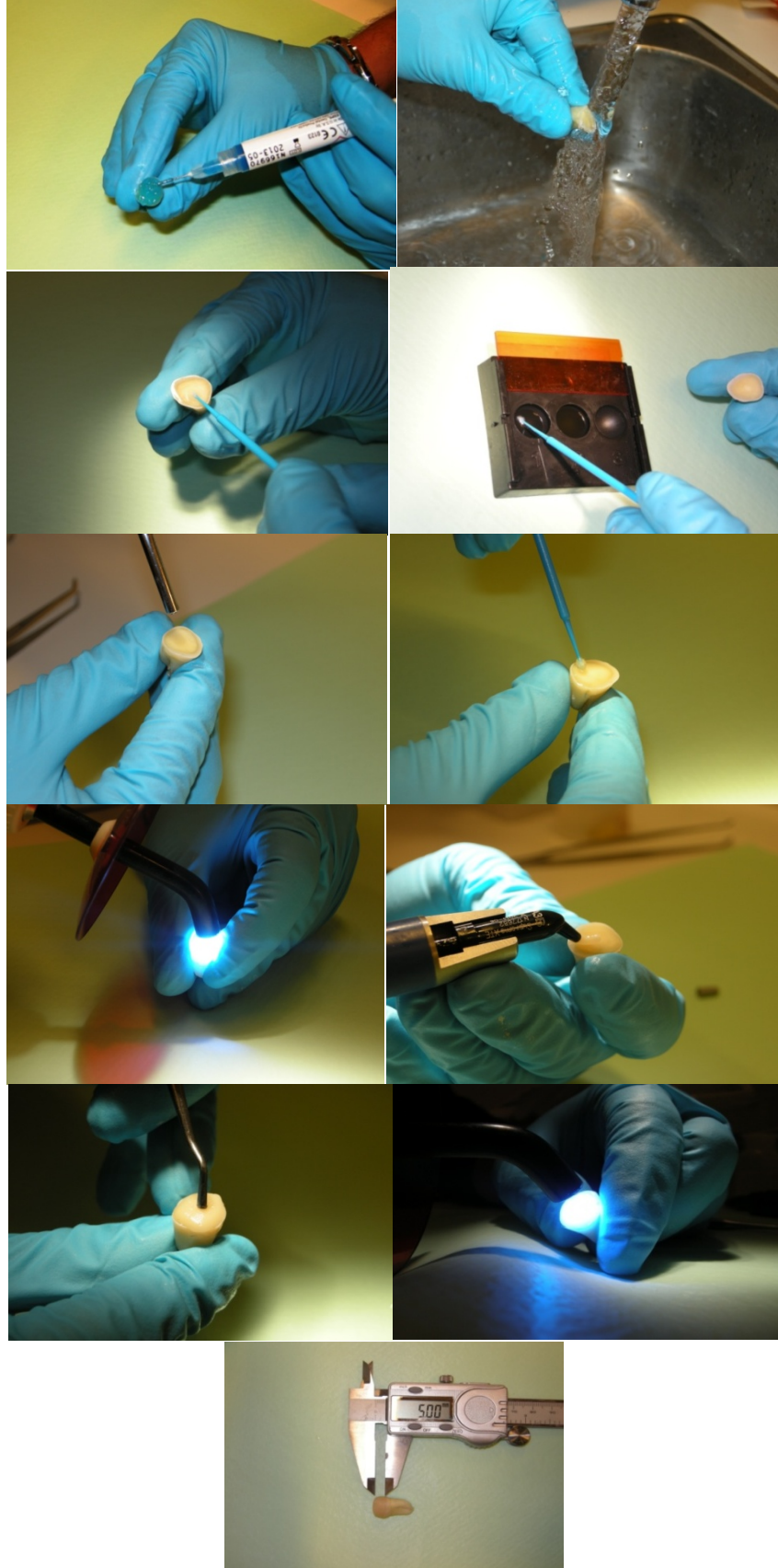
Değerlendirmeler sonucunda, pulpanın açığa çıkmış olduğu tespit edildiği5 örnek çalışmadan çıkarıldı.

### **3.4. Örneklerin Yüzeylerinin Hazırlanması**

#### **3.4.1. Primer ve Bonding'i KAM İçeren Örneklerin Hazırlanması**

Scotchbond Asit (%37'lik fosforik asit) (3M ESPE, Amerika), tüm dentin yüzeyine uygulandı. Dijital kronometre (VWR, İngiltere) kullanılarak 15 saniye beklendi. Yüzey su spreyi ile 10 saniye süreyle yıkandı. Hafif şiddette hava uygulanarak 5 saniye kurutuldu. Primerler ışık geçirmeyen kabın 1 numaralı bölmesine, adezivler aynı kabın 2 numaralı bölmesine yeterli miktarda yerleştirildi. Her adezive özel primer, tek kullanımlık aplikatörle uygulandı. 5 saniye hafif şiddette hava ile kurutularak parlak bir yüzey elde edildi. Ardından KAM içeren adeziv tek kullanımlık aplikatörle uygulanarak KTH ışık kaynağı (Optilux 501, Kerr, İsviçre) yardımıyla 15sn polimerize edildi.

Dental kompozit (Filtek Supreme XTE-A3B, 3M ESPE, Amerika) tüm adeziv yüzeye hassas kumpas (Mitutoyo, Japonya) yardımıyla 1mm'lik tabaka halinde yerleştirildi. El aleti yardımıyla kompozitin iyice adaptasyonu sağlandı ve polimerize edildi. Yığma işlemine kompozit kor yüksekliği 5mm olana kadar devam edildi. Örnekler test çubuklarının elde edilmesine kadar 37°C'de etüvde distile su içerisinde bekletildi (Resim 6).



**Resim 6.** Örnek yüzeyinin ve kor yapının hazırlanması



### **3.4.2. Primer'ı KAM İçeren, Bonding'i Scotchbond Olan Örneklerin Hazırlanması**

Scotchbond Asit (%37'lik fosforik asit) (3M ESPE, Amerika), tüm dentin yüzeyine uygulandı. Dijital kronometre (VWR, İngiltere) kullanılarak 15 saniye beklendi. Yüzey su spreyi ile 10 saniye süreyle yıkandı. Hafif şiddette hava uygulanarak 5 saniye kurutuldu. Primerler ışık geçirmeyen kabın 1 numaralı bölmesine, Scotchbond adeziv aynı kabın 2 numaralı bölmesine yeteri miktarda yerleştirildi. Farklı konsantrasyonlarda KAM içeren primerler tek kullanımlık aplikatörle uygulandı ve 10 sn beklendi. 5 saniye hafif şiddette hava ile kurutulurken parlak bir yüzey elde edildi. Ardından Scotchbond adezivi tek kullanımlık aplikatörle uygulanarak KTH (Optilux 501, Kerr, İsviçre) ışık kaynağı yardımıyla 15 sn polimerize edildi.

Dental kompozit (Filtek Supreme XTE-A3B, 3M ESPE, Amerika) tüm adeziv yüzeye hassas kumpas (Mitutoyo, Japonya) yardımıyla 1mm'lik tabaka olarak yerleştirilerek polimerize edildi. Yığılma işlemine kompozit core yüksekliği 5mm olana kadar devam edildi. Örnekler test çubuklarının elde edilmesine kadar 37°C'de etüvde distile su içerisinde bekletildi.

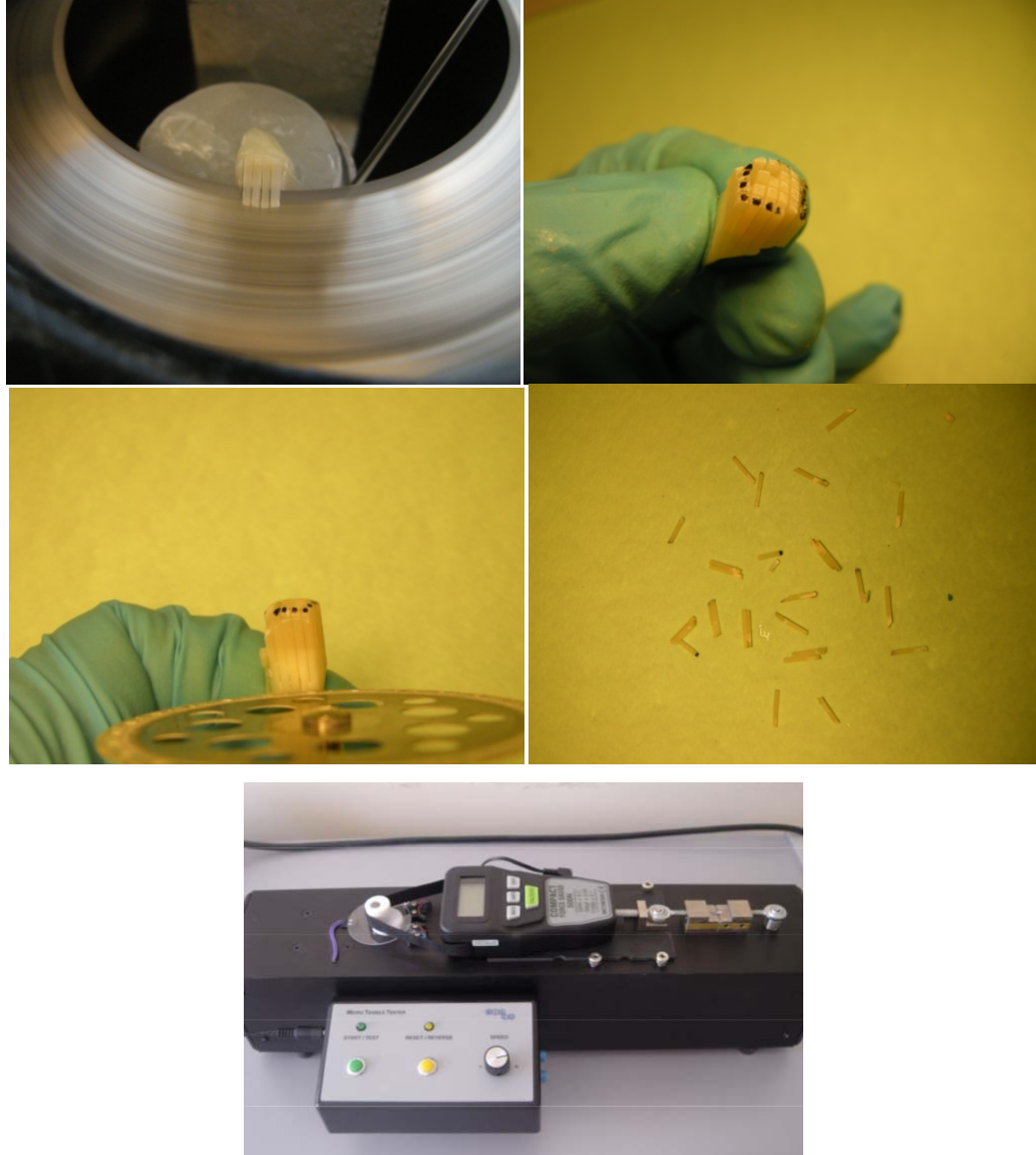
### **3.5. Dentin-Kompozit Çubuklarının Elde Edilmesi ve Mikrogerilim Bağlanma Dayanıklılık Testinin Uygulanması**

Hazırlanan örneklere, milimetre ayarı yapılabilen hassas kesim cihazında (Minitom, Struers, USA), su soğutması altında düşük hızda (300 RPM) 1 mm arayla kronun genişliğine göre 5 veya 6 arası değişen vertikal kesim yapıldıktan sonra, dişin pozisyonu 90° çevrilerek, aynı şekilde 5 veya 6 kesim daha yapıldı.

Son olarak örnekler, 1x1x10 mm büyüklüğünde çubuklar (5 mm kompozit, 5mm dentin) elde etmek üzere dentin-kompozit birleşiminin 5 mm altından, su soğutması altında düşük turda dönen bir mikromotor ve elmas disk yardımıyla yatay olarak kesildi. Her gruptan elde edilen örneklerde en az 3 farklı diş kullanıldı.

Dijital kumpas (Mitutoyo, Japan) yardımı ile test edilecek örneklerin kenar uzunlukları ölçülerek bağlanma yüzey alanı hesaplandı. Aralarından 0,98mm'den küçük ve 1,02mm'den büyük örnekler araştırmadan çıkartıldı. Daha sonra örnekler

mikro gerilim cihazının (Micro Tensile Tester, BISCO, Inc., Schaumburg, IL, USA) test bloğuna siyanoakrilat yapıştırıcı (Scotch-Weld, 3M ESPE, Amerika) ile iki ucundan yapıştırıldı. Örnekte kopma olana kadar 1 mm/dak hız ile gerilim kuvveti uygulandı. Newton (N) cinsinden elde edilen kırılma değeri;  $MPa = \frac{Kuvvet(Newton)}{Alan(mm^2)}$  formülüyle megapaskal (MPa)'a çevrilerek kaydedildi (Resim 7).



**Resim 7.** Dentin örneklerinin elde edilmesi

### **3.6. Kırılma Tipi Analizi**

Mikro gerilim bağlanma dayanıklılık testi uygulanan örneklerin kopma yüzeyleri; kırılma tipini belirlemek için bilgisayar destekli bir stereomikroskopta

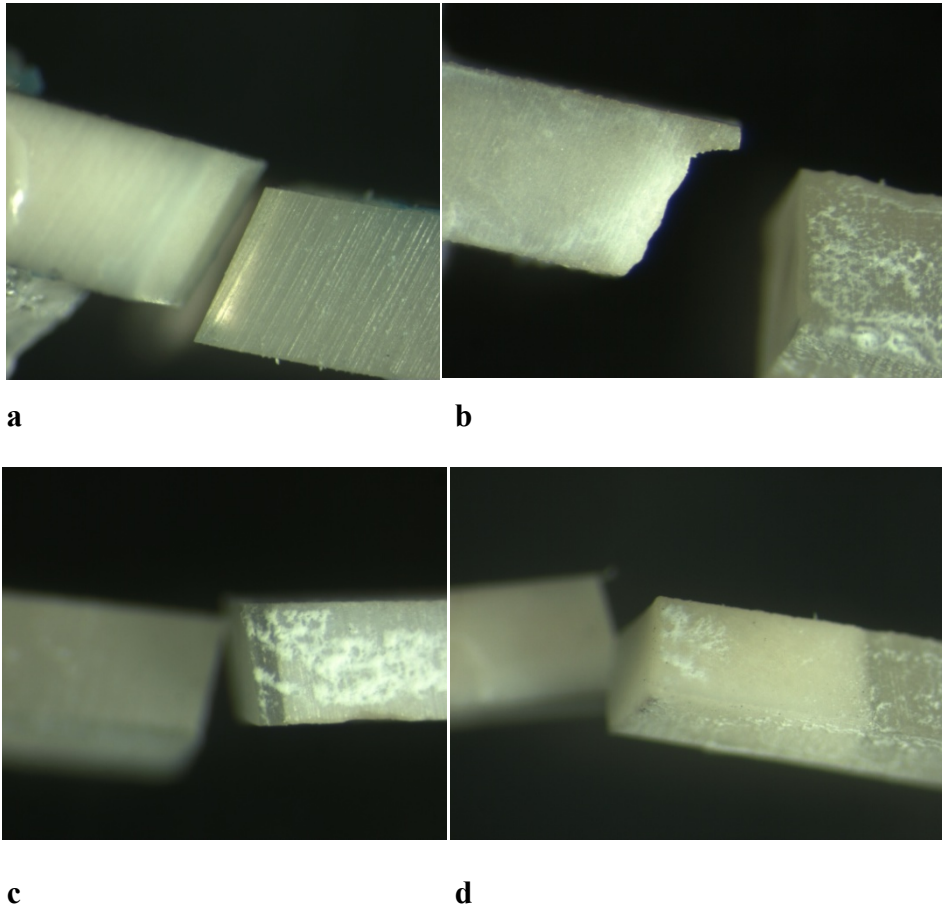
(Leica DM-IL Stereo-microscope/Leica Microsystems GmbH, Wetzlar, Germany)  
“Diskus ver 4.30.539” programı kullanılarak (x40) incelenmiştir. Kırılma tipleri  
aşağıdaki şekilde sınıflandırılmıştır:

**Adeziv** :Adeziv rezinde başarısızlık,

**Karma** : Adeziv-kompozit-diş dokusunda karma (miks) başarısızlık,

**Koheziv** : Kompozitte koheziv başarısızlık,

**Dentinde Koheziv:** Dentinde koheziv başarısızlık



**Resim 8.** Kırılma tipi görüntüleri

a: Adeziv rezinde başarısızlık; b: Karma (adeziv-kompozit-diş dokusunda başarısızlık; c: Kompozitte koheziv başarısızlık; d: Dentinde koheziv başarısızlık

### 3.7. İstatistiksel Değerlendirme

Araştırmada elde edilen bulguların istatistiksel analizi Turku Üniversitesi Biyoistatistik Anabilim Dalı'nda yapılmıştır.

Mikro gerilim bağlanma dayanıklılık testi bulgularının analizinde kullanılacak istatistiksel test yönteminin seçilebilmesi için veri dağılımının normal dağılıma uygunluğu ve varyansların homojenliği değerlendirilmiştir. Gruplarda varyanslar homojen olmadığından, gruplar arasındaki farklılıklar varyans analizi Kruskal-Wallis ANOVA ile değerlendirilmiştir. Hem primer ve bondingi KAM olan gruplar hem de primer'ı KAM bondingi Scotchbond olan gruplar için farklılıklar anlamlı bulunduğundan, farkın hangi grup veya gruplardan kaynaklandığını belirlemek amacıyla Dunn Yöntemi testi kullanılmıştır. Kırılma tiplerinin dağılımları ise, istatistiksel olarak Pearson Ki- kare testi kullanılarak değerlendirilmiştir.

Tüm istatistiksel hesaplamalar  $p=0,05$  güven aralığında SPSS yazılım programı (SPSS 12.0 for Windows/SPSS Inc., Chicago, IL, USA) kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

### **3.8. Tarama Elektron Mikroskobu (SEM) İncelemeleri**

SEM çalışmasında, her bir adeziv sistem için örnekler hazırlanarak toplam 26 adet diş kullanıldı. Dişler bağlanma deneyindeki prosedür ile hazırlandı ve adeziv sistemler uygulanarak restorasyonlar yapıldı. Örnekler kesme cihazına yerleştirilerek kron kısmı bağlanma ara yüzeyine dik olacak şekilde birer dilim çıkarıldı. Tüm örnekler 1 dakika distile suda yıkandı ve bir vakum cihazında 0,8 bar basınç altında tamamen kurutuldu. Hazırlanan yüzeyler havasız bir ortamda Bal Tec SCD 050 Sputter Coater cihazı (Bal Tec, Witten, Almanya) kullanılarak ince bir altın-palladyum film ile kaplandı. Gözlemler  $\times(500-1500)$  büyütmede SEM (Prism 2000, PGT, New Jersey, Amerika) altında gerçekleştirildi (Resim 9).



Resim 9. SEM örnekleri hazırlanması ve Au-Pt alaşımı kaplı örnekler

## 4. BULGULAR

### 4.1. Mikro Gerilim Bağlanma Dayanıklılık Testi Bulguları

#### 4.1.1. Primer'ı ve Bonding'i KAM içeren Gruplarda Mikro Gerilim Bağlanma Dayanıklılık Testi Bulguları

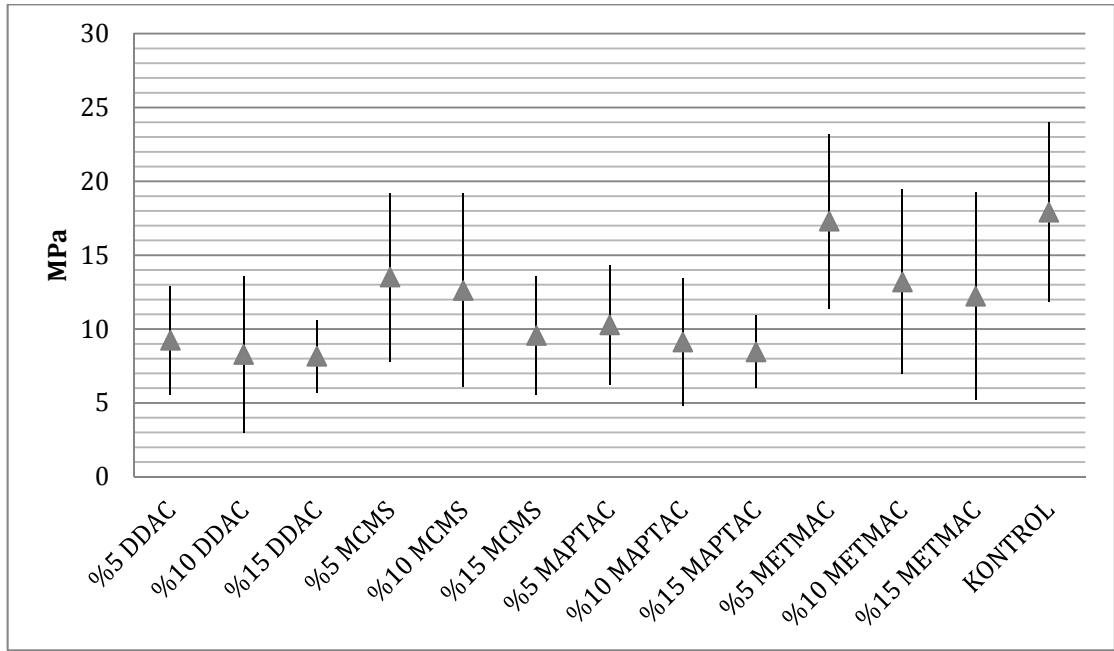
Mikro gerilim bağlanma dayanıklılık testi ortalama ve standart sapma (SS) değerleri Tablo 3'te gösterilmiştir.

**Tablo 3.** Primer'ı ve Bonding'i KAM içeren gruplarda mikro gerilim bağlanma dayanıklılık testi bulguları

Grup n(21)	Ortalama + SS
%5 DDAC	9,250 ± 3,687
%10 DDAC	8,286 ± 5, 286
%15 DDAC	8,170 ± 2,460
%5 MCMS	13,524 ± 5,701
%10 MCMS	12,619 ± 6,546
%15 MCMS	9,568 ± 4,006
%5 MAPTAC	10,289 ± 4,062
%10 MAPTAC	9,129 ± 4,324
%15 MAPTAC	8,459 ± 2,460
%5 METMAC	17,310 ± 5,915
%10 METMAC	13,191 ± 6,247
%15 METMAC	12,226 ± 7,012
<b>KONTROL</b>	17,920 ± 6,074

Kruskal-Wallis tek yönlü varyans analizini takiben yapılan Dunn testi (Dunn's method) bulgularına göre, gruplar arası en yüksek mikro gerilim bağlanma dayanıklılık değeri Kontrol grubunda gözlemlenmiştir (17,920 MPa) ( $p>0.05$ ). Kontrol Grubu ile %5 METMAC (17,310 MPa), %10 METMAC (13,191 MPa), ve %5 MCMS(13,524 MPa) grupları arasında anlamlı bir farklılık gözlenmemiş ( $p>0.05$ ), ancak %5 DDAC (9,250 MPa) ve %5 MAPTAC grupları (10,289 MPa) Kontrol grubundan anlamlı düzeyde düşük bağlanma dayanıklılığı sergilemiştir

( $p < 0.05$ ). KAM konsantrasyonunun arttığı diğer gruplar Kontrol grubundan anlamlı derecede düşük bağlantı dayanımı sergilemişlerdir ( $p < 0.05$ ). En düşük bağlanma dayanıklılığını, %15 DDAC grubunda (8,170 MPa) görülmüştür ( $p < 0.05$ ). KAM'ları DDAC ve MAPTAC olan gruplar % 5'lik konsantrasyondan itibaren, MCMS olan gruplar %10'luk konsantrasyondan itibaren, METMAC olanlar ise %15'lik konsantrasyondan itibaren anlamlı şekilde azalan bağlantı dayanımı sergilemişlerdir ( $p < 0.05$ ).



**Şekil 9.** Primer'ı ve Bonding'i KAM içeren örneklerin mikro gerilim bağlanma dayanıklılık değerlerinin grafiksel olarak gösterilmesi

#### 4.1.2. Primer'ı KAM içeren Bonding'i Scotchbond olan Gruplarda Mikro Gerilim Bağlanma Dayanıklılık Testi Bulguları

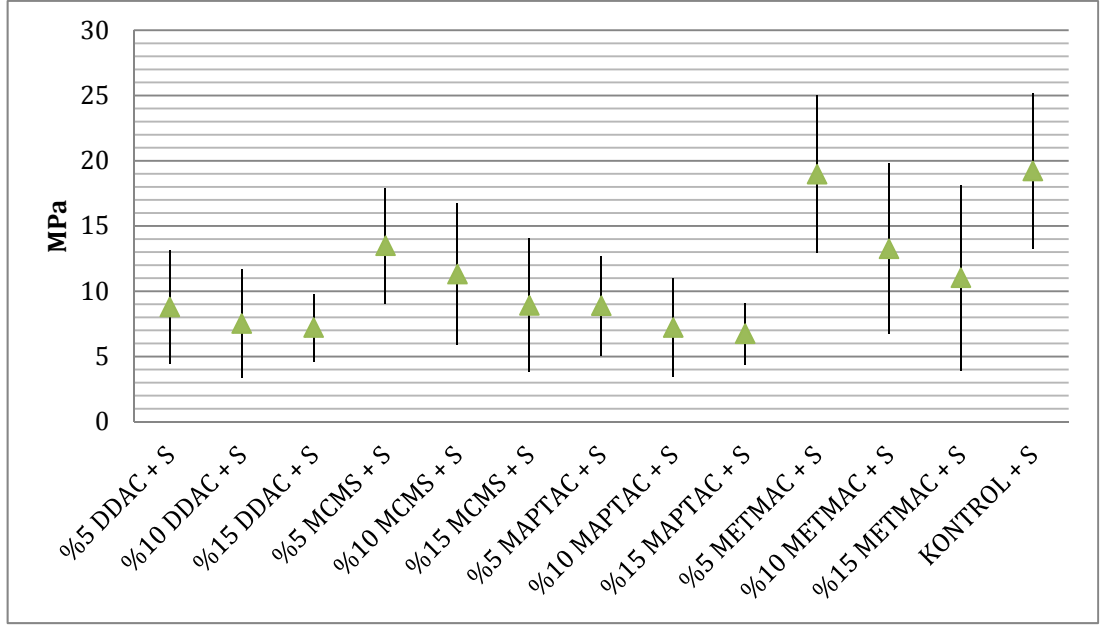
Primer'ı KAM içeren Bonding'i Scotchbond olan Gruplarda Mikro Gerilim Bağlanma Dayanıklılık Testi ortalama ve standart sapma (SS) değerleri Tablo 3'te gösterilmiştir.

**Tablo 4.** Primer’ı KAM içeren Bonding’i Scotchbond olan gruplarda mikro gerilim bağlanma dayanıklılık testi bulguları

Grup n(21)	Ortalama + SS
<b>%5 DDAC + S</b>	8,790± 4,352
<b>%10 DDAC + S</b>	7,524± 4, 156
<b>%15 DDAC + S</b>	7,218± 2,572
<b>%5 MCMS + S</b>	13,489± 4,424
<b>%10 MCMS + S</b>	11,314± 5,436
<b>%15 MCMS + S</b>	8,915± 5,103
<b>%5 MAPTAC + S</b>	8,893± 3,804
<b>%10 MAPTAC + S</b>	7,218± 3,784
<b>%15 MAPTAC + S</b>	6,749± 2,343
<b>%5 METMAC + S</b>	18,969± 6,027
<b>%10 METMAC + S</b>	13,252 ± 6,517
<b>%15 METMAC + S</b>	11,037 ± 7,102
<b>KONTROL + S</b>	19,220 ± 5,960

Kruskal-Wallis tek yönlü varyans analizini takiben yapılan Dunn testi (Dunn’s method) bulgularına göre, gruplar arası en yüksek mikro gerilim bağlanma dayanıklılık değeri Kontrol + S grubunda gözlemlenmiştir (19,220 MPa) ( $p>0.05$ ). Kontrol + S Grubu ile %5 METMAC + S (18,969 MPa), %10 METMAC + S (13,252 MPa) ve %5 MCMS + S (13,489 MPa) grupları arasında anlamlı bir farklılık gözlenmemiş ( $p>0.05$ ), ancak %5 DDAC (8,790 MPa) ve %5 MAPTAC grupları (8,893 MPa) Kontrol grubundan anlamlı düzeyde düşük bağlanma dayanıklılığı sergilemiştir ( $p<0.05$ ). KAM konsantrasyonunun arttığı diğer gruplar Kontrol grubundan anlamlı derecede düşük bağlantı dayanımı sergilemişlerdir ( $p<0.05$ ). En düşük bağlanma dayanıklılığını, %15 MAPTAC + S grubunda (6,749 MPa) görülmüştür ( $p<0.05$ ). KAM’ları DDAC ve MAPTAC olan gruplar % 5’lik konsantrasyondan itibaren, MCMS olan gruplar %10’luk konsantrasyondan itibaren, METMAC olanlar ise %15’lik konsantrasyondan itibaren anlamlı şekilde azalan bağlantı dayanımı sergilemişlerdir ( $p<0,05$ ).





**Şekil 10.** Primer'ı KAM içeren Bonding'i Scotchbond olan örneklerin mikro gerilim bağlanma dayanıklılık değerlerinin grafiksel olarak gösterilmesi

## 4.2. Kırılma Tipi Bulguları

### 4.2.1. Primer'ı ve Bonding'i KAM İçeren Gruplarda Kırılma Tipi Bulguları

Mikro gerilim bağlanma dayanıklılık testi sonucu örneklerde oluşan kırılma tipleri ve dağılımları Tablo 6 da gösterilmiştir.

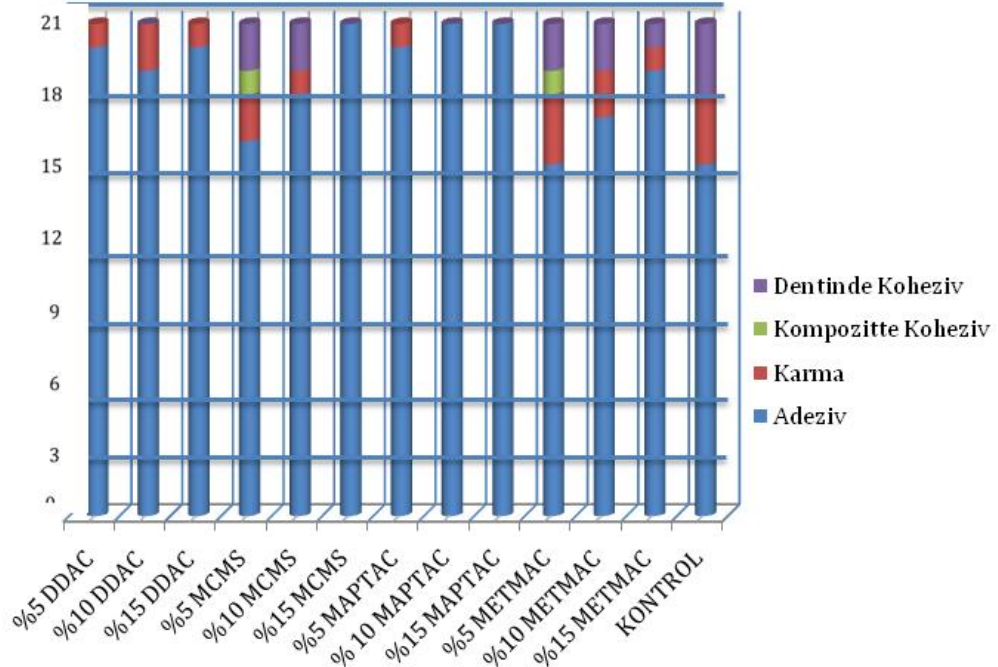
Tüm gruplarda adeziv kırılma tipi fazladır. Kompozitte koheziv kırılma tipi yalnızca %5 MCMS (%50) ve %5 METMAC (%50) gruplarında gözlemlenmiştir. Bağlantının yüksek olduğu Kontrol (%17,6) ve %5 METMAC (%17,6) gruplarında diğer gruplara oranla en yüksek oranda karma tip kırılma sergilemiştir. Dentinde koheziv kırılma tipi en fazla yine bağlantının en yüksek olduğu Kontrol (%25) grubunda görülmüştür.

**Tablo 5.** Mikro gerilim bağlanma dayanıklılık testi sonucu Primer'ı ve Bonding'i KAM içeren örneklerde oluşan kırılma tipleri ve dağılımları

Gruplar	Adeziv	Karma	Kompozitte Koheziv	Dentinde Koheziv
%5 DDAC	20	1	-	-
	%95,2	%4,8		
	%8,2	%5,9		
%10 DDAC	19	2	-	-
	%90,5	%9,5		
	%7,8	%11,7		
%15 DDAC	20	1	-	-
	%95,2	%4,8		
	%8,2	%5,9		
%5 MCMS	16	2	1	2
	%76,2	%9,5	%4,8	%9,5
	%6,6	%11,7	%50	%16,6
%10 MCMS	18	1	-	2
	%85,7	%4,8		%9,5
	%7,4	%5,9		%16,6
%15 MCMS	21	-	-	-
	%100			
	%8,6			
%5 MAPTAC	20	1	-	-
	%95,2	%4,8		
	%8,2	%5,9		
%10 MAPTAC	21	-	-	-
	%100			
	%8,6			
%15 MAPTAC	21	-	-	-
	%100			
	%8,6			

<b>%5 METMAC</b>	<b>15</b>	<b>3</b>	<b>1</b>	<b>2</b>
	<b>%71,4</b>	<b>%14,3</b>	<b>%4,8</b>	<b>%9,5</b>
	<b>%6,2</b>	<b>%17,6</b>	<b>%50</b>	<b>%16,6</b>
<b>%10 METMAC</b>	<b>17</b>	<b>2</b>	<b>-</b>	<b>2</b>
	<b>%81</b>	<b>%9,5</b>		<b>%9,5</b>
	<b>%7</b>	<b>%5,9</b>		<b>%16,6</b>
<b>%15 METMAC</b>	<b>19</b>	<b>1</b>	<b>-</b>	<b>1</b>
	<b>%90,5</b>	<b>%4,8</b>		<b>%4,8</b>
	<b>%7,8</b>	<b>%5,9</b>		<b>%8,3</b>
<b>KONTROL</b>	<b>15</b>	<b>3</b>	<b>-</b>	<b>3</b>
	<b>%71,4</b>	<b>%14,3</b>		<b>%14,3</b>
	<b>%6,2</b>	<b>%17,6</b>		<b>%25</b>

Not: Birinci satır yüzdeler grubun kendi arasındaki kırık yüzdeleri, ikinci satır yüzdeler grupta oluşan kırık tipinin, tüm gruplarda oluşan kırık tipine oranıdır.



Şekil 11. Primer ve Bonding KAM içeren örnekler oluşan kırılma tiplerinin dağılımının grafiksel olarak gösterilmesi

#### **4.2.2. Primer'ı KAM içeren Bonding'i Scotchbond olan Gruplarda Kırık Tipi Bulguları**

Mikro gerilim bağlanma dayanıklılık testi sonucu örneklerde oluşan kırılma tipleri ve dağılımları Tablo 6 ve Şekil 8'de sunulmuştur.

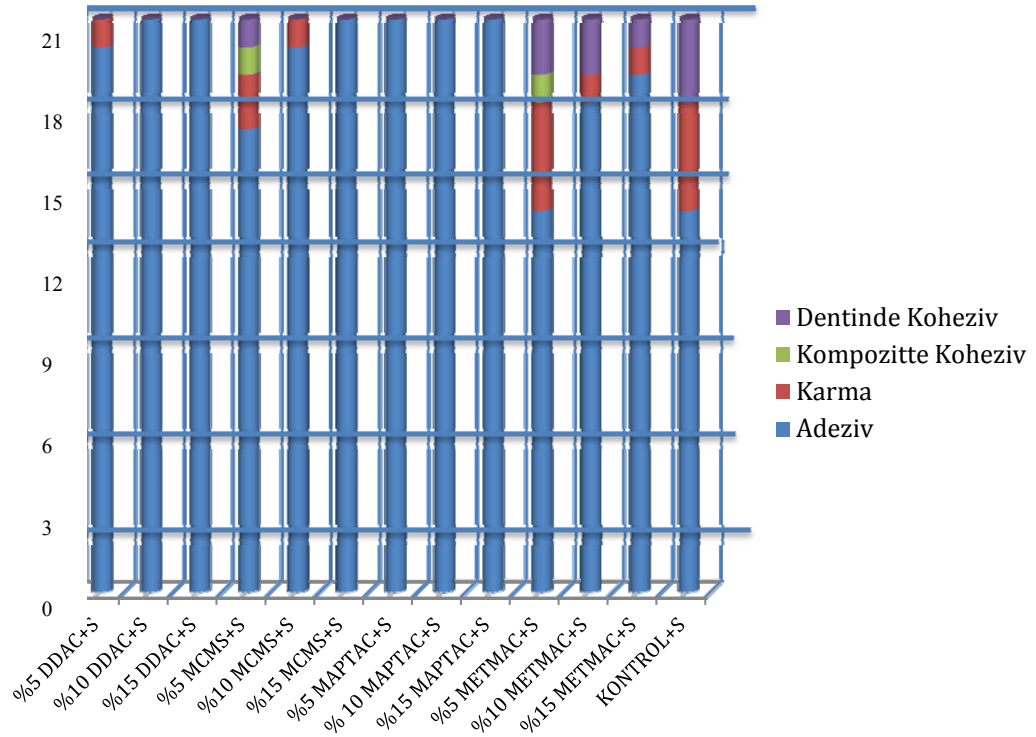
Tüm gruplarda adeziv kırılma tipi fazladır. Kompozitte koheziv kırılma tipi %5 MCMS + S (%33,3), %5 METMAC + S (%33,3) ve KONTROL + S (%33,3) gruplarında gözlemlenmiştir. Bağlantının yüksek olduğu KONTROL +S (%28,5) ve %5 METMAC + S (%28,5) gruplarında diğer gruplara oranla en yüksek oranda karma tip kırılma sergilemiştir. Dentinde koheziv kırılma tipi en fazla yine bağlantının en yüksek olduğu KONTROL + S (%37,5) grubunda görülmüştür.

**Tablo 6.** Mikro gerilim bağlanma dayanıklılık testi sonucu Primer'ı KAM içeren Bonding'i Scotchbond olan örneklerde oluşan kırılma tipleri ve dağılımları

Gruplar	Adeziv	Karma	Kompozitte Koheziv	Dentinde Koheziv
<b>%5 DDAC + S</b>	<b>20</b> <b>%95,2</b> <b>%8</b>	<b>1</b> <b>%4,8</b> <b>%7,1</b>	-	-
<b>%10 DDAC+ S</b>	<b>21</b> <b>%100</b> <b>%8,5</b>	-	-	-
<b>%15 DDAC+ S</b>	<b>21</b> <b>%100</b> <b>%8,5</b>	-	-	-
<b>%5 MCMS+ S</b>	<b>17</b> <b>%81</b> <b>%6,9</b>	<b>2</b> <b>%9,5</b> <b>%14,2</b>	<b>1</b> <b>%4,8</b> <b>%33,3</b>	<b>1</b> <b>%4,8</b> <b>%12,5</b>
<b>%10 MCMS+ S</b>	<b>20</b> <b>%95,2</b> <b>%8</b>	<b>1</b> <b>%4,8</b> <b>%7,1</b>	-	-
<b>%15 MCMS+ S</b>	<b>21</b> <b>%100</b> <b>%8,5</b>	-	-	-
<b>%5 MAPTAC+ S</b>	<b>21</b> <b>%100</b> <b>%8,5</b>	-	-	-
<b>%10 MAPTAC+ S</b>	<b>21</b> <b>%100</b> <b>%8,5</b>	-	-	-
<b>%15 MAPTAC+ S</b>	<b>21</b> <b>%100</b> <b>%8,5</b>	-	-	-

<b>%5 METMAC+ S</b>	<b>14</b>	<b>4</b>	<b>1</b>	<b>2</b>
	<b>%66,6</b>	<b>%19</b>	<b>%4,8</b>	<b>%9,5</b>
	<b>%5,6</b>	<b>%28,5</b>	<b>%33,3</b>	<b>%25</b>
<b>%10 METMAC+ S</b>	<b>18</b>	<b>1</b>	<b>-</b>	<b>2</b>
	<b>%85,7</b>	<b>%4,8</b>		<b>%9,5</b>
	<b>%7,3</b>	<b>%7,1</b>		<b>%25</b>
<b>%15 METMAC+ S</b>	<b>19</b>	<b>1</b>	<b>1</b>	<b>-</b>
	<b>%90,5</b>	<b>%4,8</b>	<b>%4,8</b>	
	<b>%7,7</b>	<b>%7,1</b>	<b>%33,3</b>	
<b>KONTROL + S</b>	<b>14</b>	<b>4</b>	<b>-</b>	<b>3</b>
	<b>%66,6</b>	<b>%19</b>		<b>%14,3</b>
	<b>%5,6</b>	<b>%28,5</b>		<b>%37,5</b>

Not: Birinci satır yüzdeler grubun kendi arasındaki kırık yüzdeleri, ikinci satır yüzdeler grupta oluşan kırık tipinin, tüm gruplarda oluşan kırık tipine oranıdır.



**Şekil 12.** Primer'ı KAM içeren Bonding'i Scotchbond olan örneklerde oluşan kırılma tiplerinin dağılımının grafiksel olarak gösterilmesi

### 4.3. Tarama Elektron Mikroskobu (SEM) Bulguları

#### 4.3.1. Yüzey Bulguları

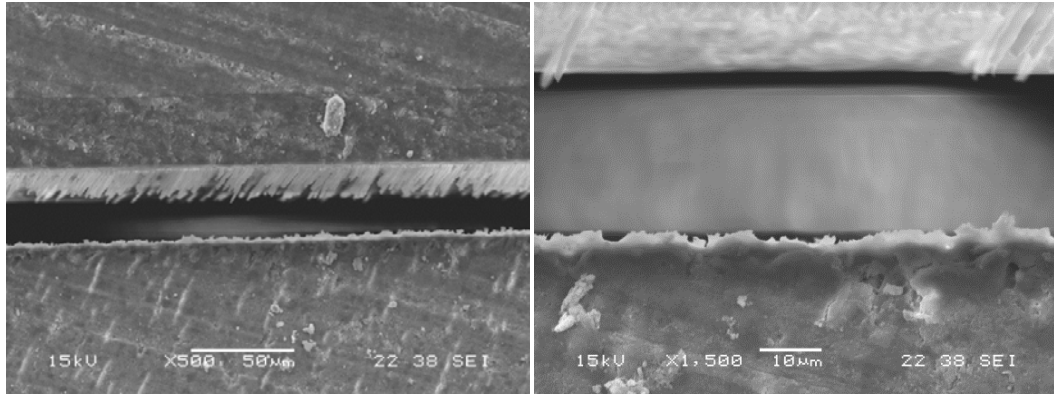
##### 4.3.1.1. Primer ve Bonding'i KAM İçeren Grumlarda Yüzey Bulguları

Örnekler polisajlanmadığı için dentin yüzeylerinde smear tabakaları görülmektedir. Örneklerle vakumla kurutma yapıldığı için bazı örneklerde debonding ve kompozit kor yapısı çatlaması görülmüştür. Bağlantı yüzeylerinde değerlendirmeyi etkileyecek oranda smear tabakasına rastlanmamıştır. KAM konsantrasyonunun arttığı gruplarda hibrit tabaka kalınlığında ve rezin tag oluşumunda azalma dikkati çekmiştir.

Bağlantı dayanımının fazla olduğu %5METMAC, %10 METMAC, %5 MCMS ve KONTROL gruplarında fazla sayıda uzun rezin tagler dikkati çekmektedir. Örnekler vakumla kurutmada dolaylı debonding olsa bile Scotchbond içeren gruplarda daha kalın bir hibrit tabaka izlenmektedir.

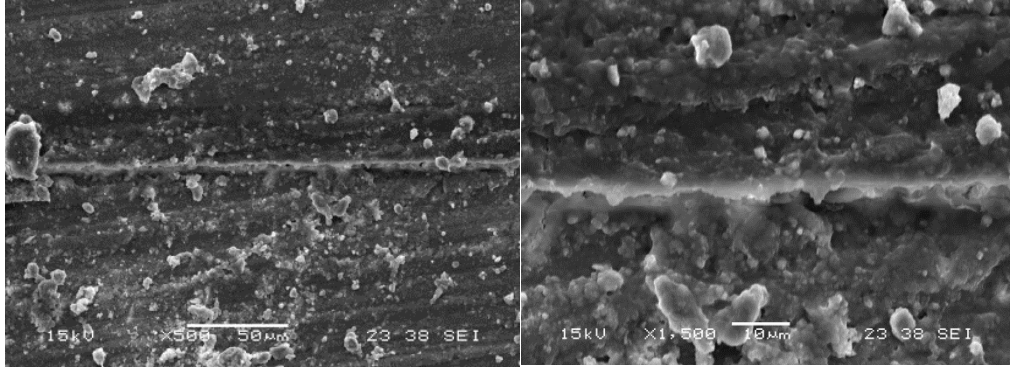
##### 4.3.1.1.1. MCMS Grubu SEM Görüntüleri

###### 4.3.1.1.1.1. %5 MCMS Grubu SEM Görüntüleri



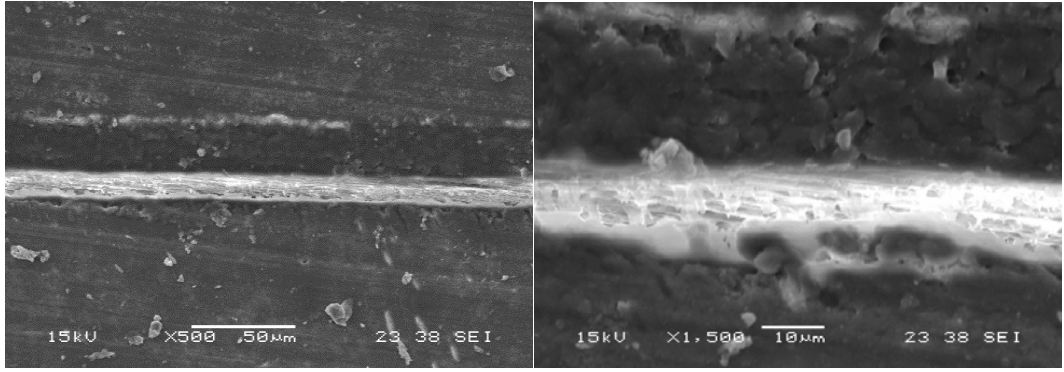
**Resim 10.** %5 MCMS örneklerinin bağlantı yüzeylerinin SEM fotoğrafları.

#### 4.3.1.1.1.2. %10 MCMS Grubu SEM Görüntüleri



Resim 11. %10 MCMS örneklerinin bağlantı yüzeylerinin SEM fotoğrafları.

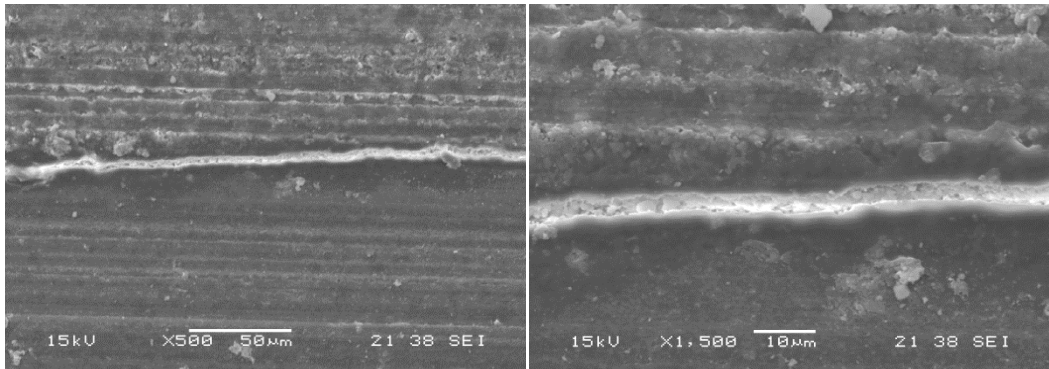
#### 4.3.1.1.1.3. %15 MCMS Grubu SEM Görüntüleri



Resim 12. %15 MCMS örneklerinin bağlantı yüzeylerinin SEM fotoğrafları.

#### 4.3.1.1.2. DDAC Grubu SEM Görüntüleri

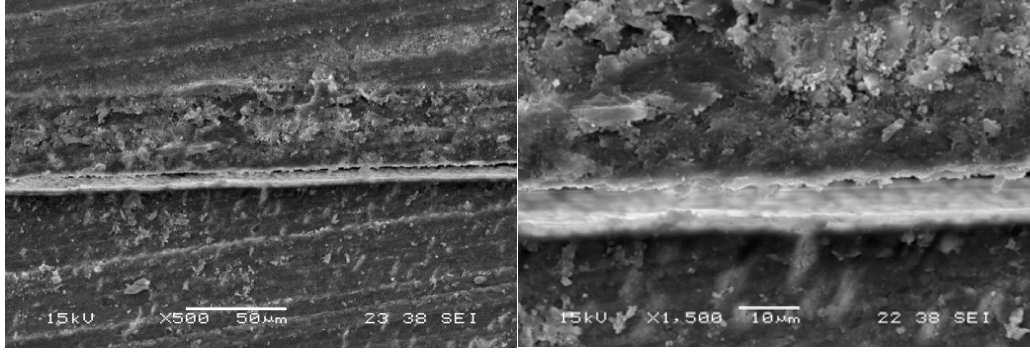
##### 4.3.1.1.2.1. %5 DDAC Grubu SEM Görüntüleri



Resim 13. %5 DDAC örneklerinin bağlantı yüzeylerinin SEM fotoğrafları.

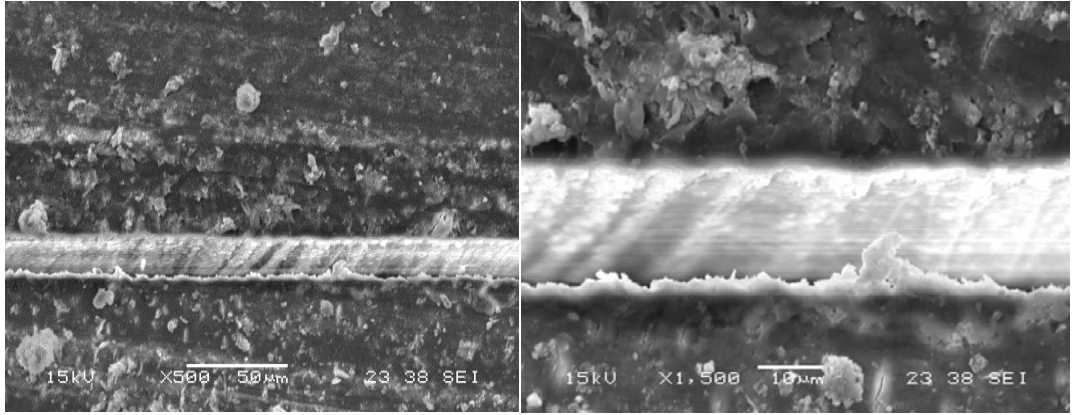


#### 4.3.1.1.2.2. %10 DDAC Grubu SEM Görüntüleri



**Resim 14.** %10 DDAC örneklerinin bağlantı yüzeylerinin SEM fotoğrafları.  
a,b: x500, x1500

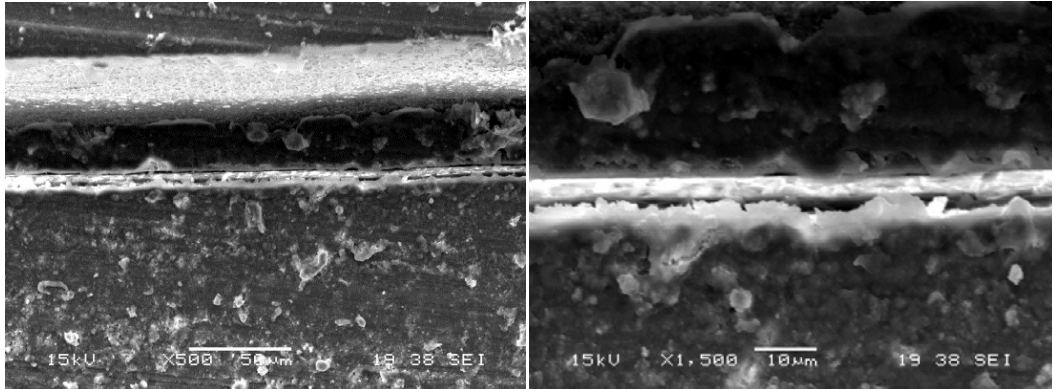
#### 4.3.1.1.2.3. %15 DDAC Grubu SEM Görüntüleri



**Resim 15.** %15 DDAC örneklerinin bağlantı yüzeylerinin SEM fotoğrafları.

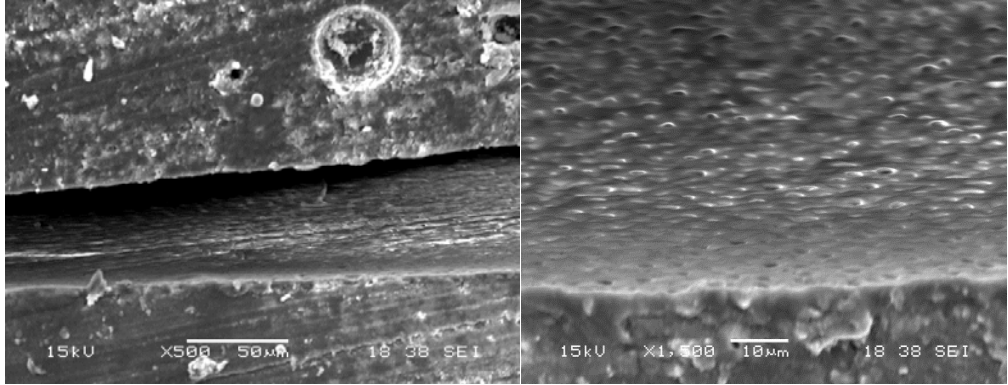
#### 4.3.1.1.3. MAPTAC Grubu SEM Görüntüleri

##### 4.3.1.1.3.1. %5 MAPTAC Grubu SEM Görüntüleri



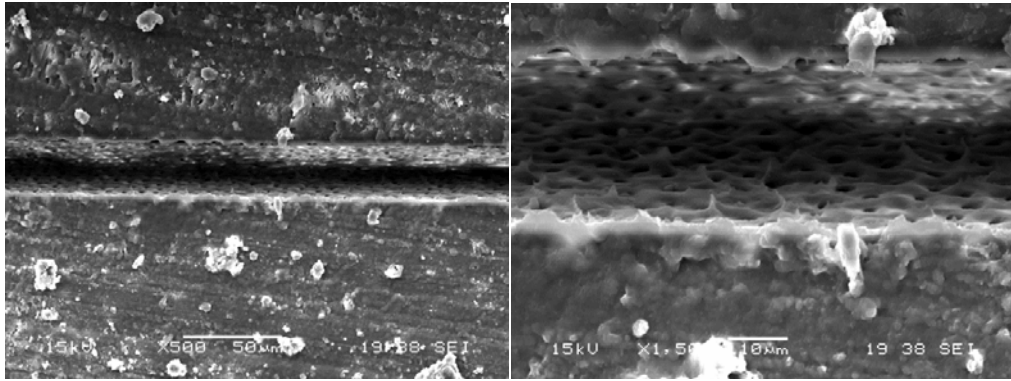
**Resim 16.** %5 MAPTAC örneklerinin bağlantı yüzeylerinin SEM fotoğrafları.  
a,b: x500, x1500

#### 4.3.1.1.3.2. %10 MAPTAC Grubu SEM Görüntüleri



Resim 17. %10 MAPTAC örneklerinin bağlantı yüzeylerinin SEM fotoğrafları.  
a,b: x500, x1500

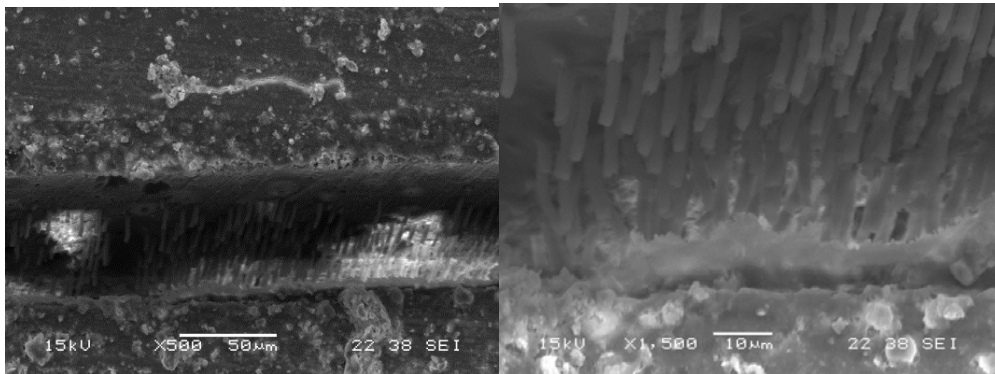
#### 4.3.1.1.3.3. %15 MAPTAC Grubu SEM Görüntüleri



Resim 18. %15 MAPTAC örneklerinin bağlantı yüzeylerinin SEM fotoğrafları.  
a,b: x500, x1500

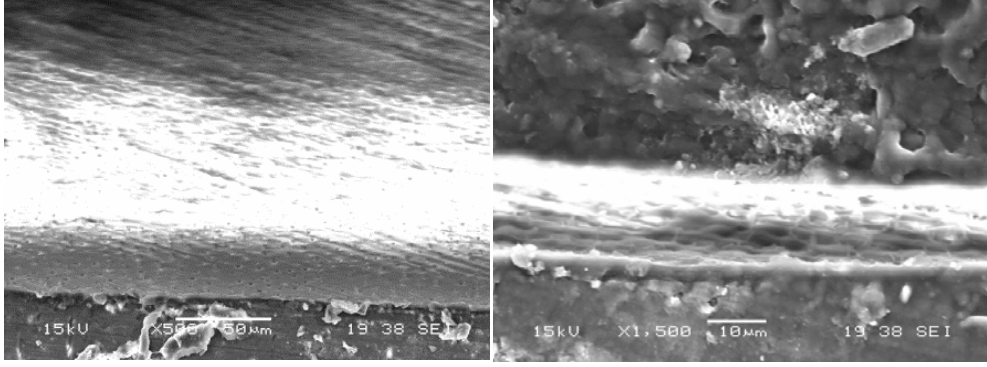
#### 4.3.1.1.4. METMAC Grubu SEM Görüntüleri

##### 4.3.1.1.4.1. %5 METMAC Grubu SEM Görüntüleri



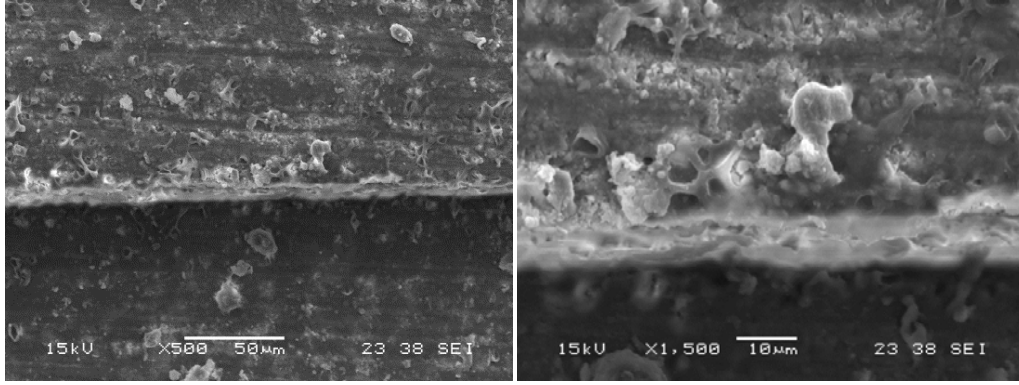
Resim 19. %5 METMAC örneklerinin bağlantı yüzeylerinin SEM fotoğrafları.  
a,b: x500, x1500

#### 4.3.1.1.4.2. %10 METMAC Grubu SEM Görüntüleri



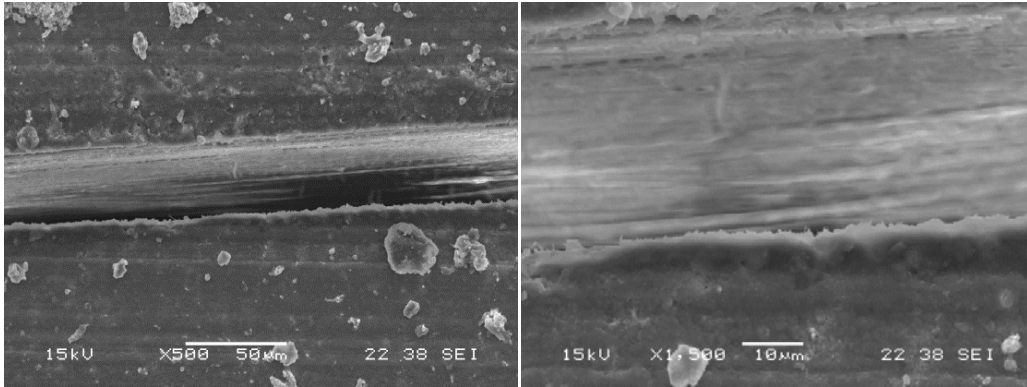
**Resim 20.** %10 METMAC örneklerinin bağlantı yüzeylerinin SEM fotoğrafları.  
a,b: x500, x1500

#### 4.3.1.1.4.3. %15 METMAC Grubu SEM Görüntüleri



**Resim 21.** %15 METMAC örneklerinin bağlantı yüzeylerinin SEM fotoğrafları.  
a,b: x500, x1500

#### 4.3.1.1.5. Kontrol Grubu SEM Görüntüleri

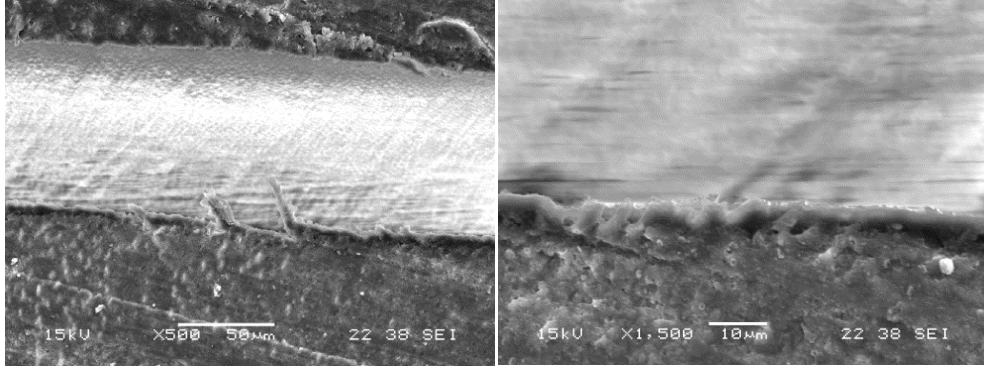


**Resim 22.** Kontrol grubu örneklerinin bağlantı yüzeylerinin SEM fotoğrafları.

### 4.3.1.2. Primer'ı KAM içeren ve Bonding'i Scotchbond Olan Grumlarda Yüzey Bulguları

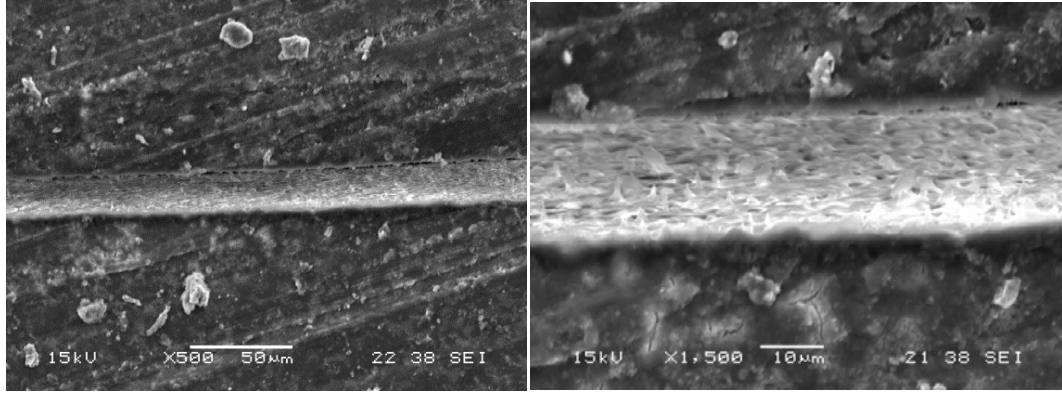
#### 4.3.1.2.1. MCMS + S Grubu SEM Görüntüleri

##### 4.3.1.2.1.1. %5 MCMS + S Grubu SEM Görüntüleri



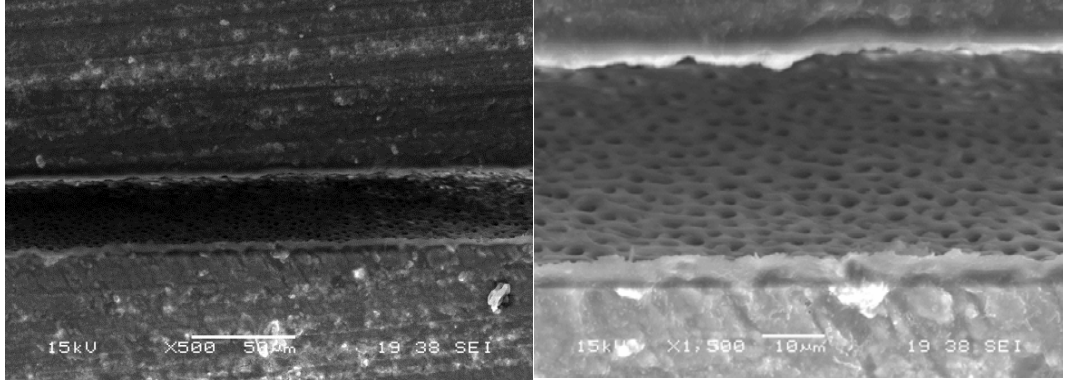
**Resim 23.** %5 MCMS + S örneklerinin bağlantı yüzeylerinin SEM fotoğrafları.  
a,b: x500, x1500

##### 4.3.1.2.1.2. %10 MCMS + S Grubu SEM Görüntüleri



**Resim 24.** %10 MCMS + S örneklerinin bağlantı yüzeylerinin SEM fotoğrafları.  
a,b: x500, x1500

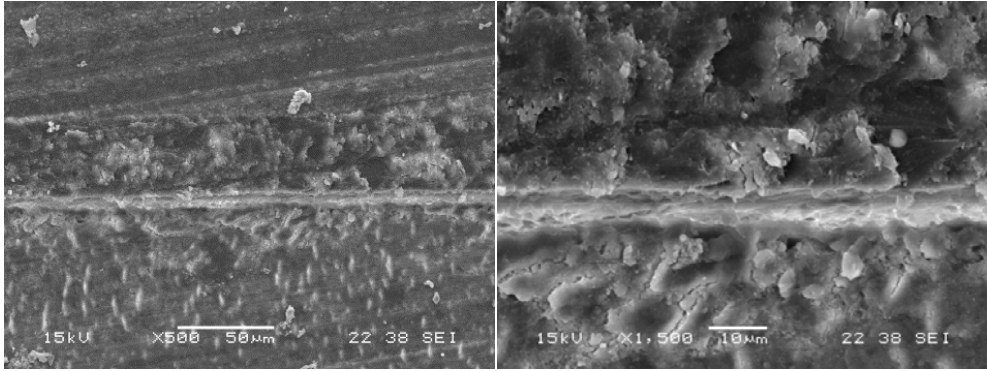
#### 4.3.1.2.1.3. %15 MCMS + S Grubu SEM Görüntüleri



**Resim 25.** %15 MCMS + S örneklerinin bağlantı yüzelerinin SEM fotoğrafları.  
a,b: x500, x1500

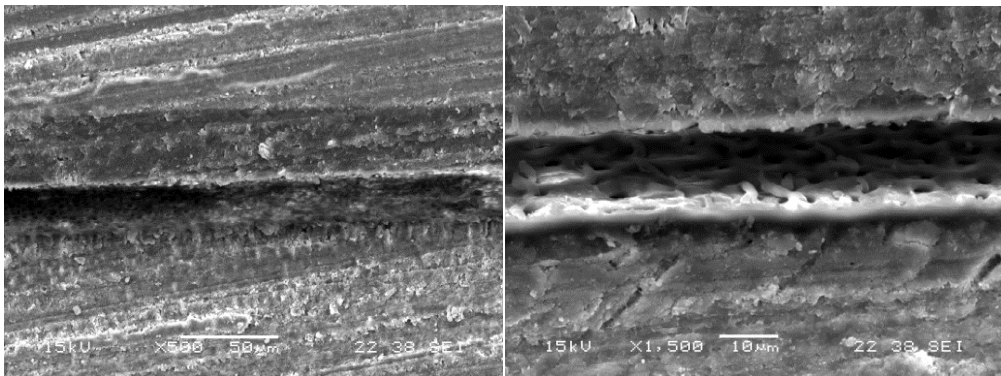
#### 4.3.1.2.2. DDAC + S Grubu SEM Görüntüleri

##### 4.3.1.2.2.1. %5 DDAC + S Grubu SEM Görüntüleri



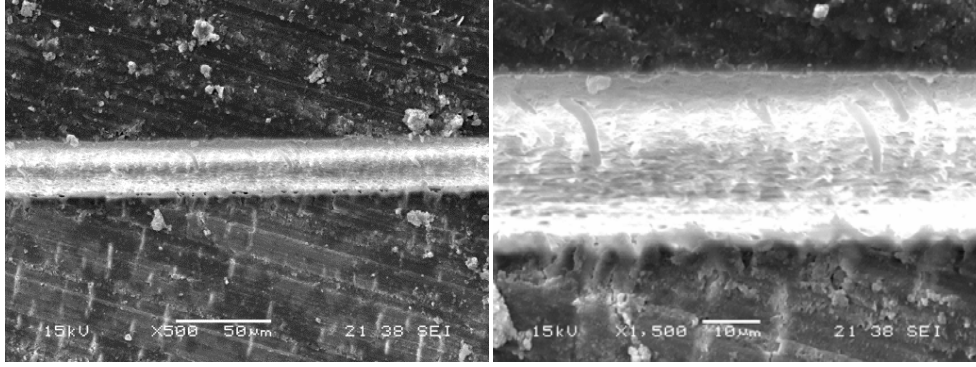
**Resim 26.** %5 DDAC + S örneklerinin bağlantı yüzelerinin SEM fotoğrafları.  
a,b: x500, x1500

##### 4.3.1.2.2.2. %10 DDAC + S Grubu SEM Görüntüleri



**Resim 27.** %10 DDAC + S örneklerinin bağlantı yüzelerinin SEM fotoğrafları  
a,b: x500, x1500

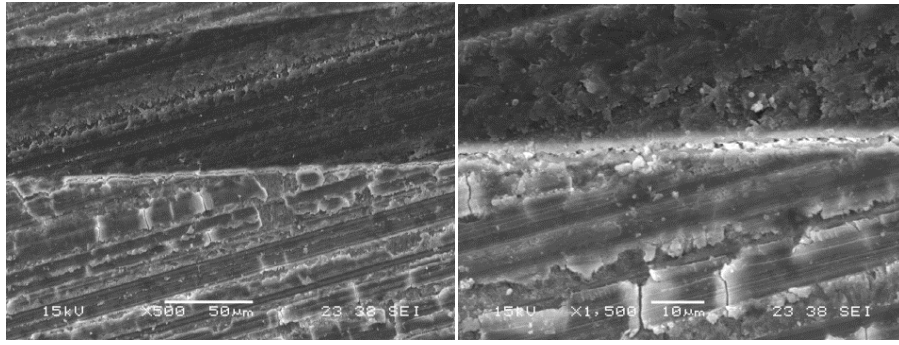
#### 4.3.1.2.2.3. %15 DDAC + S Grubu SEM Görüntüleri



**Resim 28.** %15 DDAC + S örneklerinin bağlantı yüzeylerinin SEM fotoğrafları.  
a,b: x500, x1500

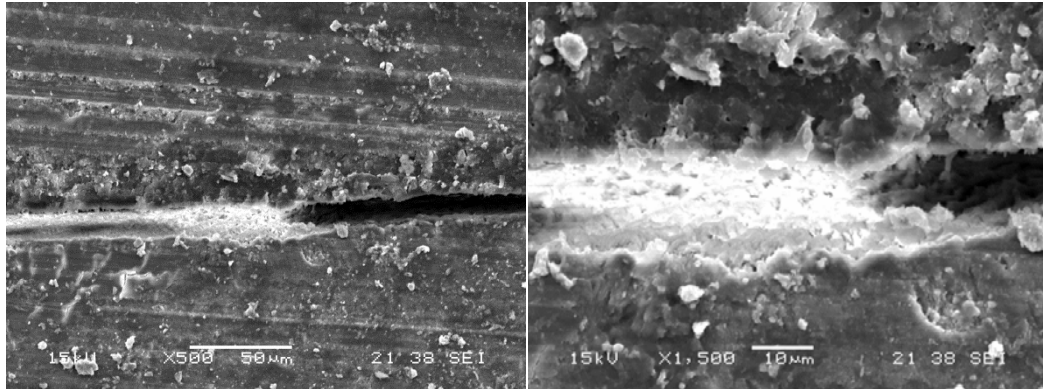
#### 4.3.1.2.3. MAPTAC + S Grubu SEM Görüntüleri

##### 4.3.1.2.3.1. %5 MAPTAC + S Grubu SEM Görüntüleri



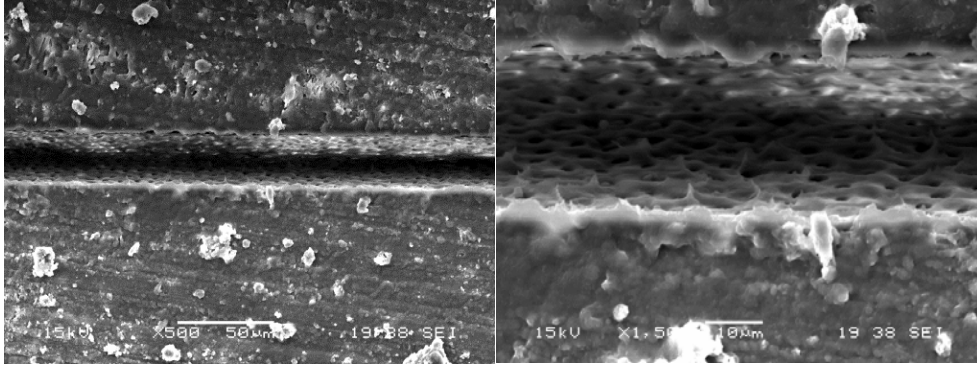
**Resim 29.** %5 MAPTAC + S örneklerinin bağlantı yüzeylerinin SEM fotoğrafları.  
a,b: x500, x1500

##### 4.3.1.2.3.2. %10 MAPTAC + S Grubu SEM Görüntüleri



**Resim 30.** %10 MAPTAC + S örneklerinin bağlantı yüzeylerinin SEM fotoğrafları.  
a,b: x500, x1500

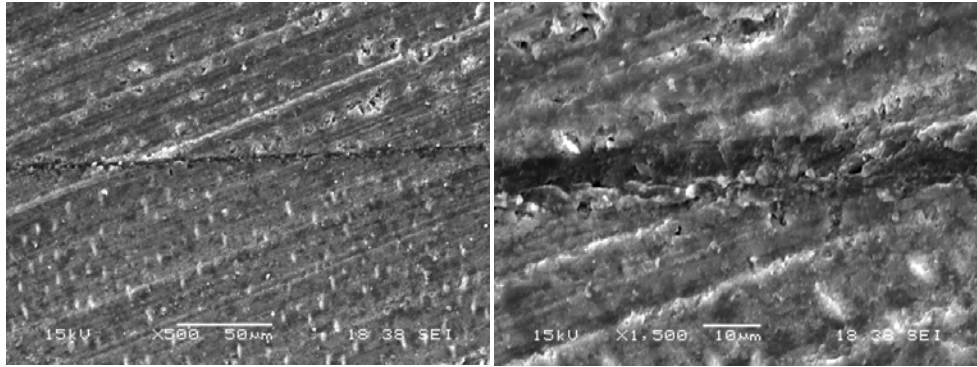
#### 4.3.1.2.3.3. %15 MAPTAC + S Grubu SEM Görüntüleri



**Resim 31.** %15 MAPTAC + S örneklerinin bağlantı yüzeylerinin SEM fotoğrafları.  
a,b: x500, x1500

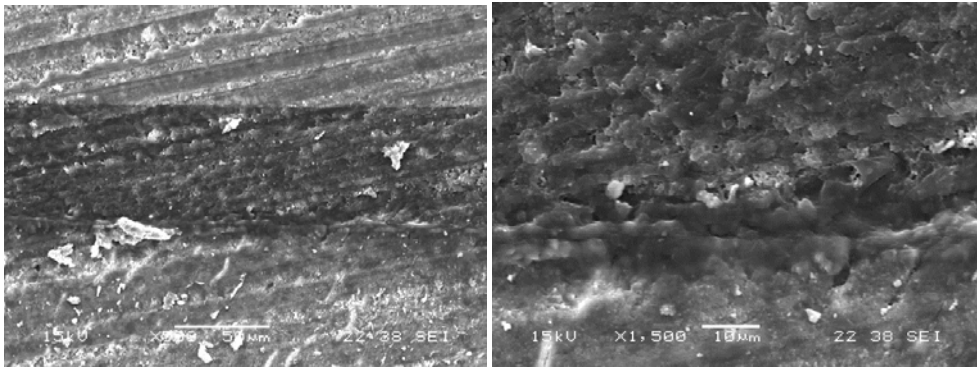
#### 4.3.1.2.4. METMAC + S Grubu SEM Görüntüleri

##### 4.3.1.2.4.1. %5 METMAC + S Grubu SEM Görüntüleri



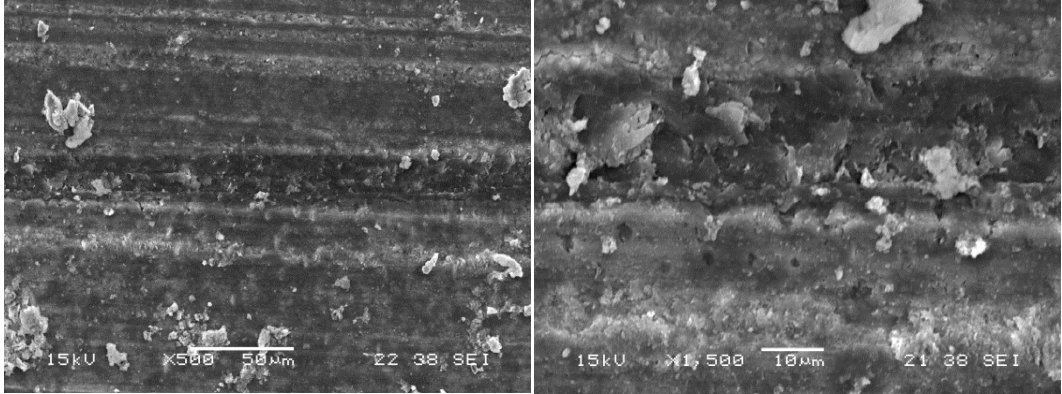
**Resim 32.** %5 METMAC + S örneklerinin bağlantı yüzeylerinin SEM fotoğrafları.  
a,b: x500, x1500

##### 4.3.1.2.4.2. %10 METMAC + S Grubu SEM Görüntüleri



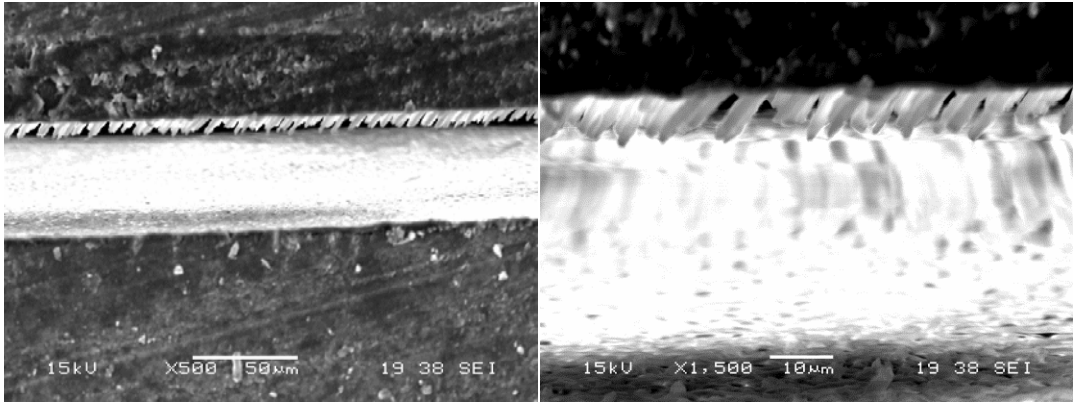
**Resim 33.** %10 METMAC + S örneklerinin bağlantı yüzeylerinin SEM fotoğrafları.  
a,b: x500, x1500

#### 4.3.1.2.4.3. %15 METMAC + S Grubu SEM Görüntüleri



**Resim 34.** %15 METMAC + S örneklerinin bağlantı yüzeylerinin SEM fotoğrafları.  
a,b: x500, x1500

#### 4.3.1.2.5. KONTROL + S Grubu SEM Görüntüleri



**Resim 35.** KONTROL + S örneklerinin bağlantı yüzeylerinin SEM fotoğrafları.  
a,b: x500, x1500



## 5. TARTIŞMA

Adeziv diş hekimliğinde amaç, sadece adeziv sistemlerle diş dokuları arasında mükemmel bir bağlanma sağlanması değil aynı zamanda bu bağlanmanın devamlılığının sağlanması olmuştur. Yeni bağlayıcı ajanların üretimiyle birlikte adeziv diş hekimliğinde ilerlemeler hızlı bir şekilde devam etmektedir. Geliştirilen ürünlerin çoğu önceki versiyonlarına göre önemli avantajlar sunmaktadır (Van Meerbeek et al., 1994, Van Landuyt et al., 2007).

Yapılan çalışmaların ışığında, adeziv sistemlerin en iyi performanslarını; diş dokularının pürüzlendirilmesi, rezin infiltrasyonunun sağlanması ve adeziv-diş dokusu bağlantısının gerçekleştirilmesi yoluyla sergiledikleri belirtilmiştir (Ceballos et al., 2002).

Etkili bir bağlanma; mikrosızıntının azalması, duyarlılık oluşumunun önlenmesi, retansiyonun artması ve çürüğe direncin yükselmesi için gereklidir. Uzun süre varlığını koruyabilen bir hibrit tabaka bu bağlantının devamlılığının sağlanmasında önemli rol bir üstlenir (Van Meerbeek et al., 1998).

Adeziv sistemlerin özelliklerini değerlendirmek için en etkili yöntem klinik çalışmalardır. Ancak klinik çalışmaların uzun zaman alması ve hasta takibi gerektirmesi gibi zorlukları bulunmaktadır. Ayrıca kan, tükürük, dişeti oluğu sıvısı, ağız ortamının ısısı gibi klinik faktörler ile günlük fonksiyonlar, termal stresler, bruksizm, malokluzyon gibi ağız içerisinde bulunan çok sayıda farklı stresler adeziv bağlantıyı olumsuz etkileyebilmekte ve hangi faktörün başarısızlığa neden olduğunun saptanması güçleşmektedir (Van Meerbeek et al., 1998, Nikaido et al., 2002).

Laboratuvar testleri, yeni materyallerin ve deneysel uygulamaların hızlı, kolay ve güvenilir bir şekilde incelenmesine olanak sağlamaktadır. Bu nedenle laboratuvar testleridişhekimliğinde kullanılan materyallerin ve yöntemlerin seçiminde ve doğru şekilde kullanılmasında diş hekimlerine yol gösterici bilgiler verir (Nakabayashi et al., 1991).

Adeziv-dentin bağlantı dayanımını değerlendirmenin en kolay yöntemlerinden biri de, bağlantı-dayanıklılıktestleridir. Bu testler, bağlanma

yüzeyine mikro gerilim, gerilim veya makaslama kuvveti uygulanması ardından kopmanın gerçekleştiği anda, birim alana düşen yük miktarının ölçülmesi ile yapılmaktadır. Klasik makaslama ve çekme kuvveti bağlanma dayanımı testleri geniş diş yüzey alanlarında (7- 12 mm<sup>2</sup>) yapılmaktadır. Yüzeyin geniş olması nedeniyle bağlanma alanında homojen olmayan stres birikimi gerçekleşmektedir. Stres dağılımının homojen olmaması restorasyon yüzeyinde lokal stres alanları oluşturmaktadır. Bu yüzden örneklerdeki kırılmalar sıklıkla koheziv şekilde (dentin veya kompozit materyal içerisinde) görülmektedir (Van Noort et al., 1989, Sano et al., 1994).

Bağlanma dayanıklılığı testlerinde farklı laboratuvarlarda yapılan araştırmalarda birbirinden oldukça farklı sonuçlar elde edilebilmektedir. Al- Salehi and Burke (1997), kompozit rezinlerin dentine bağlanma dayanıklılıklarının ölçüldüğü 50 farklı yayını inceledikleri çalışmalarında, kullanılan test metotlarının yeterince standart olmadığını bildirmişlerdir.

Sano et al. (1994), gerilim ve makaslama bağlanma dayanıklılık testleri ile yapılan değerlendirmelerde, örnekler arasında oldukça farklı sonuçlar gözlenmesi nedeniyle, bu yöntemlerin diş yapıları ile rezin kompozitler arasındaki bağlanma dayanıklılığını ölçmede kesin verilerin elde edildiği metotlar olmadığını bildirmişlerdir.

Bu problemi gidermek amacıyla stres dağılımının daha homojen ve stres birikiminin daha az olduğu mikro gerilme test metodu geliştirilmiştir (Schreiner et al., 1998, Pashley et al., 1999, Van Noort et al., 1989, Sano et al., 1994).

Mikro gerilim bağlanma dayanıklılık testi, adeziv materyaller ile diş dokuları arasındaki bağlanmanın *in vitro* veya *in vivo* olarak gerçekçi, doğru ve pratik bir test yöntemi ile değerlendirilmesi gerekliliğinden geliştirilmiştir. Mikro gerilim bağlanma dayanıklılık testinin günümüzde tercih edilmesinin nedeni, bu yöntemin çok küçük örnekler kullanılarak adeziv ara yüzeylerinin bağlanma dayanıklılığının ölçülmesine olanak tanınmasıdır. Teknik aynı zamanda daha az koheziv hata oluşumuna, çok küçük alanlarda ölçüm yapılmasına, dişin farklı bölgelerinin bağlanma dayanıklılığının değerlendirilmesine ve kırık örneklerin daha

sonra mikroskop altında incelenmesine imkan sağlamaktadır (Sano et al., 1994, Shono et al., 1999).

Mikro gerilim bağlanma dayanıklılık testinde daha küçük örnekler kullanılması, stresin daha uygun dağılmasına ve dolayısıyla daha gerçekçi ve güvenilir bağlanma değerlerinin elde edilmesine neden olmaktadır (Pashley et al., 1995).

Mikro gerilim test tekniği için 1999 yılında Shono et al. (1999) tarafından “non-trimming” metodu geliştirilmiştir.

Non-trimming metodu ile yaklaşık 1 mm<sup>2</sup> kesit alanına sahip çubuk şekilli örnekler hazırlanmaktadır. Daha önce geliştirilen “trimming” metodunda ise bağlanma yüzey alanları 1 mm<sup>2</sup> civarında olan halter veya kum saati şeklinde örnekler hazırlanmaktadır. Örneklerin kum saati şeklinde hazırlanması sırasında bağlanma ara yüzeyinde frezlepreperasyon yapılması premature çatlak riskini arttırmaktadır (Inoue et al. 2003, Bouillaguet et al. 2001).

Ancak non-trimming metodu; örnek hazırlama işleminin daha kolay olması, örnek şekillendirme sırasında örneğin zarar görmesi sonucu oluşan test öncesi kırılmaların bu metotta görülmemesi, daha fazla sayıda örnek elde edilebilmesi ve örnek standardizasyonunun kolaylaşması gibi bazı avantajlar sağlamaktadır (Pashley et al. 1999, Betamar et al. 2007).

Non-trimming teknikte hazırlanan çubuk şeklindeki örneklerde daha az travma oluşması ve bağlanma dayanıklılığının 5 MPa gibi düşük değerlere kadar ölçülmesi mümkün olmaktadır (Pashley et al., 1995, Pashley et al., 1999, Bouillaguet et al. 2001).

Çalışmamızda da tüm bu avantajlarından dolayı non-trimming metodu ile 1±0.2 mm<sup>2</sup> kesit alanlı çubuk şeklinde örnekler hazırlanmıştır.

Goracci et al. (2004); diş dokusunun, örnek kalınlığının ve örnek şeklinin mikro gerilim örneklerinin yapısal bütünlüğü ve bağlanma dayanıklılığı üzerine etkisini araştırdıkları çalışmalarında; bağlanma dayanıklılığının dentinde mineden, çubuk şeklindeki örneklerde ise kum saati şeklindekilerden daha yüksek olduğunu

göstermişler ve örneklerin kesit alanı genişledikçe bağlanma dayanıklılığının azaldığını bildirmişlerdir.

Sano et al. (1994), kesit alanı 1,6-1,8 mm<sup>2</sup> olarak hazırlanan örneklerde adeziv kırık tipinin daha fazla görüldüğünü ve bağlanma dayanıklılık değerlerinin çok az sapma gösterdiğini, ancak mikro gerilim bağlanma dayanıklılığının doğru olarak ölçülebilmesi için, örneklerin kesit alanının 1 mm<sup>2</sup>'den daha küçük olmaması gerektiğini one sürmüşlerdir.

Phrukkanon et al. (1998) ise; mikro gerilim test örneklerinde, kesit alan şeklinin ve bağlanma yüzey alanının, bağlanma dayanıklılığı ve stres dağılımı üzerine etkisini araştırmış; bağlanma dayanıklılığının 1,1 mm<sup>2</sup> ile 1,5 mm<sup>2</sup> kesit alanında değişmediğini, ancak 3,1 mm<sup>2</sup> kesit alanına sahip örneklerde anlamlı düzeyde azaldığını bildirmişlerdir. Ayrıca örneklerin kesitlerinin silindirik veya kare şeklinde hazırlanmasının bağlanma dayanıklılığını istatistiksel olarak değiştirmedeğini rapor etmişlerdir.

Bu bilgiler ışığında, bu çalışmada kompozit ve diş dokusundan oluşan mikro gerilim testi örnekleri, adeziv ara yüzey kesiti kare ve kesitlerin alanı 1.0+0.2 mm<sup>2</sup> olacak şekilde, çubuk biçiminde hazırlanmıştır. Böylece hem bağlanma dayanıklılığının doğru olarak ölçülmesine izin veren adeziv kırılmalar oluşturulabilmiş, hem de yüzey alanının daraltılmasıyla daha yüksek bağlanma değerleri elde edilebilmiştir, hem de boyutların çok küçülmesiyle meydana gelebilecek yüksek değerler elemine edilmiştir.

ISO standartlarına göre bağlanma dayanıklılığı testlerinde kullanılacak cihazların kafa hızının 0,45 mm/dak–1,05 mm/dak veya en fazla 5 N/dak sabit artışla yapılması gerekmektedir (ISO 1994).

Özellikle gerilim testlerinde kafa hızının düşük tutulması önerilmektedir (Kwong et al. 2002).

Hara et al. (2001) değişik kafa hızlarının kırılma tipleri üzerine etkisini inceledikleri çalışmalarında, artan kafa hızlarının koheziv kırılma olasılığını artırdığını bildirmişlerdir.

Bu çalışmada kullanılan 1 mm/dak kafa hızı da, ISO standartlarının öngördüğü aralıktadır ve analiz edilen kırık tiplerinin çoğunun adeziv olması bunu desteklemektedir.

Araştırmaların büyük çoğunluğu dişleri çekimden çalışma anına kadar olan bekletme süresinin dentin ve mineye bağlanma dayanımı üzerine önemli bir etkiye sahip olmadığını göstermektedir (Diaz-Arnold et al. 1990, Rueggeberg 1991). İki gün ve altı ay gibi sürelerle bekletilen dişlerin bağlanma değerleri arasında önemli bir fark görülmemiştir (Retief 1991).

Çalışmamızda da bekletme süresinin önemli bir değişime neden olmadığı göz önünde bulundurulmuş ve dişler çekimden sonra en fazla 2 aylık bir bekleme süresi içinde kullanmıştır.

Araştırmalarda kullanılan dişler çekimden testin uygulanacağı ana kadar bir çok farklı solüsyonda bekletilmekte ancak farklı ajanlar içeren solüsyonların bağlanma dayanımına ve adeziv ara yüzeyin degradasyonuna etkisinin halen bilinmediği ve bu konuda daha fazla çalışmaya ihtiyaç duyulduğu belirtilmektedir (Amaral et al. 2007, Rueggeberg 1991).

Araştırmamızda dişler adeziv materyallerin uygulanacağı ana kadar +4°C'de serum fizyolojik solüsyonunda, materyaller uygulandıktan sonra test anına kadar ise 37°C'de distile suda 24 saat süreyle bekletilmiştir.

Deney şartları ve hazırlığı dışında adeziv sistemlerin dentine bağlanma dayanımını etkileyen en önemli faktörlerden birisinin dentinin kompleks histolojik yapısı ve farklı kimyasal içeriği olduğu bildirilmektedir. Yüzeyel dentinden derin dentine doğru gittikçe dentinin kimyasal içeriğinin değişmesi, kollojen içeriğinin azalması, tübül çap ve sayısının artması, dentin nemliliğinin artması, dentinal geçirgenliğin değişmesi bağlanmada farklılıklara sebep olmaktadır (Nakabayashi and Pashley 1998).

Dentindeki bu bölgesel farklılıkların rezin-dentin bağlanma dayanımı üzerine dişten dişe olan varyasyonlardan daha fazla etkili olduğu bildirilmiştir (Pashley et al., 1999).

Dentin derinliğinden başka, dentinin çürükten etkilenmiş veya sklerotik olması da adeziv sistemlerin etki mekanizmasını değiştirmektedir(Kwong et al., 2000).

Bağlanma dayanıklılığı testlerinde sonuçları, seçilen diş grubu, dişlerin saklanma koşulları, çalışılacak sert doku derinliği ve örnek yüzeylerini hazırlama teknikleri de etkilemektedir (Pashley et al., 1999, Kitasako et al., 2000).

Bu nedenle bu çalışmada, kullanılan diş gruplarının benzer özellikler göstermesi ve alınan kesitlerin mümkün olduğunca tek tip olması amacıyla, örneklerinin standart bir şekilde hazırlanmasına özellikle önem verilmiştir. Seçilen dişler 18-28 yaş aralığındaki hastalardan alınmış mandibular 20 yaş dişleridir. Dentin örnekleri, okluzal düzleme dik olacak şekilde hazırlanmış ve sadece orta derinlikteki (mid- coronal) dentin yüzeyleri kullanılmıştır. Bu şekilde, dentinin bölgesel farklılıklarının mikro gerilim bağlanma dayanıklılık testi üzerine etkisi en aza indirilmeye çalışılmıştır (Van Meerbeek et al. 2003).

Adeziv uygulamasından önce, mikro gerilim bağlanma dayanıklılık testi için uygun ve düz yüzeyler elde edebilmek için, mine ve dentin yüzeylerine 10'ar sn 180-220-320-400 grid SiC, daha sonra 60 sn 600 grid SiC disklerle su soğutması altında polisaj uygulanmıştır. Böylece, tüm örneklerde standart bir smear tabakasının elde edilmesi amaçlanmış ve diş dokularında doğal olarak var olan düzensizliklerin bağlanma dayanıklılığında yanlış bir pozitif artışa neden olması engellenmeye çalışılmıştır (De Munck et al., 2002, Van Meerbeek et al., 2003).

Çalışmada elde edilen SEM görüntüleri, örneklerin standart ve tek tip olarak hazırlandığını doğrulamaktadır.

Rezin esaslı restoratif materyallerin yüzey hazırlayıcısı (asit) ve adeziviyle tam bir sistem olduğu kabul edilmektedir (Frankenberger et al., 2001).

Kompozit rezinler farklı şekillerde inorganik doldurucular, yüksek molekül ağırlıklı di metakrilatlar, farklı aktivatörler ve UV stabilizörleri içermektedir. Bu nedenle, kompozit rezin sistemlerinin *in vitro* ve *in vivo* performansını değerlendirmede, bu içerikleri ile uyumlu bağlanma morfolojisi ve bağlanma dayanıklılığı gösteren adeziv sistemler ile birlikte kullanılmalarının gerektiği düşünülmektedir. Kompozit rezinlerin fiziksel özelliklerinin sadece materyal

içeriğine değil, aynı zamanda birlikte kullanıldığı adeziv sistemin özelliklerine de bağlı olduğu bildirilmektedir (da Silva Telles et al., 2001).

Araştırmamızda Scotchbond kullanılan örneklerde, aynı firmanın önerdiği dental kompozit (3M filtek supreme XTE,3M Espe, USA) kullanılmıştır. Asit, adeziv ve restoratif materyal uygulamaları, üretici firma önerileri titizlikle takip edilerek gerçekleştirilmiştir. Aynı kompozit yapısal olarak, hazırladığımız deneysel adezivlerle büyük oranda uyum gösterdiği için kor yapılar aynı kompozit kullanılarak şekillendirilmiştir.

Hashimoto et al. (2000) smear tabakası içeren dentin yüzeyine Scotchbond Multi Purpose adeziv sistemin %35'lik fosforik asitini 15 sn, 60 sn, 120 sn ve 180 sn uygulamışlar, sonuçta 15 sn ve 60 sn uygulanan grubun 120 sn ve 180 sn uygulanan gruptan daha yüksek mikro gerilim bağlanma dayanımı gösterdiğini bulmuşlardır.

Yaptıkları SEM incelemelerinde ise, 120 sn ve 180 sn uygulanan fosforik asitin dentini aşırı derecede demineralize ettiğini, kollojen liflerin büyük kısmını açığa çıkardığını ancak bunların hemen büzülmesi sonucunda rezinin kollojen liflerin arasına tam giremediğini ve dolayısıyla bağlantının zayıf olduğunu rapor etmişlerdir.

Total etch (TE) sistemlerde dentine uygulanan asitlerin suyla yıkayıp uzaklaştırılmasından sonra dentin yüzeyine uygulanan havayla kurutma işlemi, kollojen ağ yapının arasında bulunarak onu destekleyen suyun ortamdaki uzaklaşmasına, kollojen liflerin büzülmesine ve adeziv rezinin kollojen lifler arasına penetrasyonunun bozulmasına neden olmaktadır (Nakaoki et al., 2000, Pashley et al., 2000).

Bu nedenle günümüz total etch sistemlerinin bağlanma öncesi nemli dentin gerektirdiği ancak bağlanma dayanımını yükseltecek nem miktarının adeziv çözücü tipine göre değiştiği bildirilmiştir (Reis et al., 2003, Reis et al., 2004, Reis et al., 2007).

Başka bir deyişle TE'lerin bağlanma dayanımı yüzey nemi ve çözücü tipinin uygun kombinasyonunu bağlıdır. Su bazlı sistemlerin kuru dentinde kollojen matriksi genişletme eğiliminde oldukları ve bu sebeple kuru dentinde daha az performans kaybı gösterdikleri tespit edilmiş, aseton bazlı sistemlerin ise bağlanma

dayanımlarının yükselmesi için daha nemli yüzey gerektirdiği bildirilmiştir (Reis et al., 2003, Reis et al., 2004).

Nakajima et al. (1999), wet bonding tekniğinin bağlanma dayanımına etkisini inceledikleri mikro gerilim çalışmasında; Scotchbond Multi Purpose Plus'ın nemli dentindeki bağlanma dayanımının (42MPa), kuru dentindeki iki katı kadar (21 MPa) olduğunu bulmuşlardır.

Su bazlı sistemlerde, dentine uygulanan adezivin içeriğindeki su buharlaştıkça demineralize dentinde monomer oranının arttığı, suyun buhar basıncının giderek düştüğü ve daha fazla suyun uzaklaşmasının zorlaştığı bildirilmiştir. Bu durumda artık su, monomer infiltrasyonunu güçleştirmektedir.

Nishitani et al. (2006), etanol çözücüsünün BiSGMA/TEGDMA karışımlarının dentine infiltrasyonunu kolaylaştırdığını ve yüksek bağlanma dayanımı sağladığını rapor etmişlerdir.

Bu bilgilerden yararlanarak BİSGMA ve TEGDMA içeren adezivimizin primerini etanol ile elde ettik.

Adeziv restorasyonların uzun süreli başarısında, adeziv sistemin degradasyona karşı direncinin büyük önem taşıdığı bilinmektedir (Amaral et al., 2007).

Yapılan çalışmalargünümüzdeki adeziv sistemlerin dentine bağlanma kuvvetlerinin başlangıçta daha yüksek olduğunu ancak zaman içerisinde diş-restorasyon ara yüzeyinde oluşan degradasyona bağlı olarak bağlanma dayanımında düşme görüldüğünü ortaya koymuştur (Frankenberger et al., 2004, Hashimoto et al., 2003, Hashimoto et al., 2003).

Bağlanma ara yüzeyindeki degradasyonun mekanizmasında okluzal ve termal stresler gibi mekanik etkenlerle birlikte, temel olarak kimyasal etkenler rol oynamaktadır. Kimyasal olarak en önemli reaksiyonlar difüzyon kaynaklı su girişine bağlı olarak meydana gelen rezin komponentlerin hidrolizi ve plastisizasyonudur (Amaral et al., 2007).

Hidroliz, farklı kollojen fibril ünitelerini ve rezin polimerleri bağlayan kovalent bağların yıkılmasına yol açmaktadır (Hashimoto et al., 2000).Bu olayın



tükürük enzimleri, bakteriyel enzimler ve dentin kaynaklı enzimler tarafından da hızlandırılabilceği bildirilmiştir (Santerre et al., 2001, Pashley et al., 2004).

Oluşan yıkım ürünlerinin ve polimerize olmamış monomerlerin ortamdaki uzaklaşması, bağlantıyı zayıflatarak daha fazla su girişine neden olmaktadır. Su ayrıca polimer zincirleri arasındaki sürtünme kuvvetlerini azaltarak rezinin mekanik özelliğini düşürür ve polimerin şişmesine neden olur ki bu olay rezinin plastisizasyonu olarak bilinmektedir (Amaral et al., 2007, Breschi et al., 2008, Tezvergi-Mutluay et al., 2011).

Adeziv sistemdeki gelişmelerle hibrit tabakanın idamesini sağlayacak yeni materyallerinde geliştirilmesi kaçınılmazdır. MMP'ların hibrit tabakadaki kollojen fibrillerin yıkımından sorumlu olduğu düşünülmektedir ve dentin matriksi MMP-2,8,9 ve 20'yi içermektedir. (Sulkala et al., 2007) Asitleme sırasında kollojen fibrillerin içerdiği MMP'lar dışarıya çıkar ve aktive olurlar. (Mazzoni et al., 2006, Tay et al., 2006) Konak kaynaklı MMP'ların inhibisyonu rezin-dentin bağlarının zamanla yıkımını önleyebilir (Pashley et al., 2004; Hebling et al., 2005; Carrilho et al., 2007a,b).

Klorheksidin de antimikrobiyal özelliğinin yanında anti-MMP aktivitesine sahiptir (Gendron et al., 1999). Demineralize dentin 0.2wt% klorheksidin ile inkübe edildiği zaman kollojen dejenerasyonu neredeyse tamamen durmuştur (Pashley et al., 2004; Breschi et al., 2010). Fakat klorheksidin suda çözünebilir yapıdadır ve hibrit tabakadan dışarı çıkarak uzun dönem anti-MMP etkinliğini yitirebilir.

Kuarterner amonyum bileşikleri de aynı şekilde antimikrobiyal özellikleri sahiptir ve daha önce dental rezinin içerisine katılmışlardır (Imazato et al., 1997; Xiao et al., 2008; Imazato, 2009; Namba et al., 2009). Klorheksidine benzer olarak bunlarda suda çözünebilir ve bağlantı ara yüzünden dışarıya çıkabilirler.

MDPB (12-methacryloyloxydodecylpyridinium bromide) gibi polimerize olabilen KAM'ların avantajı adeziv monomerle kopolimerize olabilmeleridir (Imazato et al., 1997, 2007; Imazato, 2009; Li et al., 2009). Katyonik klorheksidin MMP'ları inhibe ettiğine göre katyonik KAM'da endojenöz dentin MMP'larını inhibe etmelidir.

Literatürde antibakteriyel KAM'ların MMP inhibisyonunu sağladığına dair günümüze kadar kısıtlı araştırmalar bulunmaktadır(Tezvergil-Mutluay et al., 2011).

Tezvergil-Mutluay et al. (2011) yaptığı araştırmada çalışmamızda kullanılan tüm KAM'ları ve adeziv monomer ile ilk polimerize edilen MDPB'yi kullanmış ve bunların MMP-9' a yönelik inhibisyonunu araştırmıştır. Sırası ile MAPTAC % 34, DDAC %55, MPDB%88, MCMS%97 ve METMAC %100 olarak MMP-9'u inhibe etmiştir. Araştırma sırasında yaptığı gözlemler sonucu aynı oranlar doğrultusunda dentindeki diğer MMP'ların da inhibisyonu gözlenmiştir. Fakat MMP-20'nin aynı zamanda hidroliz kollojen olmasından dolayı KAM etkinliğinin MMP-20 için daha değişik olabileceğini ve daha fazla araştırma yapılması gerekliliğini vurgulamıştır.

Bağlanma testinden sonra yapılan kırılma analizleri, adeziv sistemlerin ölçülen bağlanma dayanımlarının ne kadar güvenilir olduğunu göstermesi bakımından önemlidir. Çünkü geleneksel test metotları olan makaslama ve çekme bağlanma dayanımı 25 MPa'yı geçtiği zaman %80 gibi bir sıklıkla dentinde koheziv fraktürler görülmektedir. Bu durum adezivin dentine olan bağlanma dayanımının tam olarak ölçülebilmesini engeller. Sonuçta ölçülen bağlanma dayanımı, ne adezivin gerçek bağlanma dayanımı ne de dentinin gerçek kırılma direncidir. Dolayısıyla dentindeki böyle koheziv hatalar rezin-dentin bağlantısının dentinin iç bağlanma dayanımından yüksek olduğu anlamına gelmez. Koheziv başarısızlıklar, dentin ya da restoratif materyalin içindeki hatalı bölgeler ve bu bölgelere lokalize olan düzgün olmayan stres dağılımından kaynaklanmaktadır. Bu yüzden yapılan çalışmalarda bağlanma dayanımlarını daha doğru yansıtabilen adeziv tipte kopmaların fazla olması istenir (Amstrong et al., 1998, Phrukkanon et al., 1998a, Phrukkanon et al., 1998b).

Çalışmamızda da kırılma tipleri toplu olarak değerlendirildiğinde en fazla adeziv, ardındankarma, daha sonra dentinde koheziv ve kompozitte kohezivbaşarısızlık tiplerinin olduğu görülmüştür. Dolayısıyla bu çalışmanın adeziv sistemlerin bağlanma dayanımlarını gerçekçi bir şekilde yansıtabildiği düşünülebilir.

Yapılan bazı çalışmalarda düşükbağlanma dayanımına sahip sistemlerde adeziv kırılma oranının daha yüksekolduğu ve bağlanma dayanımının düşük olduğu

sistemlerden yüksek olduğu sistemlere doğru gidildikçe, miks ve koheziv kırılmaların oranında artış olduğu görülerek bağlanma dayanımı ile kırılma tipi arasında ilişki olabileceği belirtilmiştir (Amstrong et al., 1998, Toledano et al., 2007).

Çalışmamızda en yüksek bağlanma dayanımına sahip gruplarda (KONTROL, KONTROL + S, %5 METMAC, %5 METMAC + S, %10 METMAC, %10METMAC + S, %5 MCMS, %5MCMS + S) ile en düşük bağlanma dayanımının görüldüğü gruplarda adeziv kırılma yüzdelerinin diğer gruplara oranla düşüktür. Dolayısıyla bulduğumuz veriler bu araştırmaları destekler niteliktedir. Ancak bağlantı dayanımı ile kırık tipinin ilişkisi olmadığına dair araştırmalarda mevcuttur (Amstrong et al., 1998).

Hibrit tabakası ve rezin uzantılarının farklı morfolojide ve kalınlıkta bulunmasının; uygulanan materyale, dentin bölgesine ve dentinde oluşturulan demineralizasyon derinliğine bağlı olduğu bildirilmiştir (Uno and Finger 1996).

Adeziv sistemlerde hibrit tabaka kalınlığının yaklaşık olarak 1-5 µm arasında olduğu tespit edilmiştir. Bu TE sistemlerde 3-5 um arasındadır (Yoshida et al., 2000, Tay and Pashley 2001).

Hibrit tabakasının adezivdeki doldurucu içeriğinin artmasına bağlı olarak da kalınlaştığı tespit edilmiştir (Frankenbeger et al., 2001).

Perdigao et al. (2000), SEM incelemesi için örnek hazırlama esnasında kesme işlemi bağlanma ara yüzeyine dik yapılmazsa, hibrit tabakasının kesme açısı sebebiyle daha kalın görülebileceğini bildirmişlerdir.

Asit uygulama süresinin uzatılmasının da hibrit tabaka kalınlığını arttırdığı ancak düşük bağlanma dayanımına neden olduğu bildirilmiştir (Hashimoto 2000).

Scotchbond içeren örneklerde hibrit tabakasının kalın olduğu gözlemlenmiştir. Bu örneklerde hibrit tabakanın daha kalın olmasının Frankenberger et al. (2001) çalışmalarında tespit ettiği gibi doldurucu içeriğine bağlı olduğunu düşünmekteyiz.

Scotchbond'un hazırladığımız deneysel adezivlere oranla daha yüksek doldurucu içeriğine sahip olması Scotchbond örneklerinin daha kalın bir hibrit tabakaya sahip olmasını açıklayabilir.

## 6. SONUÇLAR

Farklı konsantrasyonlardaki KAM(Kuarterner Amonyum Metakrilat) içeren dental adezivlerin mikro gerilim bağlantı dayanımlarını incelediğimiz çalışmada elde edilen sonuçlar aşağıda gösterilmiştir.

1. Adezivlerde KAM konsantrasyonu arttırıldığında bağlantı dayanımlarının azaldığı,
2. %5 METMAC ([2-(Methacryloyloxy)ethyl] trimethylammonium chloride), %10 METMAC ve % 5 MCMS (Methacryloyl choline methyl sulfate) içeren adezivlerin bağlantı dayanımlarının yeterli olduğu ancak kontrol grubuna kıyasla bağlantı değerlerinin düştüğü fakat aradaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı,
3. Bonding olarak Scotchbond kullanılmasının primer KAM içerdiği zaman bağlantı değerini arttırmadığı,
4. DDAC(Diallyldimethylammonium chloride)'nin ve MAPTAC([3-(Methacryloylamino)propyl] trimethylammonium chloride)'in adeziv rezinin yapısına ilave edildiği zaman bağlantı değerlerinin azaldığı,
5. MCMS'in %10'u aşan konsantrasyonlarda adeziv rezine ilave edildiğinde bağlantı değerini anlamlı derecede düşürdüğü,
6. METMAC'ın %15'i aşan konsantrasyonlarda adeziv rezine ilave edildiğinde bağlantı değerini anlamlı derecede düşürdüğü,
7. Hibrit tabaka kalınlığının güçlü bir bağlanma oluşturmada temel faktör olmadığı,
8. SEM görüntülerinin mikro gerilim bağlanma dayanıklılık testi bulgularını destekler nitelikte olduğu sonuçlarına varılmıştır.

## ÖZET

Bu in vitro çalışmanın amacı farklı konsantrasyonlarda kuarterner amonyum metakrilat içeren dental adezivlerin dentine mikroyerilim bağlanma dayanıklılığının değerlendirilmesidir. Çekilmiş insan molar dişleri dentin örneklerinin hazırlanması amacıyla düzleştirilmiş ve KAM konsantrasyonlarına göre bondığı KAM içeren örnekler ve bondingi scotchbond olan örnekler 12'şer gruba ayrılmıştır. KAM içermeyen örnekler kontrol grubu olarak kullanılmıştır. Primer ve bondingi KAM içeren örneklerde %5, %10 ve %15'lik konsantrasyonlarda MCMS, MAPTAC, METMAC ve DDAC içeren adezivler kullanılmıştır. Primer'ı KAM bondingi Scotchbond olan gruplarda %5, %10 ve %15'lik konsantrasyonlarda MCMS, MAPTAC, METMAC ve DDAC içeren primerler kullanılmış, bonding olarak Scotchbond kullanılmıştır. Etch&rinse adezivin uygulanmasından sonra dental kompozit (Filtek Supreme XTE, 3M ESPE) kullanılarak kompozit bloklar oluşturulmuştur. Örnekler 1 mm<sup>2</sup>'lik çubuklar elde edilecek şekilde kesilmiş ve her diştten rastgele seçilen 7 örneğe (n=21) üniversal test makinesi (Micro Tensile Tester, BISCO) ile mikroyerilim bağlanma dayanıklılık testi uygulanmıştır (1 mm/dak). Kırılma tipleri stereomikroskop ile, bağlanma ara yüzeyleri ise tarama elektron mikroskobu (SEM) ile incelenmiştir. Mikro gerilim testi verileri Kruskal-Wallis ANOVA'yı takiben Dunn yöntemi ile kırılma tiplerinin dağılımı ise Pearson Ki-kare testi ile değerlendirilmiştir (p=0,05). Primer ve bondingi KAM içeren gruplar arasında en yüksek mikro gerilim bağlanma dayanıklılığını Kontrol Grubu (17,920 ± 6,074 MPa) göstermiştir ancak %5 METMAC (17,310 ± 5,915 MPa), %10 METMAC (13,191 ± 6,247 MPa) ve %5 MCMS (13,524 ± 5,701 MPa) grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (p>0,05). Primer'ı KAM bondingi Scotchbond olan gruplarda incelenen bağlantı dayanımları sonucu primer KAM içerdiği zaman bonding olarak Scotchbond kullanmanın bağlantı değerini değiştirmedeği sonucuna varılmıştır.

**Anahtar Kelimeler:** Kuarterner Amonyum Metakrilat, Farklı Konsantrasyon, Etch & Rinse Adeziv, Mikro Gerilim Bağlanma Dayanıklılığı

## ABSTRACT

The aim of this in vitro study was to evaluate micro tensile bond strength of quaternary ammonium metacrylates in different concentrations which is used with anetch&rinse adhesive system to dentin. Extracted human molars were flattened to obtain dentin surfaces. The primer and bonding including QAM specimens were divided into 12 groups either primer including QAM and Scotchbond bonded specimens. Acid was applied according to manufacturers' instructions and performed primer and bonding which is not including QAM was used as control group. The primer and bonding including QAM specimens are used with MCMS, MAPTAC METMAC and DDAC in %5, %10 and %15 concentrations. Primer including QAM and Scotchbond bonded group, primers are used with MCMS, MAPTAC METMAC and DDAC at %5, %10 and %15 concentrations.

After application of etch&rinse adhesive, composite builtups were created with dental composite (Filtek Supreme XTE, 3M ESPE). The teeth were sectioned into serial 1 mm<sup>2</sup> sticks, and micro tensile bond strength was measured in 7 sticks from each teeth randomly selected (n=21) using a universal testing machine (1 mm/min) (Micro Tensile Tester, BISCO). Failure modes were determined under a stereomicroscope. Specimens from each group were evaluated with scanning electron microscope for surface texture.

Micro tensile bond strength test data were analyzed by Kruskal-Wallis ANOVA followed by Dunn method and failure mode distributions were analyzed by Pearson Chi-square test (p=0.05). Control group ( $17.920 \pm 6.074$  MPa) exhibited the highest micro tensile bond strength between primer and bonding including QAM specimens (p<0.05) but the difference was not significant in comparison to %5 METMAC ( $17.310 \pm 5.915$  MPa), %10 METMAC ( $13.191 \pm 6.247$  MPa) and %5 MCMS ( $13.524 \pm 5.701$  MPa) (p>0.05). When the primer including QAM and Scotchbond bonded specimens were examined, there is no increase at microtensile values after using scotchbond.

**Keywords:** Quaternary ammonium methacrylates, Different Concentration, Etch&Rinse Adhesive, Micro Tensile Bond Strength

## KAYNAKLAR

- Abo T, Uno S, Sano H. Comparison of bonding efficiency of an all-in-one adhesive with a self-etching primer system. *Eur J Oral Sci* 2004; 112:128.
- al-Salehi, S.K.,Burke, F.J. (1997) Methods used in dentin bonding tests: an analysis of 50 investigations on bond strength. *Quintessence Int*, 28 (11), 717-723.
- Amaral FLB, Collucci V, Palma-Dibb RG, Corona SAM. Assessment of In Vitro Methods Used to Promote Adhesive Interface Degradation: A Critical Review. *J Esthet Restor Dent* 2007;19:340-354.
- Armstrong SR, Boyer DB, Keller JC. Microtensile bond strength testing and failure analysis of two dentin adhesives. *Dent Mater* 1998;14: 44-50.
- Armstrong SR, Keller JC, Boyer DB. Mode of failure in the dentin-adhesive resin- resin composite bonded joint as determined by strength-based ( $\mu$ TBS) and fracture- based (CNSB) mechanical testing. *Dent Mater* 2001;17:201-210.
- Armstrong SR, Vargas MA, Chung I, Pashley DH, Campbell JA, Laffoon JE, et al. Resin-dentin interfacial ultrastructure and microtensile dentin bond strength after five-year water storage. *Oper Dent* 2004;29:705-12.
- Barkmeier WW, Cooley RL. Laboratory evaluation of adhesive systems. *Oper Dent*. 1992;5: 50-61.
- Bertolotti RL. Conditioning of the dentin substrate. *Oper Dent* 1992; 5: 131-136.
- Betamar N, Cardew G, Van Noort R. Influence of Specimen Designs on the Microtensile Bond Strength to Dentin. *J Adhes Dent* 2007;9:159-168.
- Birkedal-Hansen H, Moore WG, Bodden MK, Windsor LJ, Birkedal- Hansen B, DeCarlo A, et al. (1993). Matrix metalloproteinases: a review. *Crit Rev Oral Biol Med* 4:197-250.
- Bouillaguet, S., Ciucchi, B., Jacoby, T., Wataha, J.C.,Pashley, D. (2001) Bonding characteristics to dentin walls of class II cavities, in vitro. *Dent Mater*, 17 (4), 316-321.
- Bowen RL. Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues II. Bonding to dentin promoted by surface-active comonomer. *J Dent Res* 1965; 44: 895-902.
- Brackett MG, Tay FR, Brackett WW, Dib A, Dipp FA, Mai S, et al. In vivo chlorhexidine stabilization of hybrid layers of an acetone-based dentin adhesive. *Oper Dent* 2009;34:379-83.
- Breschi L, Mazzoni A, Nato F, Carrilho M, Visintini E, Tjaderhane L, et al. (2010). Chlorhexidine stabilizes the adhesive interface: a 2-year in vitro study. *Dent Mater* 26:320-325.



- Breschi L, Mazzoni A, Ruggeri A, Cadenaro M, Di Lenarda R, De Stefano Dorigo E. Dental adhesion review: Aging and stability of the bonded interface. *Dent Mater* 2008;24:90-101.
- Breschi L, Mazzoni A, Ruggeri A, Cadenaro M, Di Lenarda R, De Stefano Dorigo E. Dental adhesion review: Aging and stability of the bonded interface. *Dent Mater* 2008;24:90-101.
- Brinckerhoff CE, Matrisian LM (2002). Matrix metalloproteinases: a tail of a frog that became a prince. *Nat Rev Mol Cell Biol* 3:207-214.
- Brönström M, Johnson G. Effects of various conditioners and cleaning agents on prepared dentin surfaces: A Scanning Electron Microscopic investigation. *J Prosthet Dent* 1974;31: 422-430.
- Buonocore M, Wileman W, Brudevold F. A report on a resin composition capable of bonding to human dentin surfaces. *J Dent Res* 1956; 35:846-851.
- Burke FJT, McCaughey AD. The four generations of dentin bonding. *Am J Dent*. 1995; 8: 88-92.
- Cardoso PEC, Sadek FT. Microtensile bond strength on dentin using new adhesive systems with self-etching primers. *Braz J Oral Sci*. 2003;2:156-159.
- Carrilho MR, Carvalho RM, de Goes MF, di Hipólito V, Geraldini S, Tay FR, et al. (2007a). Chlorhexidine preserves dentin bond in vitro. *J Dent Res* 86:90-94.
- Carrilho MR, Geraldini S, Tay F, de Goes MF, Carvalho RM, Tjäderhane L, et al. (2007b). In vivo preservation of the hybrid layer by chlorhexidine. *J Dent Res* 86:529-533.
- Causton BE. Improved bonding of composite restorative to dentin. *Braz Dent J* 1984; 156:93-95.
- Ceballos, L., Toledano, M., Osorio, R., Tay, F.R., Marshall, G.W. (2002) Bonding to Er-YAG-laser-treated dentin. *J Dent Res*, 81 (2), 119-122.
- Chan KM, Tay FR, King NM, Imazato S, Pashley DH. Bonding of mild self-etching primers/adhesives to dentin with thick smear layers. *Am J Dent* 16: 340-46, 2003.
- Charlton DG, Beatty MW. The effect of dentin surface moisture on bond strength to dentin bonding agents. *Oper Dent* 1994;19:154-158.
- Chaussain-Miller C, Fioretti F, Goldberg M, Menashi S. The role of matrix metalloproteinases (MMPs) in human caries. *J Dent Res* 2006;85:22-32.
- Chen K, Shono Y, Ogawa T, Kozono Y, Terashita M. Fracture Aspects of Resin- Dentin Bonding in Non-trimming Microtensile Test. *Dent Mater J* 2001;20(4):315-324.
- Christensen GJ. Clinical factors affecting adhesion. *Oper Dent* 1992; 5: 24-31.
- da Silva Telles, P.D., Aparecida, M., Machado, M., Nor, J.E. (2001) SEM study of a self-etching primer adhesive system used for dentin bonding in primary and permanent teeth. *Pediatr Dent*, 23 (4), 315- 320.

- Davidson CL, DeGee AJ. Relocation of polymerization contraction stress by flow in dental composites. *J Dent Res* 1984; 63:146-148.
- Dayangaç B. Bonding sistemler “Kompozit rezin restorasyonlar”. Ankara:Güneş Kitapevi Ltd. Şti., 2000:21-38.)
- De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, Van Meerbeek B. A Critical Review of the Durability of Adhesion to Tooth Tissue: Methods and Results. *J Dent Res* 2005;84(2):118-132.
- De Munck J, Van Meerbeek B, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Suzuki K, Lambrechts P, Vanherle G. Four-year Water Degradation of Total-etch Adhesives Bonded to Dentin. *J Dent Res*. 2003;82(2): 136-140.
- De Munck, J., Van Meerbeek, B., Yudhira, R., Lambrechts, P., Vanherle, G. (2002) Micro-tensile bond strength of two adhesives to Erbium:YAG-lased vs. bur-cut enamel and dentin. *Eur J Oral Sci*, 110 (4), 322-329.
- Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status of luting agents or fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent* 8: 35-141, 1999.
- Diaz-Arnold AM, Williams VD, Aquilino SA. A review of dentinal bonding in vitro: The substrate. *Oper Dent* 1990; 15: 71-75.
- Dönmez N, Belli S, Pashley DH, Tay FR. Ultrastructural Correlates of in vivo/in vitro Bond Degradation in Self-etch Adhesives. *J Dent Res*. 2005;84(4):355-359.
- Duke ES, Lindemuth J. Polymeric adhesion to dentin: Contrasting substrates. *Am J Dent* 1990;3: 264-270.
- Dunn JR. iBond: The seventh generation, one-bottle dentin bonding agent. *J Contemp Contin Educ Dent* 2003; 24:14-19.
- Eick JD, Robinson SJ, Cobb CM, Chappell RP, Spencer P. The dentinal surface: Its influence on dentinal adhesion. Part II. *Quintessence Int*. 1992; 23: 43-51.
- Eliades G, Vougiouklakis G, Palaghias G. Effect of dentin primers on the morphology, molecular composition and collagen conformation of acid-demineralized dentin in situ. *Dent Mater* 1999;15:310-317.
- Eliades GC, Caputo AA, Vougiouklakis GJ. Composition, wetting properties and bond strength with dentin of six new dentin adhesives. *Dent Mater* 1985; 1:170-176.
- enamel and dentin as a function of surface treatment. *Oper Dent*, 28 (5), 647-660.
- Erickson RL. Surface interactions of dentin adhesive materials. *Oper Dent*. 1992; 5: 81-94.
- Ferrari M, Davidson CL. In vivo resin-dentin interdiffusion and tag formation with lateral branches of two adhesive systems. *J Prosthet Dent* 1996;76:250-253.
- Frankenberger R, Perdigão J, Rosa BT, Lopez M. ‘No-bottle’ vs ‘multi-bottle’ dentin adhesives - a microtensile bond strength and morphological study. *Dent Mater* 2001;17(5):373-380.

- Frankenberger R, Strobel WO, Lohbauer U, Kramer N, Petschelt A. The Effect of Six Years of Water Storage on Resin Composite Bonding to Human Dentin. *J Biomed Mater Res* 2004;69:25-32.
- Frankenberger, R., Perdigao, J., Rosa, B.T.,Lopes, M. (2001) "No-bottle" vs "multi-bottle" dentin adhesives-a microtensile bond strength and morphological study. *Dent Mater*, 17 (5), 373-380.
- Fusayama T, Nakamura M, Kurosaki N, Iwaku M. Non-presure adhesion of new adhesive restorative resin. *J Dent Res* 1979; 58; 1364-1372.
- Fusayama T. Optimal cavity wall treatment for adhesive restorations. *JERD* 1990, 2: 95-99.
- Gendron R, Grenier D, Sorsa T, Mayrand D (1999). Inhibition of the activities of matrix metalloproteinases 2, 8, and 9 by chlorhexidine. *Clin Diagn Lab Immunol* 6:437-439.
- Gonçalves M, Pecora JD, Vinha D, Silva RS. Surface tension of different dentin bonding resin systems. *Braz Dent J* 1997; 8: 43-47.
- Goracci, C., Sadek, F.T., Monticelli, F., Cardoso, P.E.,Ferrari, M. (2004) Influence of substrate, shape, and thickness on microtensile specimens' structural integrity and their measured bond strengths. *Dent Mater*, 20 (7), 643-654.
- Gökalp S, Kiremitçi A. Dentin adezivler 2000. *HÜ Diş Hek Fak Derg.* 2001; 25(1): 44-51.
- Griffiths BM, Watson TF, Sherriff M. The influence of dentin bonding systems and their handling characteristics on the morphology and micropermeability of the dentine adhesive interface. *J Dent* 1999; 27: 63-71.
- Gwinnett AJ. Histologic changes in human enamel following treatment with acidic adhesive conditioning agents. *Arch Oral Biol* 1971;16:731-738.
- Gwinnett AJ. Quantitative contribution of resin infiltration/hybridization to dentin bonding. *Am J Dent* 1993;6(1): 87-91.
- Hara, A.T., Pimenta, L.A.,Rodrigues, A.L., Jr. (2001) Influence of cross-head speed on resin-dentin shear bond strength. *Dent Mater*, 17 (2), 165-169.
- Hasegawa T, Itoh K, Koike T et al. Effect of mechanical properties of resin composites on the efficacy of the dentin bonding system. *Oper Dent.* 1999; 24: 323-330.
- Hashimoto M, Ohno H, Endo K, Sano H, Oguchi H. The effect of hybrid layer thickness on bond strength: Demineralized dentin zone of the hybrid layer. *Dent Mater* 2000; 16: 406-411.
- 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.* 2000;79:1385-1391.
- Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Endo K, Sano H, Oguchi H. Resin-tooth adhesive interfaces after long-term function. *Am J Dent* 2001;14: 211-215.

- Hashimoto M, Ohno H, Sano H, Kaga M, Oguchi H. Degradation Patterns of Different Adhesives and Bonding Procedures. *J Biomed Mater Res* 2003;66:324-330.
- Hashimoto M, Ohno H, Sano H, Kaga M, Oguchi H. In vitro degradation of resin-dentin bonds analyzed by microtensile bond test, scanning and transmission electron microscopy. *Biomaterials* 2003;24: 3795-3803.
- Hashimoto M, Tay FR, Ohno H, Sano H, Kaga M, Yiu C, et al. SEM and TEM analysis of water degradation of human dentinal collagen. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2003;66:287-98.
- Hebling J, Pashley DH, Tjaderhane L, Tay FR. Chlorhexidine arrests subclinical degradation of dentin hybrid layers in vivo. *J Dent Res* 2005;84:741-6.
- <http://grants.nih.gov/grants/guide/rfa-files/RFA-DE-10-004.html#PartII>, Erişim Tarihi:20Mayıs 2012
- Hubbezoğlu İ, Hürmüzlü F, Bolayır G. Yeni nesil self-etching adeziv sistemlerin mikrogerilim bağlanma dayanımlarının karşılaştırmalı olarak incelenmesi. *Cumhuriyet üniv Diş Hek Fak Derg.* 2005;8(1):5-11.
- Imazato S (2009). Bio-active restorative materials with antibacterial effects: new dimension of innovation in restorative dentistry. *Dent Mater J* 28:11-19.
- Imazato S, Kinomoto Y, Tarumi H, Torii M, Russell RR, McCabe JF (1997). Incorporation of antibacterial monomer MDPB into dentin primer. *J Dent Res* 76:768-772.
- Imazato S, Tay FR, Kaneshiro AV, Takahashi Y, Ebisu S (2007). An in vivo evaluation of bonding ability of comprehensive antibacterial adhesive system incorporating MDPB. *Dent Mater* 23:170-176.
- Imazato S. Antibacterial properties of resin composites and dentin bonding systems. *Dent Mater* 2003;19:449-457.
- Inoue, S., Vargas, M.A., Abe, Y., Yoshida, Y., Lambrechts, P., Vanherle, G. ve diğerleri. (2003) Microtensile bond strength of eleven contemporary adhesives to enamel. *Am J Dent*, 16 (5), 329-334.
- International Organization For Standardization. (1994) (ISO TR 11405). *Dental Materials-Guidance on Testing of Adhesion to Tooth Structure.*
- Joynt RB, Davis EL, Wieczkowski G, Yu XY. Dentin bonding agents and the smear layer. *Oper Dent.* 1991; 16: 186-191.
- Kaaden C, Powers JM, Friedl KH, Schmalz G. Bond strength of self-etching adhesives to dental hard tissues. *Clin Oral Investig.* 2002; 6(3):155-160.
- Kanca J, Sandrik J. Bonding to dentin. Clues to the mechanism of adhesion. *Am J Dent* 1998;11:154-159.
- Kanca J. Improving bond strength through acid etching of dentin and bonding to wet dentin surfaces. *J Am Dent Assoc* 1992;123:35-43.

- Kanca J. Wet bonding: effect of drying time and distance. *Am J Dent* 1996;9: 273- 276
- Kitasako Y, Burrow MF, Nikaido T, Tagami J. The influence of storage solution on dentin bond durability of resin cement. *Dent Mater* 2000;16:1-6..
- Kwong SM, Tay FR, Yip HK, Kei LH, Pashley DH. An ultrastructural study of the application of dentin adhesives to acid-conditioned sclerotic dentine. *J Dent* 2000; 28: 515-528.
- Kwong, S.M., Cheung, G.S., Kei, L.H., Itthagarun, A., Smales, R.J., Tay, F.R. ve diğerleri. (2002) Micro-tensile bond strengths to sclerotic dentin using a self-etching and a total-etching technique. *Dent Mater*, 18 (5), 359-369.
- Lata MA, Barnmeier WW. Dental adhesives in contemporary restorative dentistry. *Dent Clin North Am.* 1998; 42: 567-577.
- Li F, Chai ZG, Sun MN, Wang F, Ma S, Zhang L, et al. (2009). Anti-biofilm effect of dental adhesive with cationic monomer. *J Dent Res* 88:372-376
- Li HP, Burrow MF, Tyas MJ. Nanoleakage of cervical restorations of four dentin bonding systems. *J Adhesive Dent* 2000; 57-66.
- Marshall G, Marshall SJ, Kinney JH, Balooch M. The dentin substrate: Structure and properties related to bonding. *J Dent* 1997; 25: 441-458.
- Mazzoni A, Pashley DH, Nishitani Y, Breschi L, Mannello F, Tjaderhane L, et al. Reactivation of inactivated endogenous proteolytic activities in phosphoric acid-etched dentine by etch-and-rinse adhesives. *Biomaterials* 2006;27: 4470-6.
- Nagase H, Woessner JF Jr (1999). Matrix metalloproteinases. *J Biol Chem* 274:21491-21494.
- Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res* 1982;16: 265-273.
- Nakabayashi N, Pashley DH. Evaluation of dentin-rezin bonding In “Hybridization of dental hard tissues”. Tokyo: Quintessence Publishing Co. Ltd, 1998:1-20.
- Nakabayashi, N., Nakamura, M., Yasuda, N. (1991) Hybrid layer as a dentin-bonding mechanism. *J Esthet Dent*, 3 (4), 133-138.
- Nakajima M, Sano H, Zheng L, Tagami J, Pashley DH. Effect of Moist vs. Dry Bonding to Normal vs. Caries-affected Dentin with Scotchbond Multi-Purpose Plus. *J Dent Res* 1999;78(7):1298-1303.
- Nakaoki Y, Nikaido T, Pereira PNR, Inokoshi S, Tagami J. Dimensional changes of demineralized dentin treated with HEMA primers. *Dent Mater* 2000; 16: 441-446.
- Namba N, Yoshida Y, Nagaoka N, Takashima S, Matsuura-Yoshimoto K, Maida H, et al. (2009). Antibacterial effect of bactericide immobilized in resin dentin. *Dent Mater* 25:424-430.

- Nic M, Jirat J, Kosata B, Quaternary Ammonium Compounds. IUPAC Compendium of Chemical Terminology IUPAC. (2006).
- Nikaido T, Kunzelmann KH, Chen H, Ogata M, Harada N, Yamaguchi S, Cox CF, Hickel R, Tagami J. Evaluation of thermal cycling and mechanical loading on bond strength of a self etching primer system to dentin. *Dent Mater* 2002; 18: 269-275.
- Nishitani Y, Yoshiyama M, Donnelly AM et al. Effects of resin hydrophilicity on dentin bond strength. *J Dent Res* 2006;85:1016-1021
- Nishitani Y, Yoshiyama M, Wadgaonkar B, Breschi L, Mannello F, Mazzoni A, et al. Activation of gelatinolytic/collagenolytic activity in dentin by self-etching adhesives. *Eur J Oral Sci* 2006;114:160–6.
- Osorio R, Pisani-Proenca J, Erhardt MCG, Osorio E, Aguilera FS, Tay FR, Toledano M. Resistance of ten contemporary adhesives to resin-dentin bond degradation. *J Dent* 2008;36:163-169.
- Öztürk AN, Aykent F. Dentin bonding ajanlar ve simantasyon. *Cum Üni Diş Hek Fak Derg* (4): 2, 128-131, 2001.
- Pashley DH, Carvalho RM, Sano H, Nakajima M, Yoshiyama M, Shono Y, Fernandes CA, Tay F. The Microtensile Bond Test: A Rewiev. *J Adhesive Dent* 1999;1:299-309.
- Pashley DH, Carvalho RM. Dentine permeability and dentin adhesion. *J Dent* 1997; 25: 355-372.
- Pashley DH, Ciucchi B, Sano H, Horner JA. Permeability of dentin to adhesive agents. *Quintessence Int* 1993; 24: 618-631.
- Pashley DH, Horner JA, Brewer PD. Interactions of conditioners on the dentin surface. *Oper Dent* 1992; 5: 137-150.
- Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM. Adhesion testing of dentin bonding agents: A rewiev. *Dent Mater* 1995; 11: 117-125.
- Pashley DH, Tay FR, Yiu C, Hashimoto M, Breschi L, Carvalho RM, et al. Collagen degradation by host-derived enzymes during aging. *J Dent Res* 2004;83: 216–221.
- Pashley DH, Zhang Y, Agee KA, Rouse CJ, Carvalho RM, Russell CM. Permeability of demineralized dentin to HEMA. *Dent Mater* 2000;16:7-14.
- Pashley, D.H., Carvalho, R.M., Sano, H., Nakajima, M., Yoshiyama, M., Shono, Y. ve diğerleri. (1999) The microtensile bond test: a review. *J Adhes Dent*, 1 (4), 299-309.
- Pashley, D.H., Sano, H., Ciucchi, B., Yoshiyama, M.,Carvalho, R.M. (1995) Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. *Dent Mater*, 11 (2), 117-125.
- Perdigao J, May KN, Wilder AD, Lopes M. The effect of depth of dentin demineralization on bond strengths and morphology of the hybrid layer. *Oper Dent* 2000; 25: 186-194.

- Perdigao J. Dentin bonding as a function of dentin structure. *Dent Clin N Am* 2002;46:277-301.
- Pernak J, Rogoza J, Mirska I (2001). Synthesis and antimicrobial activities of new pyridinium and benzimidazolium chlorides. *Eur J Med Chem* 36:313-320.
- Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ. Effect of cross-sectional surface area on bond strengths between resin and dentin. *Dent Mater* 1998; 14: 120-128.a
- Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ. The influence of cross-sectional shape and surface area on the microtensile bond test. *Dent Mater* 1998;14: 212-221.b
- Prati C, Chersoni S, Mongiorgi R, Pashley DH. Resin-infiltrated dentin layer formation of new bonding systems. *Oper Dent* 1998; 23: 185-194.
- Qilo G. Bond strength testing-What does it mean. *Int Dent J.* 1993; 43: 492-498.
- Reis A, Grande RHM, Oliveira GMS, Lopes GC, Loguercio AD. A 2-year evaluation of moisture on microtensile bond strength and nanoleakage. *Dent Mater* 2007;23: 862-870.
- Reis A, Loguercio AD, Azevedo CLN, Carvalho RM, Singer JM, Grande RHM. Moisture spectrum of demineralized dentin for different solvent-based adhesive system. *J Adhes Dent* 2003; 5: 183-192.
- Reis A, Loguercio AD, Carvalho RM, Grande RHM. Durability of resin dentin interfaces: effect of surface moisture and adhesive solvent component. *Dent Mater* 2004;20: 669-676.
- Retief DH, Denys FR. Adhesion to enamel and dentin. *Am J Dent* 1989; 2: 133-144. 6  
Barkmeier WW, Cooley RL. Laboratory evaluation of adhesive systems. *Oper Dent.* 1992;5: 50-61.
- Retief DH. Effect of conditioning the enamel surface with phosphoric acid. *J Dent Res* 1973;52:333-341.
- Retief DH. Standardizing laboratory adhesion tests. *Am J Dent* 1991; 4: 231-236.
- Rueggeberg FA. Substrate for adhesion testing to tooth structure-Rewiev of the literature. *Dent Mater* 1991; 7: 2-10.
- Sano H, Shono T, Sonoda H et al. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength: Evaluation of a microtensile bond test. *Dent Mater.* 1994; 10: 236-240.
- Sano, H., Shono, T., Sonoda, H., Takatsu, T., Ciucchi, B., Carvalho, R. ve diğerleri. (1994) Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength evaluation of a micro-tensile bond test. *Dent Mater*, 10 (4), 236-240.
- Santerre JP, Shajii L, Leung BW. Relation of dental composite formulations to their degradation and the release of hydrolyzed polymeric-resin-derived products. *Crit Rev Oral Biol Med.* 2001;12: 136-151.

- Schreiner RF, Chappell RP, Glaros AG, Eick JD. Microtensile testing of dentin adhesives. *Dent Mater* 1998;14:194-201.
- Shono Y, Terashita M, Shimada J et al. Durability of resin-dentin bonds. *J Adhesive Dent*. 1999;1: 211-218.
- Shono, Y., Ogawa, T., Terashita, M., Carvalho, R.M., Pashley, E.L., Pashley, D.H. (1999) Regional measurement of resin-dentin bonding as an array. *J Dent Res*, 78 (2), 699-705.
- Soeno K, Taira Y, Matsumura H, Atsuta M. Effect of desensitizers on bond strength of adhesive luting agents to dentin. *J Oral Rehabil* 2001; 49:1122-1128.
- Stanford JW. Bonding of restorative materials to dentin. *Int Dent J* 1985;35:133.
- Sudsangiam S, Van Noort R. Do dentin bond strength tests serve a useful purpose? *J Adhesive Dent*. 1999; 1: 57-67.
- Sulkala M, Tervahartiala T, Sorsa T, Larmas M, Salo T, Tjäderhane L (2007). Matrix metalloproteinase-8 (MMP-8) is the major collagenase in human dentin. *Arch Oral Biol* 52:121-127.
- Summitt JB, Robbins JW, Hilton TJ, Schwartz RS. *Fundamentals of operative dentistry. A contemporary approach*. Third Edition. Quintessence Pub Co Inc. 233-34, 2006.
- Swift EJ, Perdiago J, Heymann HO. Bonding to enamel and dentin: A brief history and state of the art. *Quintessence Int* 1995; 26: 95-110.
- Tanaka J, Ishikawa K, Yatani H, Yamashita A, Suzuki K. Correlation of dentin bond durability with water absorption of bonding layer. *Dent Mater J* 1999;18(1):11-18. 84.
- Tani C, Finger WF. Effect of smear layer thickness on bond strength mediated by three all-in-one self-etching priming adhesives. *J Adhesive Dent* 2002; 4:283-289.
- Tanumiharja M, Burrow MF, Tyas MJ, Carpenter J. Field-emission scanning electron microscopy of resin-dentin interface morphology of seven dentin adhesive systems. *J Adhesive Dent* 2000; 2:259-269.
- Tanumiharja M, Burrow MF, Tyas MJ. Microtensile bond strengths of seven dentin adhesive systems. *Dent Mater* 2000; 16: 180-187.
- Tay FR, Gwinnett AJ, Pang KM, Wei SHY. Structural evidence of a sealed tissue interface with a total-etch wet-bonding technique in vivo. *J Dent Res* 1994;73: 629-636.
- Tay FR, Gwinnett AJ, Wei SHY. Micromorphological spectrum from overdrying to overwetting acid-conditioned dentin in water-free, acetone-based, single-bottle primer/adhesives. *Dent Mater* 1996;12:236-244.
- Tay FR, Gwinnett AJ, Wei SHY. The overwet phenomenon: a transmission electron microscopic study of surface moisture in the acid-conditioned, resin-dentin interface. *Am J Dent* 1996;9:161-169.



- Tay FR, Pashley DH, Loushine RJ, Weller RN, Monticelli F, Osorio R (2006). Self-etching adhesives increase collagenolytic activity in radicular dentin. *J Endod* 32:862-868.
- Tay FR, Pashley DH, Suh BI, Carvalho RM, Itthagarun A. Single- step adhesives are permeable membranes. *J Dent* 30: 371-82, 2002.
- Tay FR, Pashley DH, Yoshiyama M. Two modes of nanoleakage expression in single-step adhesives. *J Dent Res* 2002; 81(7):472-476.
- Tay FR, Pashley DH. Aggressiveness of contemporary self-etching systems. Part I. Depth of penetration beyond dentin smear layers. *Dent Mater* 2001;17: 296-308.
- Tay FR, Pashley DH. Have Dentin Adhesives Become Too Hydrophilic? *J Can Dent Assoc.* 2003;69(11):724-731.
- Tezvergil-Mutluay A, Agee KA, Uchiyama T, Imazato S, Mutluay MM, Cadenaro M, Breschi L, Nishitani Y, Tay FR, Pashley DH. The inhibitory effects of quaternary ammonium methacrylates on soluble and matrix-bound MMPs. *J Dent Res.* 2011 Apr;90(4):535-40.
- Toledano M, Osorio R, Osorio E, Aguilera FS, Yamathu M, Pashley DH, Tay FR. Durability of resin-dentin bonds: Effects of direct/indirect exposure and storage media. *Dent Mater* 2007;23: 885-892
- Uno S, Finger WJ. Effects of acidic conditioners on dentine demineralization and dimension of hybrid layers. *J Dent* 1996;24(3): 211-216.
- Uno S, Finger WJ. Function of the hybrid zone as a stress-absorbing layer in resin- dentin bonding. *Quintessence Int* 1995;26:733-738.
- Van der Vyver PJ, De Wet FA. The current state of dentin bonding systems: A review of materials and techniques. *SADJ* 2000;55(9): 475-484.
- Van Landuyt K, Snauwaert J, De Munck J et al. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials* 2007;28: 3757-3785.
- Van Landuyt KL, De Munck J, Snauwaert J, Coutinho E, Poitevin A, Yoshida Y, Inoue S, Peumans M, Suzuki K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Monomer-solvent phase separation in one-step self-etch adhesives. *J Dent Res* 84: 183-88, 2005.
- Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, et al. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent* 2003; 28: 215-35.
- Van Meerbeek B, Dhem A, Nicaise MG, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Comparative SEM and TEM examination of the ultrastructure of the resin-dentin interdiffusion zone. *J Dent Res* 1993; 72: 495-501.
- Van Meerbeek B, Inokoshi S, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G . Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems. *J Dent Res* 1992; 71(8): 1530-1540.

- Van Meerbeek B, Inoue S, Perdigao J, Lambrechts P, Vanherle G. Enamel and dentin adhesion In Solaro EM, ed. "Fundamentals of operative dentistry". Illinois: Quintessence Pub Co Inc, 2001:141-186.
- Van Meerbeek B, Inoue S, Perdigao J, Lambrechts P, Vanherle G. Enamel and dentin adhesion In Solaro EM, ed. "Fundamentals of operative dentistry". Illinois: Quintessence Pub Co Inc, 2001:141-186.
- Van Meerbeek B, Lambrechts P, Inokoshi S, Braem M, Vanherle G. Factors affecting adhesion to mineralized tissues. *Oper Dent* 1992; 5: 111-124.
- Van Meerbeek B, Perdigao J, Lambrechts P, Vanherle G. The clinical performance of adhesives. *J Dent* 1998; 26:1-20.
- Van Meerbeek B, Peumans M, Verschueren M et al. Clinical status of ten dentin adhesive systems. *J Dent Res* 1994; 73: 1690-1702.
- Van Meerbeek B, Vargas M, Inoue S, Yoshida Y, Peumans M, Lambrechts P, Vanherle G. Adhesives and cements to promote preservation dentistry. *Oper Dent* 2001;26(6): 119-124.
- Van Meerbeek, B, De Munck, J., Mattar, D., Van Landuyt, K.,Lambrechts, P. (2003) Microtensile bond strengths of an etch&rinse and self-etch adhesive to
- Van Noort R, Noroozi S, Howard IC, Cardew G. A critique of bond strength measurements. *J Dent.* 1989;17: 61-67.
- Visse R, Nagase H (2003). Matrix metalloproteinases and tissue inhibitors of metalloproteinases: structure, function, and biochemistry. *Circ Res* 92:827-839.
- Watanabe I, Nakabayashi N, Pashley DH. Bonding to ground dentin by a phenyl-p self-etching primer. *J Dent Res* 1994;73:1212-1220.
- Watanabe I, Nakabayashi N. Bonding durability of photocured Phenyl-P in TEGDMA to smear layer-retained bovine dentin. *Quintessence Int* 1993; 24:335-342.
- Xiao Y-H, Chen J-H, Fang M, Xing X-D, Wang H, Wang Y-J, et al. (2008). Antibacterial effects of three experimental quaternary ammonium salts (QAS) monomers on bacteria associated with oral infections. *J Oral Sci* 50:323-327.
- Yaluğ S. Dentin adeziv sistemlerinin gelişimi, kullanımı ve sınıflandırılması. *GÜ Diş hek Fak Derg.* 1999;16(3): 41-49.
- Yeşilyurt C, Bulucu B. Bond Strength of Total-Etch Dentin Adhesive Systems on Peripheral and Central Dentinal Tissue: A Microtensile Bond Strength Test. *J Contemp Dent Pract* 2006;7(2):26-36.
- Yoshida Y, Van Meerbeek B, Nakayama Y et al. Evidence of chemical bonding at biomaterial-hard tissue interfaces. *J Dent Res* 2000;79:709-714.
- Yoshima M, Sano H, Carvalho RM, Pashley DH. Adhesive mechanism of self- etching/self-priming adhesive resin to enamel and dentin. *J Hard Tiss Biol* 1996;5:31- 35.

Youngson CC, Gray NJA. An in vitro comparative analysis: scanning electron microscopy of dentin/restoration interfaces. *Dent Mater* 1992; 8: 252-258.

## ÖZGEÇMİŞ

1 Ocak 1982 tarihinde Antalya’da doğdu. İlköğrenimini Barbaros İlköğretim Okulu’nda, orta öğrenimini Antalya Anadolu Lisesi’nde ve Lise öğrenimini Antalya Yusuf Ziya Öner Fen Lisesinde tamamladı.

2002 yılında başladığı Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’ndeki Lisans eğitimini 2007 yılında tamamladı.

2008 yılında S.D.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı’nda doktora eğitimine başladı. Halen doktora çalışmalarına devam etmektedir.