



T.C.  
YEDİTEPE ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
ÇOCUK DIŞ HEKİMLİĞİ ANABİLİM DALI

**FARKLI ÖZELLİKTE KAİDE  
MATERYALLERİNİN SELF ETCH DENTİN  
BAĞLAYICI SİSTEM İLE KOMPOZİT REZİNİN  
BAĞLANMA ÖZELLİKLERİNE ETKİSİNİN  
İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

DİŞ HEKİMİ  
BENGÜ LEYLA DOYURAN

İstanbul-2019



T.C.

YEDİTEPE ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ÇOCUK DIŞ HEKİMLİĞİ ANABİLİM DALI

**FARKLI ÖZELLİKTE KAİDE  
MATERYALLERİNİN SELF ETCH DENTİN  
BAĞLAYICI SİSTEM İLE KOMPOZİT REZİNİN  
BAĞLANMA ÖZELLİKLERİNE ETKİSİNİN  
İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

DİŞ HEKİMİ

BENGÜ LEYLA DOYURAN

DANIŞMAN

DOÇ. DR. SENEM SELVİ KUVVETLİ

İstanbul-2019

## TEZ ÖNAYI FORMU

Kurum : Yeditepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü







Program : Çocuk Diş Hekimliği Anabilim Dalı

Tez Başlığı : Farklı Özellikte Kaide Materyallerinin Self Etch Dentin Bağlayıcı Sistem ile Kompozit Rezinin Bağlanma Özelliklerine Etkisinin İncelenmesi

Tez Sahibi : Bengü Leyla DOYURAN


Sınav Tarihi : 08 / 04 / 2019

Bu çalışma jürimiz tarafından kapsam ve kalite yönünden Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

	Unvanı, Adı-Soyadı (Kurumu)	İmza
Jüri Başkanı:	Doç. Dr. Senem SELVİ KUVVETLİ (Yeditepe Üniversitesi)	
Tez danışmanı:	Doç. Dr. Senem SELVİ KUVVETLİ (Yeditepe Üniversitesi)	
Üye	Prof. Dr. Serap AKYÜZ (Marmara Üniversitesi)	
Üye:	Prof. Dr. Figen SEYMEN (İstanbul Üniversitesi)	
Üye:	Doç. Dr. Elif SUNGURTEKİN EKÇİ (Yeditepe Üniversitesi)	
Üye:	Doç. Dr. Haktan YURDAGÜVEN (Yeditepe Üniversitesi)	

### ONAY

Bu tez Yeditepe Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri tarafından uygun görülmüş ve Enstitü Yönetim Kurulu'nun 03/05/2019 tarih ve 2019/07... sayılı kararı ile onaylanmıştır.


  
Prof. Dr. Bayram YILMAZ  
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

## BEYAN

Bu tezin kendi çalışmam olduğunu, planlanmasından yazımına kadar hiçbir aşamasında etik dışı davranışımın olmadığını, tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları kaynaklar listesine aldığımı, tez çalışması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

08 / 04 / 2019

**Dt. Bengü Leyla DOYURAN**



## TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca öğrencisi ve asistanı olmaktan gurur duyduğum, mesleğine olan bağlılığı, hastalara olan yaklaşımı ile her zaman örnek aldığım, tez çalışmam süresince desteğini esirgemeyen, çok kıymetli hocam ve tez danışmanım **Doç. Dr. Senem SELVİ KUVVETLİ**'ye,

Çocuk Diş Hekimliği doktora programı için kendisiyle görüşmeye geldiğim ilk gün beni hiç tanımadığı halde samimiyetime inanarak bana fırsat tanıyan ve kendisini tanıdığım için çok şanslı hissettiğim, duruşu, zerafeti ve akademisyen kişiliği ile akıllarımızda ve kalbimizde yer etmiş değerli hocam **Prof. Dr. Nüket SANDALLI**'ya,

Tez çalışmamın tüm aşamalarında her soruma tüm özverisi ve gülyüzü ile cevap veren, akademik bilgisi ve tedavi yaklaşımına her zaman hayranlık duyduğum, bölümümüzün çok değerli hocası **Doç. Dr. Elif SUNGURTEKİN EKÇİ**'ye,

Yeditepe Üniversitesi Çocuk Diş Hekimliği kadrosunun ikinci ailemiz olduğunu bize benimseten, her platformda bölümümüzü ve bizi sahiplenen, bölümümüzün çok kıymetli hocası **Doç. Dr. Didem ÖZDEMİR ÖZENEN**'e,

Yeditepe Üniversitesi Çocuk Diş Hekimliği ABD'nin tüm ekibine

Doktora eğitimine beraber başladığım, birbirimizin daha pek çok güzel zamanına şahit olmak istediğim arkadaşlarım Diş Hekimi **Pınar ALGÜL ÖZEKİCİ**, **Avşar ÖZTÜRK**, **Dilara UYSAL**, **Şila SAATÇIOĞLU**, **Burcu TURAN**, **Gözde GÜMÜŞ**, **İrem BİRİNCİ**, **İdil AKMERİÇ**'e,

Eğitimin önemini bana her fırsatta benimseten, sevgileri ve başarabileceğime olan inançlarıyla cesaretlendiren, canım annem **Nalan BÜYÜKBAYRAKTAR**, babam **Kaya BÜYÜKBAYRAKTAR** Çocukluğumun en sevdiğim iki şahidi, kardeşlerim **Utku** ve **Kayahan BÜYÜKBAYRAKTAR**'a,

Tüm emekleri ve desteği için **Ayla Doyuran**'a,

En zor anlarımda hayatımı kolaylaştıran, yüzümü güldüren, çok sevdiğim eşim **Cem DOYURAN**'a,

Doktora eğitimim boyunca içinde bulunduğum yoğun tempoyla anneliği beraber yürütebilmeye çalışırken eksik bıraktığım her an için sevgisine sığındığım, en büyük hediyem, oğlum **Tibet DOYURAN**'a,

En içten teşekkürlerimi sunarım.



## İÇİNDEKİLER

TEZ ONAY FORMU .....	ii
BEYAN.....	iii
TEŞEKKÜR.....	iv
İÇİNDEKİLER .....	vi
TABLoların LİSTESİ .....	x
ŞEKİLLERİN LİSTESİ.....	xi
GRAFİKLERİN LİSTESİ .....	xii
RESİMLERİN LİSTESİ.....	xiii
SEMBOLLER VE KISALTMALAR.....	xvii
ABSTRACT.....	xix
ÖZET .....	xxi
1.GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER .....	4
2.1. Kompozit Resinler.....	4
2.1.1. İnorganik doldurucular (İnorganik faz) .....	4
2.1.2. Resin matriks (Organik faz).....	6
2.1.3. Silan ajan (Bağlayıcı faz).....	6
2.2. Kompozit Resin Sınıflaması.....	7
2.2.1. İnorganik doldurucu partikül büyüklükleri ve yüzdelerine göre kompozit resinin sınıflandırılması .....	7
2.2.1.1. Makrofil kompozit resinler .....	7
2.2.1.2. Mikrofil Kompozit Resinler.....	8
2.2.1.3. Hibrit Kompozit Resinler.....	8
2.2.2. Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kompozit Resinin Sınıflandırılması.....	8
2.2.2.1. Kimyasal Yolla Polimerize Olan Kompozit Resinler.....	8
2.2.2.2. Görünür Işıkla Polimerize Olan Kompozit Resinler.....	9
2.2.2.3. Hem Kimyasal Hem de Işıkla ile Polimerize Olan Kompozit Resinler .....	9
2.2.3. Viskozitelerine Göre Kompozit Resinin Sınıflandırılması.....	9
2.2.3.1. Kondanse Olabilen Kompozit Resinler .....	9
2.2.3.2. Akışkan Kompozit Resinler.....	9
2.3. Güncel Kompozit Resin Sistemler .....	10

2.3.1. Ormoserler .....	10
2.3.2. İyon Salabilen (smart) Kompozit Rezinler .....	10
2.3.3. Akışkan Kompozit Rezinler .....	10
2.3.4. Kondanse Olabilen (packable) Kompozit Rezinler .....	11
2.3.5. Antibakteriyel Kompozit Rezinler .....	12
2.3.6. Çok Az Büzülme Gösteren Kompozit Rezinler .....	12
2.3.7. Nano Partiküllü ve Nanohibrit Kompozit Rezinler .....	13
2.3.8. Giomerler .....	13
2.3.9. İndirekt Kompozit Rezinler .....	14
2.3.10. Dual-cure Kompozit Rezin Simanlar .....	14
2.3.11. Tek Kütle Olarak Uygulanan Kompozit Rezinler (bulk-fill kompozit rezinler) .....	14
2.3.12. Kendinden Adezivli Kompozit Rezinler .....	15
2.4. Kompozit Dolguların Başarısını Etkileyen Kriterler .....	16
2.5. Kompozit Rezinlerde Polimerizasyon Büzülmesi .....	17
2.5.1. Materyal Formülasyonuna Bağlı Faktörler .....	17
2.5.1.1. Kompozit Rezinin Doldurucu İçeriği .....	17
2.5.1.2. Monomerin Kimyasal Yapısı .....	18
2.5.2. Kompozit Rezinin Elastisite Modülü .....	18
2.5.3. Polimerizasyona Bağlı Faktörler .....	19
2.5.3.1. Kavite Geometrisi .....	19
2.5.3.2. Kompozit Rezin Yerleştirme Tekniği .....	19
2.5.3.3. Işıkla Polimerizasyon Tekniği .....	19
2.6. Adezyon ve Dentin Adeziv Sistemlerin Sınıflandırılması .....	20
2.6.1. Adezyon .....	20
2.6.2. Diş Dokularına Bağlanma .....	22
2.6.2.1. Smear Tabakasını Modifiye Eden Bağlanma Stratejisi .....	23
2.6.2.2. Smear Tabakasını Tamamen Ortadan Kaldıran Bağlanma Stratejisi .....	24
2.6.2.3. Smear Tabakasını Çözen Bağlanma Stratejisi .....	24
2.6.3. Minenin Yapısal Özellikleri .....	24
2.6.3.1. Mine Adezyonu .....	25
2.6.4. Dentinin Yapısal Özellikleri .....	25
2.6.4.1. Dentin Adezyonu .....	26
2.6.5. Adeziv Sistemlerin Sınıflandırılması .....	27
2.6.5.1. Total Etch Sistemler .....	27



2.6.5.2. Self Etch Sistemler.....	28
2.6.5.3. Universal (multimode) Sistemler.....	30
2.7. Astar ve Kaide Materyalleri.....	31
2.7.1. Kavite Vernikleri .....	34
2.7.2. Kavite Astarları.....	34
2.7.2.1. Kalsiyum Hidroksit.....	34
2.7.2.2. Cam İyonomer Simanlar .....	35
2.7.2.3. Adeziv Resin Materyaller .....	37
2.7.3. Kaide Materyalleri .....	38
2.7.3.1. Çinko Oksit Öjenol .....	38
2.7.3.2. Çinko Fosfat.....	39
2.7.3.3. Çinko Polikarboksilat.....	39
2.7.4. Biyoaktif Materyaller.....	40
2.7.4.1. Mineral Trioksit Aggregate (MTA) .....	40
2.7.4.2. Biodentin.....	41
2.7.4.3. TheraCal LC .....	42
2.8. Astar ve Kaide Materyallerinin Fiziksel ve Mekanik Özelliklerinin Değerlendirilmesi .....	43
2.8.1. Mikrosızıntı.....	43
2.8.1.1. Mikrosızıntı Araştırma Yöntemleri.....	43
2.8.2. Bağlanma Dayanımı Testleri .....	46
2.8.3. Termal, Mekanik ve Kimyasal Stresler .....	48
2.8.3.1. Termal Siklus .....	49
2.8.3.2. Mekanik Yükleme.....	50
2.8.3.3. Suda Bekletme .....	51
2.9. Sınıf V Restorasyonlar.....	51
2.10. Kaide Materyalleri ile İlgili Çalışmalar.....	52
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	55
3.1. Gereç.....	55
3.1.1. Dişlerin Toplanması.....	55
3.1.2. Çalışmada Kullanılan Materyaller .....	55
3.2. Yöntem .....	57
3.2.1. Mikrosızıntı Deneyi .....	57
3.2.1.1. Mikrosızıntı Deneyi İçin Örneklerin Hazırlanması .....	57
3.2.1.2. Kavite Restorasyonu.....	58

3.2.1.3. Yaşlandırma ve Boya Penetrasyonu .....	60
3.3. Makaslama Bağlanma Dayanım Testi .....	64
3.3.1. Dış Yüzeylerinin Hazırlanması .....	65
3.3.2. Örneklerin hazırlanması.....	65
3.3.3. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testinin Uygulanması.....	70
3.3.4. Kopma Tipinin Değerlendirilmesi .....	71
3.3.5. Taramalı Elektron Mikroskopu (SEM) Analizi .....	72
3.4. İstatistiksel Değerlendirme .....	74
4. BULGULAR.....	75
4.1. Mikrosızıntı Deneyine Ait Bulgular ve Stereomikroskop görüntüleri .....	75
4.2. Makaslama Bağlanma Dayanımı (MBD) Testine Ait Bulgular .....	92
4.2.1. Kopma Tipi Analizi ve SEM Bulguları .....	95
5. TARTIŞMA .....	110
5.1. Mikrosızıntı Deneyi .....	110
5.2. Makaslama Bağlanma Dayanımı (MBD) Deneyi.....	124
6. SONUÇLAR .....	133
7. KAYNAKLAR .....	135
8. EKLER.....	153
Ek 1: Etik Kurul Onayı .....	153
9. ÖZGEÇMİŞ .....	157

## TABLolarIN LİSTESİ

<b>Tablo 1:</b> Piyasada bulunan bazı örnek astar ve kaide materyalleri.....	33
<b>Tablo 2:</b> Çalışmada kullanılan materyallerin içerikleri ve üretici firmaları .....	56
<b>Tablo 3:</b> Boya penetrasyon skorları ve dışteki boya penetrasyon dereceleri.....	64
<b>Tablo 4:</b> Çalışmada incelenen deney ve kontrol gruplarından elde edilen skorların istatistiksel değerlendirme sonuçları .....	77
<b>Tablo 5:</b> Gruplara ait ortalama makaslama bağlanma dayanımı ve standart sapma değerleri (MPa) .....	92
<b>Tablo 6:</b> Gruplara ait ortalama makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin ikili olarak karşılaştırılması .....	93
<b>Tablo 7:</b> Kopma tiplerinin yüzde olarak dağılımı.....	95

## ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil 1: Astar ve kaide olarak kullanılan materyaller..... 33



## GRAFİKLERİN LİSTESİ

- Grafik 1:** Kontrol ve deney gruplarının gingival bölgeye ait mikrosızıntı skorlarının dağılımı ..... 78
- Grafik 2:** Kontrol ve deney gruplarının okluzal bölgeye ait mikrosızıntı skorlarının dağılımı ..... 79
- Grafik 3:** Gruplara ait makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin dağılımı ..... 94



## RESİMLERİN LİSTESİ

<b>Resim 1:</b>	Çalışmada kullanılan materyaller.....	57
<b>Resim 2:</b>	Kavite preparasyonu için diş sınırlarının belirlenmesi.....	58
<b>Resim 3:</b>	Kavite preparasyonu yapılmış diş örneği.....	58
<b>Resim 4:</b>	Halojen Işık Cihazı Optilux 501.....	59
<b>Resim 5:</b>	Termosiklus ünitesi .....	60
<b>Resim 6:</b>	Tırnak cilası uygulanan diş .....	61
<b>Resim 7:</b>	%0.5lik bazik fuksin uygulaması sonrası .....	61
<b>Resim 8:</b>	Örneklerin deney süresince saklandığı 37 °C'lik etüv (Memmert, Germany).....	62
<b>Resim 9:</b>	Hassas Kesme Cihazı (Izomet Buehler, Ltd, Lake Bluff, II, ABD).....	62
<b>Resim 10:</b>	Mesio-distal yönde kesilen dişler .....	63
<b>Resim 11:</b>	Mikrosızıntı deneyi sonrası örnek grupları .....	63
<b>Resim 12:</b>	Çalışmada kullanılan Stereomikroskop (Zeiss, Stereo Discovery.V12, İsviçre).....	64
<b>Resim 13:</b>	Örneklerin köklerinden ayrılması.....	65
<b>Resim 14:</b>	Dentin yüzeyi açıkta olacak şekilde akriliğe gömülü örnekler .....	66
<b>Resim 15:</b>	Denyde kullanılan su zımparası cihazı (Phoenix Beta Grinder Polisher, Buehler).....	66
<b>Resim 16:</b>	Kompozit rezin uygulaması için kullanılan Polietilen kalıp .....	67
<b>Resim 17:</b>	Kaide materyali uygulanırken kullanılan 1,5 mm çaplı teflon kalıplar.....	67
<b>Resim 18:</b>	Ionoseal grubuna ait örnekler .....	68
<b>Resim 19:</b>	TheraCal LC grubuna ait örnekler .....	68
<b>Resim 20:</b>	Ultra-Blend plus grubuna ait örnekler.....	69
<b>Resim 21:</b>	Vitrebond grubuna ait örnekler .....	69
<b>Resim 22:</b>	Restorasyonları tamamlanan örnekler .....	70
<b>Resim 23:</b>	Universal test makinasına yerleştirilen örnek .....	71
<b>Resim 24:</b>	Çalışmada kullanılan Stereomikroskop.....	72
<b>Resim 25:</b>	Çalışmada kullanılan SEM cihazı .....	73
<b>Resim 26:</b>	Altın film ile kaplanan örnekler .....	73
<b>Resim 27:</b>	SEM cihazına yerleştirilen örnekler .....	74
<b>Resim 28:</b>	Kontrol grubuna ait okluzal bölgede 3, gingival bölgede 3 skoru .....	79
<b>Resim 29:</b>	Kontrol grubuna ait okluzal bölgede 3, gingival bölgede 1 skoru .....	80

<b>Resim 30:</b> Kontrol grubuna ait okluzal bölgede 2, gingival bölgede 3 skoru .....	80
<b>Resim 31:</b> Kontrol grubuna ait okluzal bölgede 1, gingival bölgede 3 skoru .....	81
<b>Resim 32:</b> Kontrol grubuna ait okluzal bölgede 2, gingival bölgede 0 skoru .....	81
<b>Resim 33:</b> Ionoseal grubuna ait okluzal bölgede 1, gingival bölgede 2 skoru .....	82
<b>Resim 34:</b> Ionoseal grubuna ait okluzal bölgede 3, gingival bölgede 3 skoru .....	82
<b>Resim 35:</b> Ionoseal grubuna ait okluzal bölgede 3, gingival bölgede 3 skoru .....	83
<b>Resim 36:</b> Ionoseal grubuna ait okluzal bölgede 3, gingival bölgede 3 skoru .....	83
<b>Resim 37:</b> Ionoseal grubuna ait okluzal bölgede 1, gingival bölgede 3 skoru .....	84
<b>Resim 38:</b> TheraCal LC grubuna ait okluzal bölgede 1, gingival bölgede 3 skoru.....	84
<b>Resim 39:</b> TheraCal LC grubuna ait okluzal bölgede 3, gingival bölgede 3 skoru.....	85
<b>Resim 40:</b> TheraCal LC grubuna ait okluzal bölgede 0, gingival bölgede 0 skoru.....	85
<b>Resim 41:</b> TheraCal LC grubuna ait okluzal bölgede 0, gingival bölgede 3 skoru.....	86
<b>Resim 42:</b> Ultra-Blend plus grubuna ait okluzal bölgede 0, gingival bölgede 1 skoru.....	86
<b>Resim 43:</b> Ultra-Blend plus grubuna ait okluzal bölgede 3, gingival bölgede 1 skoru.....	87
<b>Resim 44:</b> Ultra-Blend plus grubuna ait okluzal bölgede 0, gingival bölgede 2 skoru.....	87
<b>Resim 45:</b> Ultra-Blend plus grubuna ait okluzal bölgede 1, gingival bölgede 3 skoru.....	88
<b>Resim 46:</b> Ultra-Blend plus grubuna ait okluzal bölgede 2, gingival bölgede 0 skoru.....	88
<b>Resim 47:</b> Vitrebond grubuna ait okluzal bölgede 0, gingival bölgede 1 skoru .....	89
<b>Resim 48:</b> Vitrebond grubuna ait okluzal bölgede 3, gingival bölgede 3 skoru .....	89
<b>Resim 49:</b> Vitrebond grubuna ait okluzal bölgede 3, gingival bölgede 3 skoru .....	90
<b>Resim 50:</b> Vitrebond grubuna ait okluzal bölgede 2, gingival bölgede 1 skoru .....	90
<b>Resim 51:</b> Vitrebond grubuna ait okluzal bölgede 0, gingival bölgede 0 skoru .....	91
<b>Resim 52:</b> Vitrebond grubuna ait okluzal bölgede 3, gingival bölgede 3 skoru .....	91
<b>Resim 53:</b> Kontrol grubuna ait mikis tipte kopmanın 55x büyültmede SEM görüntüsü .....	96
<b>Resim 54:</b> Kontrol grubuna ait mikis tipte kopmanın 500x büyültmede SEM görüntüsü .....	96
<b>Resim 55:</b> Kontrol grubuna ait mikis tipte kopmanın 1000x büyültmede SEM görüntüsü .....	96
<b>Resim 56:</b> Kontrol grubuna ait mikis tipte kopmanın 55x büyültmede SEM görüntüsü.....	97

<b>Resim 57:</b> Kontrol grubuna ait miks tipte kopmanın 500x büyültmede SEM görüntüsü.....	97
<b>Resim 58:</b> Kontrol grubuna ait miks tipte kopmanın 1000x büyültmede SEM görüntüsü.....	97
<b>Resim 59:</b> Ionoseal grubuna ait miks tipte kopmanın 55x büyültmede SEM görüntüsü.....	99
<b>Resim 60:</b> Ionoseal grubuna ait miks tipte kopmanın 500x büyültmede SEM görüntüsü.....	99
<b>Resim 61:</b> Ionoseal grubuna ait miks tipte kopmanın 1000x büyültmede SEM görüntüsü.....	99
<b>Resim 62:</b> Ionoseal grubuna ait miks tipte kopmanın 55x büyültmede SEM görüntüsü.....	100
<b>Resim 63:</b> Ionoseal grubuna ait miks tipte kopmanın 500x büyültmede SEM görüntüsü.....	100
<b>Resim 64:</b> Ionoseal grubuna ait miks tipte kopmanın 1000x büyültmede SEM görüntüsü.....	100
<b>Resim 65:</b> TheraCal LC grubuna ait miks tipte kopmanın 55x büyültmede SEM görüntüsü.....	101
<b>Resim 66:</b> TheraCal LC grubuna ait miks tipte kopmanın 500x büyültmede SEM görüntüsü.....	101
<b>Resim 67:</b> TheraCal LC grubuna ait miks tipte kopmanın 1000x büyültmede SEM görüntüsü.....	102
<b>Resim 68:</b> TheraCal LC grubuna ait miks tipte kopmanın 55x büyültmede SEM görüntüsü.....	102
<b>Resim 69:</b> TheraCal LC grubuna ait miks tipte kopmanın 500x büyültmede SEM görüntüsü.....	102
<b>Resim 70:</b> TheraCal LC grubuna ait miks tipte kopmanın 1000x büyültmede SEM görüntüsü.....	103
<b>Resim 71:</b> UltraBlend-Plus grubuna ait miks tipte kopmanın 55x büyültmede SEM görüntüsü.....	104
<b>Resim 72:</b> UltraBlend-Plus grubuna ait miks tipte kopmanın 500x büyültmede SEM görüntüsü.....	104
<b>Resim 73:</b> UltraBlend-Plus grubuna ait miks tipte kopmanın 1000x büyültmede SEM görüntüsü.....	104
<b>Resim 74:</b> Ultra-Blend plus grubuna ait adeziv tipte kopmanın 55x büyültmede SEM görüntüsü.....	105
<b>Resim 75:</b> Ultra-Blend plus grubuna ait adeziv tipte kopmanın 500x büyültmede SEM görüntüsü.....	105



<b>Resim 76:</b> Ultra-Blend plus grubuna ait adeziv tipte kopmanın 1000x büyültmede SEM görüntüsü.....	105
<b>Resim 77:</b> Ultra-Blend plus grubuna ait koheziv tipte kopmanın 55x büyültmede SEM görüntüsü.....	106
<b>Resim 78:</b> Ultra-Blend plus grubuna ait koheziv tipte kopmanın 500x büyültmede SEM görüntüsü.....	106
<b>Resim 79:</b> Ultra-Blend plus grubuna ait koheziv tipte kopmanın 1000x büyültmede SEM görüntüsü.....	106
<b>Resim 80:</b> Vitrebond grubuna ait miks tipte kopmanın 55x büyültmede SEM görüntüsü.....	107
<b>Resim 81:</b> Vitrebond grubuna ait miks tipte kopmanın 500x büyültmede SEM görüntüsü.....	107
<b>Resim 82:</b> Vitrebond grubuna ait miks tipte kopmanın 1000x büyültmede SEM görüntüsü.....	108
<b>Resim 83:</b> Vitrebond grubuna ait koheziv tipte kopmanın 55x büyültmede SEM görüntüsü.....	108
<b>Resim 84:</b> Vitrebond grubuna ait koheziv tipte kopmanın 500x büyültmede SEM görüntüsü.....	108
<b>Resim 85:</b> Vitrebond grubuna ait koheziv tipte kopmanın 1000x büyültmede SEM görüntüsü.....	109

## SEMBOLLER VE KISALTMALAR

<b>ANOVA</b>	Tek Yönlü Varyans Analizi
<b>ARGE</b>	Araştırma ve deneysel geliştirme
<b>BİS GMA</b>	Bisfenol-A diglisidil eter dimetakrilat
<b>C faktörü</b>	Konfigürasyon faktörü
<b>CİS</b>	Cam iyonomer siman
<b>CLSM</b>	Konfokal lazer taramalı mikroskop
<b>cm<sup>2</sup></b>	Santimetrekare
<b>EDMA</b>	Etilen glikol dimetakrilat
<b>FDA</b>	Amerikan Gıda ve İlaç Dairesi
<b>GPDM</b>	Gliserolfosfatdimetakrilat
<b>HEMA</b>	Hidroksietil metakrilat
<b>Hg</b>	civa
<b>ISO</b>	Uluslararası Standardizasyon Teşkilatı
<b>LED</b>	Işık Yayan Diyot
<b>MBD</b>	Makaslama bağlanma dayanımı
<b>MDP</b>	Metakriololoksidil dihidrojen fosfat
<b>MDPB</b>	12-metasiriloiloksidodesil piridinium bromid
<b>mm</b>	Milimetre
<b>MMA</b>	Metil metakrilat
<b>MTA</b>	Mineral trioksit agregat
<b>Mw</b>	Megawatt
<b>pH</b>	Power of hydrogen
<b>PRG</b>	Önceden Reaksiyona Girmiş Cam
<b>RMCİS</b>	Rezin modifiye cam iyonomer siman
<b><i>S. mutans</i></b>	<i>Streptococcus mutans</i>

<b><i>S.epidermis</i></b>	<i>Staphylacoccus epidermis</i>
<b><i>S.sanguinis</i></b>	<i>Streptocoocus sanguinis</i>
<b>SDR</b>	Stres azaltıcı rezin
<b>SEM</b>	Taramalı elektron mikroskop
<b>Sn</b>	Saniye
<b>TCD</b>	Trisiklodekan
<b>TEGDMA</b>	Trietilen glikol dimetakrilat
<b>TEGDMA</b>	Trietilen glikol dimetakrilat
<b>UDMA</b>	Üretan dimetakrilat
<b>UV</b>	Ultraviyole
<b>°C</b>	Santigrat derece
<b>µm</b>	Mikrometre
<b>4-MET</b>	Karboksilik metakrilat

## ABSTRACT

**Doyuran B. 2019. Evaluation of Composite Resin Bonding Properties with Self Etch Dentin Adhesive System in the presence of Different Properties of Base Materials. Yeditepe University Institute of Health Sciences, Department of Pediatric Dentistry, PhD thesis, Istanbul.**

The placement of base and liners under dental restorations has been one of the routine procedures of restorative dentistry over the years. The most important purpose of these materials is to protect the pulp against the damage to the restorative material (residual monomer, polymerization shrink etc.) as well as against microleakage. In addition, the base materials can be used to reduce the amount of composite resin, to support the enamel texture, and to prevent heat and electrical conduction.

The purpose of this study was to investigate the effect of different base materials on bond strength of composite resin to dentin and on microleakage of class V restorations. Four different base materials (Ionoseal® / VOCO, TheraCal LC® / Bisco Inc., Ultra-Blend® plus / Ultradent, Vitrebond™ / 3M-ESPE) self etch adesiv system (CLEARFIL™ SE BOND / Kuraray) and composite resin (Filtek™ Z250 / 3M) were used in this study.

In this study for microleakage; 50 extracted non- cavitated human molar teeth were used. Class V cavities were prepared on the buccal surfaces in 4 mm mesio-distal, 3 mm gingivo-occlusal width and 3 mm depth. The teeth were randomly divided into five groups (n=10).

Materials in the experimental groups were placed in 1 mm thickness as liner. Then, a microhybrid composite resin (Filtek™ Z250) was placed and restorations were completed. In the control group, no base material was applied. After finishing and polishing procedures, thermocycling was performed 5000 times between 5-55 °C. Microleakage of restorations was evaluated by using dye penetration method (basic fuchsin). Results were analyzed by Kruskal Wallis with Bonferroni correction.

In this study for shear bond strenght; 50 non-carious extracted human third molar were used in. After the teeth were sectioned mesio-distal to expose dentin surface, specimens were randomly divided into five groups (n=20) to apply different liner or base materials.

Liner or base materials were placed on dentin surface according to manufacturer's instructions. Then adhesive system (Clearfil SE Bond, Kuraray Medical Inc., Osaka, Japan) and composite resin (Filtek™ Z250 / 3M) were applied on materials and dentin. The prepared specimen were placed in a universal testing machine for shear bond strength test. Then, shear bond strength test was performed at a crosshead speed of 1.0 mm/min. Data were analyzed by using One-Way Variance analysis (ANOVA) and Tukey HSD tests. The level of statistical significance was accepted  $p=0.05$ .

Occlusal ( $p=0,260$ ) and gingival ( $p=0,078$ ) microleakage, no statistically significant difference was found between the groups. No significant difference was found between the occlusal and gingival sides of the restorations in any of the test group ( $p>0.05$ ).

While the control group showed higher bond strength, TheraCal LC group showed lower bond strength than the other groups. When comparing the mean shear bond strength, there are statistically significant differences between group Vitrebond and other base materials ( $p<0.05$ ). Moreover, there are no statistically significant differences between Ionoseal and UltraBlend-plus groups ( $p<0.05$ ).

As a result, it can be said that the use of base material in class V cavities can not prevent microleakage and they reduces the bond strength of composite resin to dentin.

**Key Words:** Composite Resin, Dental Adhesives, Calcium Silicate, Base Materials

## ÖZET

**Doyuran B. 2019. Farklı Özellikte Kaide Materyallerinin Self Etch Dentin Bağlayıcı Sistem ile Kompozit Rezinin Bağlanma Özelliklerine Etkisinin İncelenmesi. Yeditepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, İstanbul**

Dental restorasyonlar ile birlikte astar ve kaide materyallerinin kullanımı diş hekimlerinin sıklıkla tercih ettiği uygulamalardan biri olmuştur. Bu materyallerin en önemli amacı mikrosızıntı sebebiyle oluşabilecek pulpa hasarının önüne geçmek, kullanılan restoratif dolgu malzemesinin miktarını azaltmak, pulpaya ulaşan ısı ve elektrik iletimini engellemektir.

Bu çalışmanın amacı, 4 farklı kaide materyalinin (Ionoseal® /VOCO, TheraCal LC®/Bisco Inc. Ultra-Blend® plus / Ultradent, Vitrebond™ / 3M-ESPE) self etch dentin bağlayıcı sistem (CLEARFIL™ SE BOND/ Kuraray) kullanılarak yapılan kompozit rezin (Filtek™ Z250 / 3M) restorasyonlarda mikrosızıntıya ve makaslama bağlanma dayanımına etkisinin in vitro koşullarda değerlendirilmesidir.

Çalışmada mikrosızıntı deneyi için 50 adet tedavi amacıyla çekilmiş, çürüksüz insan büyük azı dişi kullanıldı. Dişlerin bukkal yüzeyinde mezio- distal genişliği 4 mm, okluzo-gingival genişliği 3 mm ve derinliği 3 mm olan sınıf V kaviteler hazırlandı. Daha sonra, dişler biri kontrol grubu olmak üzere rastgele beş gruba (n=10) ayrıldı. Deney gruplarında, kaide materyalleri kavite tabanlarına 1 mm kalınlığında yerleştirildi. Üzerlerine A2 renginde mikrohibrit dolduruculu kompozit rezin (Filtek™ Z250 / 3M) yerleştirilerek restorasyonlar tamamlandı. Kontrol grubunda ise herhangi bir kaide materyali kullanılmadı. Bitim ve polisaj işlemlerinden sonra, dişlere 5-55 °C'de 5000 defa ısısız döngü uygulandı. Dişlerin mikrosızıntı değerlendirmeleri boya sızıntı yöntemi (%0.5 bazik fuksin) kullanılarak gerçekleştirildi. Elde edilen skorlar, Bonferroni düzeltmeli Kruskal Wallis kullanılarak istatistiksel olarak incelendi.

Çalışmada makaslama bağlanma deneyi için 50 adet tedavi amacıyla çekilmiş, çürüksüz insan büyük azı dişi kullanıldı. Dentin yüzeyinin açığa çıkması ve dişlerden daha fazla yararlanmak için dişler mesio-distal olarak kesildikten sonra, örnekler farklı kaide materyallerini uygulamak üzere rastgele 5 gruba (n=20) ayrıldı. Kaide veya astar materyalleri, üretici firma talimatları doğrultusunda dentin yüzeylerine göre yerleştirildi.

Daha sonra adeziv sistem ve kompozit rezin, kaide materyallerin ve dentinin üzerine uygulandı. Hazırlanan örnekler makaslama bağlanma dayanımı testi için üniversal test makinasına yerleştirildi. Makaslama bağlanma dayanımı testi 1 mm/dk kafa hızında uygulandı. Veriler tek yönlü varyans analizi (ANOVA) ve Tukey HSD testleri kullanılarak değerlendirildi. İstatistiksel anlamlılık düzeyi  $p=0,05$  olarak kabul edildi.

Çalışmadaki tüm deney gruplarında, restorasyonların okluzal ( $p=0,260$ ) ve gingival ( $p=0,078$ ) bölgelerindeki mikrosızıntı skorları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır. Tüm deney gruplarında okluzal ve gingival bölgelerde gözlenen mikrosızıntı skorları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılığın olmadığı tespit edildi ( $p>0.05$ ).

Bağlanma dayanımı en yüksek kontrol grubunda görülürken, TheraCal LC' nin kaide materyali olarak kullanıldığı grubun ise diğer gruplara göre düşük bulundu. Vitrebond Grubunun Makaslama Ölçüm (Mpa) ortalaması Ionoseal, Theracal-LC ve Ultra-Blend Plus Gruplarının Makaslama Ölçüm (Mpa) ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuş ( $p=0,0001$ ). Ionoseal ve Ultra-Blend Plus Gruplarının Makaslama Ölçüm (Mpa) ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ( $p=0,866$ ).

Sonuç olarak, sınıf V kavitelere kaide materyali kullanımının mikrosızıntıyı engellemediği, kompozit rezinin dentine olan bağlantısını ise azalttığı söylenebilir.

**Anahtar Kelimeler:** Kompozit Resin,, Dental Adezivler, Kalsiyum Silikat, Kaide Materyali

## 1.GİRİŞ VE AMAÇ

Dental restorasyonlar ile astar ve kaide materyallerinin kullanımı diş hekimlerinin sıklıkla tercih ettiği uygulamalardan biri olmuştur (1). Restoratif diş hekimliğindeki gelişmelerle birlikte biyouyumlu materyallerin üretilmesi, astar ve kaide materyallerin kullanımını azaltmıştır (2). Bununla birlikte kompozit rezinlerin polimerizasyon büzülmesi göstermesi rezin-dentin bağlantısında sorunlara sebep olabilmektedir. Bunlardan biri rezin dentin ara yüzünde boşluk oluşmasıdır. Bu boşluklardan pulpaya doğru gerçekleşen bakteri ve sıvı geçişi istenmeyen sonuçlara sebep olmaktadır. Pulpayı korumak amacıyla derin kavitelere restorasyon öncesi astar ve kaide materyali uygulanmasının gerektiği bilinmektedir (3).

Kaide materyalleri, restoratif dolgu materyali ile dentin arasına yerleştirilir (4). Böylece, mikrosızıntı nedeniyle oluşabilecek pulpa hasarının önüne geçilerek, daha az restoratif dolgu malzemesi kullanılırken, pulpaya ulaşan ısı ve elektrik iletimi de azaltılmış olur (5). Bu bilgiler ışığında birçok biyomateryal üretilmiştir. Materyaller kavite derinliği ve kullanılan restoratif materyalin çeşidine göre tercih edilebilmektedir. Özellikle pulpaya çok yaklaşılan derin kavitelere kalsiyum hidroksit ve kalsiyum silikat esaslı materyaller uygulanmaktadır (6). Cam iyonomer simanlar ise restoratif materyallere destek sağlaması amacı ile kaide materyali olarak klinik pratiğinde oldukça sık kullanılmaktadır (7).

Geçmişten günümüze en yaygın olarak kullanılan astar materyali olan Kalsiyum hidroksit, diş hekimliği tarihinde 1930 yılında Hermann tarafından bulunmuştur. Sklerotik ve reperatif dentin oluşumunu uyardığı ve bakteriyel faaliyetlere karşı pulpayı koruduğu için özellikle tercih edilmektedir (7). İnce bir tabaka halinde uygulanan kalsiyum hidroksit, dentin kanallarını bloke ederek koruyucu bir bariyer oluşturur. Toz-likit, pat-pat ayrıca ışık ya da kimyasal yolla sertleşen formları mevcuttur. Son zamanlarda ışıkla sertleşen materyaller aside karşı dayanıklı olmaları, tek bileşenli, kullanıma hazır ve sertleşme zamanının ayarlanabilmesi bakımından tercih edilmektedir.

Cam iyonomer simanlar ilk defa Wilson ve Kent tarafından 1971 yılında geliştirilmiştir. Yapısında bulunan doldurucu partiküller cam ile güçlendirilmiş olup, çapraz bağlı polimer matriksleri çevrelemiş durumdadır (8). Alümino-silikat cam ile tozu,



poliakrilik asit ile likiti oluşmaktadır. Toz ve likitin karıştırılmasıyla asit-baz reaksiyonu oluşmaktadır (9). Asit-baz reaksiyonu sonucunda polialkenoik asidin karboksil grupları ile hidroksiapatitin kalsiyum iyonları arasında iyonik bağlanma gerçekleşmektedir. Bu sayede, mine ve dentin cam iyonmer simanlarla kimyasal bağlantı yapabilmektedir. Kimyasal yapılarına göre cam iyonmer simanlar geleneksel ve rezinle gclendirilmiş olarak sınıflandırılabilir. Cam iyonmer simanların hazırlanma yöntemlerine göre toz-likit ve kapsül formları bulunmaktadır. Kapsül cam iyonmer simanlar ise hızla sertleşebilen, viskozitesi yüksek ve mekanik özellikleri iyi olan en güncel cam iyonmer formlarından biridir (10).

Kalsiyum silikat esaslı materyaller son yıllarda oldukça popülerlik kazanmıştır ve pulpa kuafajı endikasyonu olan durumlarda kullanılabilir. Çeşitli kalsiyum silikat esaslı ürünler son zamanlarda piyasaya sürülmüş olmasına rağmen, özellikle bunlardan bazıları çeşitli araştırmaların konusu ve ilgi odağı olmuştur. Bu materyallere en güncel rnekler; MTA, Biodentine ve TheraCal verilebilir.

TheraCal (Bisco Inc. Schaumburg, IL, USA), indirek ve direk pulpa kuafajında kullanılmak üzere tasarlanmış kalsiyum silikat içerikli rezin modifiye ışıkla sertleşen, radyopak özellikte örtücü bir materyaldir. TheraCal bir bariyer gibi görev yaparak dentin ve pulpayı korumaktadır. TheraCal'in dentin yüzeyini örterek, mikrosızıntı ve hassasiyeti engellediği, pulpal iyileşmeyi başlattığı bildirilmiştir (11).

**Papadakou ve ark.** (12) kimyasal sertleşen kalsiyum hidroksitin ışıkla sertleşen kalsiyum hidroksite göre dentine ve kompozit rezine bağlanma özelliğinin daha iyi olduğunu bildirmişlerdir. Dentin ve ışıkla sertleşen kalsiyum hidroksitin arasında boşluk meydana geldiği belirtilmiştir. ışıkla sertleşen kalsiyum hidroksitin polimerizasyon büzülmesi göstermesi, materyalin dentin yüzeyinden ayrılması ile sonuçlanabilir. Bu sebeple, rezin-dentin ara yüzünde bağlanma dayanımı azalmaktadır.

**Senawongse ve ark.** (13) sınıf V restorasyonlarda kaide materyali kullanımının mikrosızıntı üzerine etkisini değerlendirmişlerdir. Sonuç olarak, kaide materyali kullanımının restorasyonların gingival bölgesinde oluşan mikrosızıntıyı azalttığını, okluzal bölgede ise mikrosızıntı üzerine herhangi bir etkisinin olmadığını bildirilmişlerdir.

**Molina ve ark.** (10) farklı özellikteki cam iyonomer simanların baskı dayanımı, çapsal gerilim ve eğilme özelliklerini karşılaştırmışlardır. Kapsül formdaki cam iyonomer simanların (EQUIA sistem) değerlerinin geleneksel cam iyonomer simanlardan daha yüksek bulunmuştur. Bununla birlikte, elde karıştırılarak hazırlanan cam iyonomer simanların klinik özellikleri toz-likit oranına, içerisinde bulunan porözite ve boşluklara bağlı olarak değişebilmektedir.

**Yip ve ark.** (14) farklı cam iyonomer simanların, mikrogerilim bağlanma dayanımını inceledikleri çalışmalarında, geleneksel cam iyonomer siman dentine, kapsüllü cam iyonomer simandan daha iyi bağlantı göstermiştir..

**Oskoe ve ark.** (15) kompozit rezinlerin rezin modifiye cam iyonomer siman ve MTA'ya bağlanma özelliklerini inceledikleri çalışmalarında, rezin modifiye cam iyonomer simanın varlığında kompozit rezinin makaslama bağlanma değerinin daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir.

**Cantekin** (16) yaptığı çalışmada MTA ile TheraCal LC varlığında kompozit rezinin makaslama bağlanma dayanımını değerlendirmiş, TheraCal LC varlığında bağlama değerlerini daha yüksek olduğunu bildirmiştir.

Bu çalışmanın amacı, farklı özellikte kaide materyallerinin self etch dentin bağlayıcı sistem kullanılarak yapılan kompozit rezin restorasyonlarda mikrosızıntı ve makaslama bağlanma dayanımına etkisinin in vitro koşullarda değerlendirilmesidir.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Kompozit Rezinler

Günümüzde estetik restorasyonlara ilginin artması, rezin bazlı materyallerin ve adeziv sistemlerin diş hekimleri tarafından daha çok tercih edilmesine neden olmuştur. Mine ve dentinde sonlanan sınıf V kavitelelerin restorasyonları materyal seçimi açısından daha büyük özen gerektirmektedir. Servikal bölgede stres birikimi yaratan okluzal kuvvetler ve gingival kenarları dentinde sonlanan kaviteleler, bu bölgede restorasyon sonrası görülen başarısızlıkları kaçınılmaz hale getirmiştir. Bu nedenle kompozit rezinler ve adeziv sistemlerle ilgili güncel gelişmeler devam etmektedir.

Güçlü mekanik özellikleri, düşük termal genleşme katsayıları, uygulama esnasında daha az boyutsal değişiklik göstermeleri, aşınmaya karşı olan dirençleri kompozit rezinleri tercih edilir kılmaktadır. Öncül kompozitler kimyasal olarak polimerize olmakta iken, bir sonraki nesil kompozitler ultraviyole (UV) ışıkla polimerize olabilecek şekilde üretilmişlerdir. Kompozit rezinler için en güncel polimerizasyon yöntemi, görünür ışıkla gerçekleşen polimerizasyondur (17).

Diş hekimliğinde kompozit rezinler üç farklı yapı içermektedir (8).

#### 2.1.1. İnorganik doldurucular (İnorganik faz)

Rezin matris içindeki doldurucuların boyutları, geleneksel kompozitten nanodolduruculu kompozitlere gelene kadar giderek küçülmüştür (18).

Doldurucular, kompozit rezinin sadece mekanik özelliklerini desteklemekle kalmayıp, aynı zamanda monomer miktarının ve dolayısıyla polimerizasyon bütülmesinin azalmasına, aşınma direncinin artmasına, translusensi, radyoopasite, yüzey pürüzlülüğü ve cilalanabilirlik gibi estetik ve uygulama kolaylığı sağlayan özelliklerinin iyileştirilmesini sağlarlar. Materyalin yapısındaki partikül miktarı küçüldükçe, kompozit rezinin cilalanabilmesi kolaylaşır ve parlaklığı artar. Ayrıca, doldurucu partikül boyutları materyalin mekanik özelliklerini olumsuz yönde değiştirmemesi amacı ile bir miktar küçültülebilmektedir (18).

Araştırmacılar, inorganik doldurucu partiküllerdeki gelişmelerin daha açık anlaşılabilmesi için kompozit rezinlerin sınıflandırılmasında özellikle doldurucu partiküllerin büyüklüğü ve miktarını esas almışlardır (19).

İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü 50- 100 µm olan kompozit rezinlere “megafil kompo- zitler” adı verilir. Okluzal temas alanlarına yerleştirilmesi önerilen cam partiküller (insert) mega doldurucu partiküllere örnek olarak verilebilir (20).

“Makrofil kompozitler” 10-100 µm büyüklükte, kuartz ve/veya cam yapısında doldurucu par- tikül içerirler. Bu tip kompozitlerde organik matriks, doldurucu partiküllerden daha hızlı aşınır. Bu uyumsuzluk kompozit rezinin cilalanabilirliğini güçleştirir ve renk değişimi daha hızlı olur (21).

“Midifil kompozitler”de doldurucu partiküller 1-10 µm boyutundadır. Doldurucu partikül büyüklüğü 0.1-1 µm olan rezin materyaller ise “minifil kompozitler” olarak isimlendirilir. Partikül boyutları küçüldüğü için, partikül yüzdesi ağırlıkça %75- 85'lere ulaşmıştır. Baryum ve stronsiyum cam yapıdaki partiküller sayesinde kompozit rezinin aşınma direnci artmış, cilalanabilirlik daha iyi bir seviyeye gelmiştir (22).

“Mikrofil kompozitler” de partikül büyüklüğü 0.01-0.1 µm arasında değişir ve partiküller amorf koloidal silika yapıdadır. Bu tip kompozit rezinlerde, inorganik doldurucular, organik matriksle aynı oranda aşınmaktadır ve cilalanabilirliğinin oldukça iyi olduğu bildirilmektedir. Doldurucu partikül miktarı ağırlıkça %35-60 oranındadır (22). Mikrofil kompozitlerin inorganik doldurucu miktarı az olduğundan, çiğneme kuvvetlerinin yoğun olarak geldiği posterior dişlerin restorasyonunda kullanımları uygun değildir.

Hibrit kompozitler doldurucu çeşitlerinin olumlu özelliklerinden yararlanmak amacıyla geliştirilmiştir. Diş hekimliği pratiğinde yıllardır başarıyla kullanılan hibrit kompozitler yüksek doldurucu içerikleri ile I. ve II. Sınıf restorasyonlarda yeterli aşınma direnci ve dayanıklılık göstermektedir. Estetiğin önem taşıdığı anterior bölge restorasyonlarında ise cilalanabilmeleri iyi olduğundan rahatlıkla kullanılabilir (23).

### 2.1.2. Rezin matriks (Organik faz)

Rezin matriks, kompozit rezinlerin kimyasal olarak aktive olan bileşenidir. Serbest radikaller polimerizasyonun sonucunda rijit bir polimere dönüşür. Yapısında sıklıkla kullanılan monomerler üretan dimetakrilat (UDMA), bisfenol-A glisidimetakrilat (Bis-GMA) ve trietilen glükol dimetakrilat (TEGDMA)'tır. Kompozit rezinlerin ışık, ısı ve başka kimyasal yollarla kendiliğinden polimerize olmasını önlemek için organik matriks içine eklenen fenol türevi bileşiklere inhibitörler adı verilir (8).

Dimer asit-baz dimetakrilatlar, Trisiklodekan (TCD) üretan ve organik modifiye seramikler gibi yüksek molekül ağırlığına sahip monomerler de yine aynı amaçla geliştirilmiştir (24).

Polimerizasyon büzülme streslerinin kontrol edilmesi için materyalin akışkanlığının artırılması da gündeme gelmiştir (25). Bu amaçla, %60-70 oranında daha az büzülme stresi gösteren bir üretan bazlı metakrilat rezin içeren, ön ve arka dişlerde kaide maddesi olarak uygulanabilen, akışkan yapıda bir materyal üretilmiştir (Surefil SDR, Dentsply) (26). Bu rezinler, "Stress Decreasing Resin" (SDRTM) [Stres Azaltıcı Rezin] teknolojisine sahip olarak patent almışlardır (Jin Xea. US Patent Application No. US2008 / 0076853). Yapılan bir in vitro çalışmada, bu materyalin diğer kompozit rezinlerden daha düşük oranda büzülme stresi gösterdiği tespit edilmiştir (26).

Organik matriks iyi bir ısı yalıtkanı olmakla birlikte su emiliminin fazla olması, pulpada irritasyon yaratması ve kolay renklenmesi sebebiyle matriks oranı azaltılıp inorganik faz oranı arttırılmak istenmiştir (27).

### 2.1.3. Silan ajan (Bağlayıcı faz)

Kompozit rezinlerin mekanik özelliklerini iyileştirmek amacıyla rezin matriks ve doldurucu partiküllerin bağlantısının güçlü olması gerekmektedir. İnorganik yapıda bulunan silika partiküllerinin yüzeyi önceden silan bağlayan ajanlarla kaplanarak, partiküllerin yüzeyinde tek molekül ve çift fonksiyon içeren çok ince bir katman oluşturulmuştur (28).

Bağlayıcı faz (ara faz), inorganik faz ve organik fazın bağlanmasını sağlamaktadır. Ara fazı organik silisyum bileşiği ve iki fonksiyonlu molekül olan silanlar

oluşturmaktadır. Bağlayıcı faz organik matrikste bulunan metakrilat grupları ile kovalent bağlar kurarken, doldurucuların yüzeyinde bulunan hidroksil gruplarını absorbe eder. Böylece organik ve inorganik fazları birbirine bağlayarak suya karşı dirençli kompozit rezinleri meydana getirir (8).

Silan bağlayan ajan, polimerize olmamış rezin monomerlerin fonksiyonel gruplarıyla reaksiyona girerek, ışıkla polimerizasyon sırasında karbon-karbon bağı gibi kimyasal bir bağ oluşturmaktadır (29).

Rezin matriks yapıda bulunan silanize edilmiş doldurucu partiküllerin kompozit rezinin, dayanıklılık ve hidrolitik stabilite gibi, fiziksel ve mekanik özelliklerini güçlendirdiği düşünülmektedir (30).

Cam doldurucu içeren kompozit rezinlerde sıklıkla kullanılan silan bağlayıcı  $\gamma$ -metakriloksipropil trimetoksisilan'dır. Silan bağlayıcı ve cam arasındaki yüzeyde oluşan kondansasyon reaksiyonu ile silan kovalent bağ oluşumu ile cam yüzeyine bağlanabilir. Silan bağlayan ajanların inorganik fazın özellikle silika partikülleri varlığında iyi sonuçlar vermesi sebebiyle kompozit rezinlerin yapısında silika içerikli inorganik doldurucular bulunmaktadır (31). Bu konu ile ilgili çalışmalar devam ettikçe daha üstün özellikte silan bağlayan ajanların geliştirilmesi mümkün olabilecektir.

## **2.2. Kompozit Rezin Sınıflaması**

### **2.2.1. İnorganik doldurucu partikül büyüklükleri ve yüzdelerine göre kompozit rezinin sınıflandırılması**

#### **2.2.1.1. Makrofil kompozit rezinler**

Partikül boyutları 1-15  $\mu\text{m}$  arasında olup doldurucu içerikleri hacimce %60'ın üzerindedir. Basma dayanımı ve aşınma dirençleri diğer kompozit rezinlerden daha yüksektir. Özellikle arka bölgede yer alan dişlerin restorasyonu için uygun kompozit rezinlerdir. Doldurucu partiküllerin boyutları fazla olduğu için, cilalanmaları sonucu çok parlak bir yüzey elde edilemez. Ön bölge restorasyonları için saydamlıkları yetersizdir (32).

### **2.2.1.2. Mikrofil Kompozit Rezinler**

Partikül boyutları 0,1-1 µm arasında değişmekle birlikte, doldurucu içerikleri hacimce %20-50 arasındadır. Partikül boyutlarının çok küçük olması iyi cilalanabilmelerini, buna bağlı olarak da ön bölge dişlerin restorasyonu için uygun olmalarını sağlamaktadır. Basma dayanımı ve aşınma dirençlerinin düşük olması nedeniyle, çiğneme basıncının yüksek olduğu arka bölge için uygun restoratif materyaller değildir (32).

### **2.2.1.3. Hibrit Kompozit Rezinler**

Hibrit kompozitler, mikrofil ve makrofil olan iki farklı doldurucu partikül içermektedirler. Doldurucu oranları hacimce %50-70 arasındadır. Hem mikrofil hem makrofil grubunun olumlu özelliklerini taşımaktadırlar. Estetik olarak iyi sonuç verdikleri gibi, arka bölgede yer alan dişlerin restorasyonları için gerekli dayanıklılığı göstermektedirler.

Modern hibrit kompozitlerin doldurucularının çoğu koloidal silika (0.04 µm) ve öğütülmüş cam partiküllerinden oluşmaktadır (0.6-2 µm). Doldurucu içerikleri ağırlık olarak %75-80 oranındadır. Cam partiküllerin ortalama boyutları 1 µm'nin altında ise mikrohibrit kompozit rezin olarak isimlendirilir. Hibrit ve mikrohibrit kompozit rezinler, estetik ve mekanik özelliklerin biraraya gelmesiyle ön ve arka bölgede yer alan dişlerin restorasyonunda tercih edilen kompozit rezinlerdir (18,32)

## **2.2.2. Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kompozit Rezinin Sınıflandırılması**

### **2.2.2.1. Kimyasal Yolla Polimerize Olan Kompozit Rezinler**

Pasta+pasta, pasta+likit, toz+likit bileşenlerinin karıştırılmasıyla kimyasal olarak polimerizasyon sağlanmaktadır. Restorasyondan yaklaşık 3-5 yıl sonra renk değişimi meydana gelmektedir (28).

### **2.2.2.2. Görünür Işıkla Polimerize Olan Kompozit Reziner**

Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinlere bir başka seçenek olarak polimerizasyonu başlatmak için, ultraviyole ışık ve başlatıcı olarak da benzoilalkileter kullanılmıştır. Aktivatör madde, başlatıcı maddeyle tepkimeye girerek polimerizasyonu başlatır. Işık ile polimerize olan kompozit rezinler karıştırılmazlar ve tek fazdan meydana gelmektedirler (33).

### **2.2.2.3. Hem Kimyasal Hem de Işıkla ile Polimerize Olan Kompozit Reziner**

Kimyasal olarak polimerizasyon hızı yavaş olup, ek olarak rezine fotokimyasal polimerizasyon sağlanmıştır (28).

### **2.2.3. Viskozitelerine Göre Kompozit Resinin Sınıflandırılması**

#### **2.2.3.1. Kondanse Olabilen Kompozit Reziner**

Bu kompozit rezinlerde partikül miktarı ve inorganik doldurucu oranı artırılmıştır. Hibrit kompozit rezinlere göre daha büyük doldurucu partiküller içermektedir. Kaviteye yerleştirilebilmesinin kolay olması, ideale yakın kontakt noktası oluşturulabilmesi avantajları olarak sıralanabilirken; kötü yüzey özellikleri ve yeterince kondanse edilmediklerinde tabakalar arasında oluşan hava kabarcıkları ise dezavantajlarındandır. Hibrit kompozit rezinlerden üstün fiziksel özelliklere sahip olmadığı belirtilmiştir (34).

#### **2.2.3.2. Akışkan Kompozit Reziner**

Akışkan kompozit rezinler, doldurucu oranı ve viskozitesi azaltılan hibrit kompozit olarak tanımlanmaktadır. Kompozit rezin ile yapılan restorasyonlar ve kuronlarda oluşan kırıkların tamirinde, abfraksiyon lezyonlarında, mine defektlerinde kullanılabilir. Kondanse edilebilen kompozit rezinlerin altında stres kırıcı görev yapabilir. Doldurucu oranları az olup organik matriks oranları fazla olduğu için polimerizasyon bütülmesi ve polimerizasyon sonrası reaksiyona girmeyen monomer miktarı fazla olup basınçlara karşı dirençleri düşüktür (28).



## **2.3. Güncel Kompozit Rezin Sistemler**

### **2.3.1. Ormoserler**

1998 yılında diş hekimliğine kazandırılan ormoserlerin (Organik olarak Modifiye edilmiş Seramikler) geliştirilmesiyle birlikte kompozit rezinlerin organik matrisinde de yapısal değişiklikler gerçekleştirilmiştir (27,28).

Ormoserlerin aşınmaya karşı direnci geleneksel kompozit rezinlere göre daha yüksektir. Ormoserlerin organik matrisinde temel bileşen olarak metakrilat polisiloksan yer aldığından dimetakrilat monomer oranı düşürülüp alerjik reaksiyon oluşturma ihtimali azaltılmıştır. Ormoserler, silanlanmış inorganik doldurucular ile birlikte inorganik ve organik kopolimer bulundurmaktadır. Ormoserler, biyouyumlu ve çürük önleyici etkiye sahip bir kompozit rezin olup, düşük polimerizasyon büzülmesi ve yüksek aşınma direnci göstermektedir. Bununla birlikte, direkt kompozit rezin uygulamalarıyla klinik basamakları neredeyse aynıdır (27).

### **2.3.2. İyon Salabilen (smart) Kompozit Rezinler**

Kompozit rezinlerin çok azı florür salabilen ve yeniden şarj olabilen cam partiküller içermektedir. Bununla birlikte, bu kompozit rezinlerden salınabilen florür miktarı kompomerler, cam iyonomerler ve rezin modifiye kompozit rezinlerden oldukça düşüktür. Bu kompozit rezinlerin tek istisnası, iyon salabilen Ariston pHc (Vivadent) dir (35). Komşu diş dokularının ve dişlerin demineralizasyonunda engellendiği belirtilmektedir. İyon salabilen kompozit rezinler için, hem asit tamponlama kapasiteleri ile demineralizasyonu engelleyip hem de bakterisit etkinliği ile sekonder çürük oluşumunun önüne geçebileceği düşünülmektedir (28).

### **2.3.3. Akışkan Kompozit Rezinler**

Akışkan kompozit rezinler ilk defa 1995 yılında piyasaya sürülmüştür. Hacimce doldurucu/rezin oranları çok düşüktür ve partikül boyutları artırılarak veya doldurucu miktarları azaltılarak elde edilebilir. Bu materyaller mikrofil ve hibrit kompozit rezinlere göre, çok daha kolay uygulanabilmektedir (36).

Hibrit kompozit rezinlere göre daha akışkan olması küçük partikül boyutu, organik matriks içeriğinin fazla olması ve daha az doldurucu içeriği ile sağlanmıştır (27).

Bu materyaller, pit ve fissür gibi sığ yüzeylere veya undercut'lı kavite kenarlarına kolaylıkla ulaşabilir. Eski restorasyonların tamirinde, Sınıf V restorasyonlar ve minimal invaziv kavite preparasyonlarında stres kırıcı kaide materyali olarak uygulanabilirler (36).

#### **2.3.4. Kondanse Olabilen (packable) Kompozit Reziner**

Arka bölge dişlerin restorasyonları için geliştirilmiş ve amalgama alternatif olarak düşünülen yüksek viskoziteli kompozit rezinlerdir. Basınç uygulandığı zaman, materyalin hacminin azalması nedeniyle, sıkı sıkıya doldurma anlamına gelen “packable” kelimesi bu grup kompozit rezinlerin tanımlanmasında kullanılmaktadır. Piyasaya sürüldükten bir süre sonra kompozit rezinlerin uygulama tekniklerinin amalgam ile benzerlik göstermediği, farklı tekniklerin kullanımının gerekliliği bildirilmiştir. Bu materyallerin daha fazla miktarda doldurucu partikül bulundurmaları ve partikül dağılımlarının da daha fazla olması viskozitelerini hibrit kompozit rezinlere göre artmıştır. Sıkıştırılabilme özellikleri sayesinde Sınıf II kavitelere kullanıldıklarında aproksimal kontağın başarıyla oluşturulabileceği bildirilmiştir (27,28).

Kondanse olabilen kompozit rezinlerin, 4 mm'lik tek tabaka olarak aproksimal kavitelere de kullanılabilmesi bildirilmiştir. Amalgam restorasyonlarda olduğu gibi bu kompozitleri işleminde klinik uygulama sırasında oldukça zor olduğu, bunun yanısıra geleneksel matriks sistemlerinin kullanılmasının, geniş kontakt yüzeylerine ve düz interproksimal konturlara yol açtığı gözlenmiştir. Bu sorunları önlemek için, kompozit rezinlerin tabakalama tekniği ile yerleştirilmesi ve her tabakanın görünür ışıkla polimerize edilmesi önerilmektedir. Bu materyallerin bazıları aynı üretici firmaya ait hibrit kompozit rezinler ile aynı dolduruculara sahiptir. İki materyal arasındaki fark kondanse edilebilen kompozit rezinlerin resin matrikslerinin %1-2 daha fazla doldurucu içerecek şekilde üretilmiş olmasıdır. Bu materyaller yalnızca birkaç renk tonunda üretilmiştir. Hibrit kompozit rezinlerin estetik ve cilalanma özelliklerinin kondanse edilebilir kompozit rezinlere göre daha üstün olduğu bildirilmiştir (27,37).

### 2.3.5. Antibakteriyel Kompozit Rezinler

Antibakteriyel özellik gösteren kompozit rezinlerin elde edilmesi iki şekilde mümkün olmaktadır (38):

a. Rezin matris yapısına çözünebilir antibakteriyellerin eklenmesi

b. Antibakteriyel ajanların, rezin matrisinin içinde sabit kalmasının sağlanması

İlk uygulamada antibakteriyel ajan olarak klorheksidin kullanılmaktadır. Restorasyon materyalinden salınarak etkinlik gösterir. İkinci yöntemde ise antibakteriyel etki sağlamak için geliştirilmiş olan 12-methacryloyloxy- dodecyl-pyridinium bromide (MDPB) isimli bir monomer kullanılmaktadır. Bu monomerin bakteri üremesini ve bakteriyel plak birikimini engelleyebildiği bildirilmiştir (38).

### 2.3.6. Çok Az Büzülme Gösteren Kompozit Rezinler

1990'larda "spiro ortokarbonat monomerler" olarak isimlendirilen ve polimerizasyon esnasında neredeyse sıfır genleşme ve büzülme gösteren monomerler üretilmiştir (27). Biyouyumluluklarının yetersiz olması ve epoksi rezinlerin yavaş sertleşmesi bu monomerlerin gelişimini durdurmuştur. Bis-GMA ve TEGDMA rezinlerin epoksi rezinlere tercih edilmesi, spiro ortokarbonat monomerlerinin büzülme azaltma etkisini çok aza indirdiğinin görülmesi bu malzemeler için yapılan çalışmaları durma noktasına getirmiştir. "Oksibismetakrilat monomerler" sıklıkla tercih edilen dimetakrilatlarla kıyaslandığında, polimerizasyon büzülmesini %30-40 oranında düşürmektedir (39). Bununla birlikte, likit kristal monomer sistemlerin de polimerizasyon büzülmesini azaltacağını gösteren laboratuvar sonuçları da bulunmaktadır. Silorane esaslı kompozit rezinde, olumlu biyouyumluluk, artmış mekanik özellikler, 8,5-10 mm'ye kadar polimerizasyon derinliği ve düşük polimerizasyon büzülmesi (hacimce %0,5-0,8) sonuçları elde edilmiştir (39).

Bu kompozit rezinler, diş hekimliği kliniğinde güncel olarak kullanılan materyaller arasında yer almasına rağmen ilgili çok az sayıda klinik çalışma mevcuttur (40).

### 2.3.7. Nano Partiküllü ve Nanohibrit Kompozit Reziner

Geleneksel üretim teknolojilerine karşı olarak, nano teknoloji ile hafif, dayanıklı ve ucuz ürünler kolaylıkla üretilebilmektedir. Nano partiküllü kompozit rezinlerin inorganik fazında iki çeşit doldurucu mevcuttur (41):

1. Silika nanodoldurucular (nanomerler) 20-75 nm
2. Zirkonya/Silika nano-öbekler (nanoclusterlar) 5-20 nm.

Nano partiküllü kompozit rezinlerin, cilalanabilirliği iyi, uygulaması ise oldukça kolaydır (42). Ayrıca, polimerize olmuş materyalin basma direnci çok artmıştır, çünkü materyalde oluşabilecek herhangi bir çatlak nanopartiküllerin dağılımları nedeniyle ilerlemeden yüzeyde kalmaktadır. Organik matriks yapılarına nanomer eklenerek ağırlıkça %72-87 oranında doldurucu partikül içeren nano doldurucu kompozit rezinler piyasaya sunulmuştur (43,44).

Bu kompozit rezinlerin yapısında bulunan inorganik partikül büyüklükleri, ışığın dalga boyundan daha küçük olduğu için, görünür ışık ile emilim veya saçılım gibi etkileşimlere girmedikleri düşünülmektedir (44).

### 2.3.8. Giomerler

Giomerler, cam iyonomer simanların kötü estetik özelliklerini ve neme olan hassasiyetlerini en aza indirgeyerek, cam iyonomerlerin klinik avantajlarını da kullanmak üzere geliştirilmiştir (45).

Giomerler rezin içerikli materyallerdir. Bu materyaller 'prereacted' cam partiküller (PRG), uretan dimetakrilat ve hidroksietil metakrilat oluşmaktadır. PRG, cam iyonomer simanlarda bulunan fluorosilikat camlara benzemektedir. Bu cam partiküller, materyale eklenmeden önce poliakrilik asitle ön işleme maruz kalırlar. Bu ön işlem partiküllerin yüzeyini tamamen örtebildiği gibi (Beautifil, Shofu, San Marcos, USA), tüm partiküllerin içinde de yer alabilir (Reactmer, Shofu, San Marcos, USA).

Giomerler oldukça radyoopak olup, ışıkla polimerize olmakta ve dişe bağlanabilmek için bağlayıcı bir sisteme gerek duymaktadırlar (43).

### **2.3.9. İndirekt Kompozit Rezinler**

Diş sert doku kaybı fazla olduğunda, estetik bir restorasyon yapılmak istendiğinde ve direkt kompozit restorasyonun yapılamadığı durumlarda, laboratuarda yapıldıktan sonra klinik uygulaması gerçekleştirilen kompozit rezin restorasyonlar iyi bir seçenek olarak kabul edilmektedir. Bununla birlikte, maliyeti yüksek, zaman alıcı ve teknik hassasiyet gerektiren materyallerdir. Direkt kompozit restorasyonlara göre polimerizasyon dereceleri daha yüksek olup, daha güçlü mekanik özelliklere sahiptirler. Bu kompozit rezinler ile arayüz kontaktları ve oklüzal yüzeyler kolaylıkla şekillendirilebilmektedir (27).

İndirekt kompozitlerin polimerizasyon derecesinin %100'e yakın olması sebebiyle fiziksel özellikleri hibrit kompozitlere göre daha yüksektir. Oklüzal yüzeylerin ve konturların oluşturulması, cilalanmaları ve simantasyonları metal ve porselen indirekt restorasyonlara göre çok daha kolay yapılmaktadır (32).

### **2.3.10. Dual-cure Kompozit Rezin Simanlar**

Kompozit rezin simanlar, daha kolay kullanım için hibrit kompozit rezinlere göre daha az doldurucu içermektedir ve akışkan kompozit rezinlere benzer özelliklere sahiptirler. Otopolimerizasyonu aktive etmek için farklı viskozitede iki katalizatör birçok ürün setinde yer alır. Materyalin yüksek viskoziteye sahip olması daha iyi fiziksel özellikler ve daha düşük termal genleşme katsayısına sahip olmasını sağlamaktadır. İnce yapıdaki bir indirekt kompozit veya kompozit venter simante edileceğinde Dual-cure Kompozit rezin simanlar sıklıkla tercih edilmektedir ve ışıkla polimerize olmaktadır. İnley, onley, overley ve venterler simante edilirken, ışığın ulaşamadığı alanlarda simanın polimerizasyonunu tam anlamıyla sağlamak için otopolimerizan bir katalizör içermektedirler (46).

### **2.3.11. Tek Kütle Olarak Uygulanan Kompozit Rezinler (bulk-fill kompozit rezinler)**

Tabakalama tekniğine alternatif olabilecek 4 mm'lik tek kütle halinde yerleştirilebilen kompozit rezinlerin varlığı restorasyon yapımını oldukça kolaylaştırmıştır. Tek kütle halinde kompozit rezin uygulaması polimerizasyon

büzülmesinin fazla oluşması, tabakaların arasında boşlukların kalabilmesi ve tekniği uygulamanın uzun sürmesi gibi dezavantajlar da içermektedir (47).

Başarılı bir kavite adaptasyonu için akışkan kıvamlı olması, polimerizasyon büzülmesinin az olması, güçlü fiziksel özellikleri ve en az 4 mm polimerizasyon derinliğine sahip olmaları tek kütle olarak kaviteye yerleştirilebilen kompozit rezinlerin ayırt edici özelliklerindedir. Bu materyallerin yapısındaki pigmentler, doldurucular ve monomer matris içeriği sayesinde 4 mm'lik tabakalar şeklinde uygulandıklarında bile 20 sn ışık uygulaması ile polimerize olabilmektedirler (47).

Derin kavitelere ve aşırı kuron harabiyeti olan dişlerde kullanılmak için üretilmiş, fiber ile güçlendirilmiş bir kompozit rezin (Ever-X Posterior, GC) de son yıllarda piyasaya sürülmüştür (32).

### **2.3.12. Kendinden Adezivli Kompozit Rezinler**

Diş dokularına kendiliğinden bağlanan, akışkan kıvamda ve adeziv içeren ilk ürün Vertise Flow (Kerr) dir. Bu ürünün içinde, işlevsel bir fosfat grubu içeren ve özel bir monomer olan GPDM (gliserol fosfat dimetakrilat) yer almaktadır. Bu malzeme ayrılmış formda bulunmaktadır ve diş sert dokusunda yer alan kalsiyum ile kimyasal bağ kurmaktadır. Asidik olan fosfat grubu yüzeyi dağlayarak mikroretantif bir yüzey oluşturarak kimyasal bağ oluşturabildiği gibi; molekülün diğer ucunda bulunan metakrilat grupları başka monomerlerle bir ağ yapısı oluşturabilmektedir. Bir diğer ürün olan Fusio Liquid Dentin (Pentron Clinical) ise monomer olarak 4-MET'i adezivi içermektedir. Cam iyonomer simanlar gibi karboksilat grupları üzerinden diş sert dokularına bağlanır. Üretici firma tarafından geleneksel akışkan kompozitlerden farklı olarak adezivle ön işlem gerektirmeden kavitelere uygulanması önerilmektedir. Ayrıca, dentin yüzeyine tutunması için aktif olarak (ovalanarak) uygulanması gerektiği bildirilmektedir. Vertise Flow'da uygulama bir fırça ile yapılmalıdır. Bu sayede akışkan kompozit ovalama hareketiyle yaklaşık 0,5 mm kalınlığında bir tabaka halinde dentin yüzeyine uygulanmalıdır. Aktif uygulama şekli sayesinde asidik monomerlerin temas yüzeyi ile olan interaksiyonu güçlendirilmiş olacaktır. Ürün ışık aktivasyonu ile 20 saniyede polimerize olmaktadır (32).

Kendinden adezivli kompozit rezinlerde bulunan hidrofilik fosfat grubu su emiliminden de sorumlu olduğundan, bu ürünler diğer akışkan kompozitlere göre çok daha fazla su emmektedir (48).

Dentin dokusuna bağlantısı mineye göre daha yüksek olduğu için, kole restorasyonlarında kullanılırken mutlaka bir adeziv sistem ile beraber kullanılmaları önerilmektedir (49).

Minede yüksek olmayan bağlanma değerleri ortodontik braketlerin yapıştırılmasında bir avantaj haline gelmektedir. Kendinden asitli adeziv sistemlerle yapılan karşılaştırmalı çalışmalarda, *in vitro* ve *in vivo* olarak Vertise Flow ile ortodontik braketlerin yapıştırılabileceği belirtilmiştir. Hatta braketler sökülürken, Etch-and-Rinse sistemlerinin aksine, minede kalıcı hasar oluşmamaktadır (50).

Günümüze kadar piyasada yer alan kendinden adezivli akışkan kompozitlerin minimal girişimsel kaviteler, dolgu kenarlarının tamiri, Sınıf II kavitelerde astar uygulaması ve braket yapıştırılması dışında güvenilir endikasyonları henüz belirtilmemiştir. Bu sebeple kendinden adezivli akışkan kompozitlerle ilgili daha çok klinik araştırma yapılmasına ihtiyaç duyulmaktadır (32).

#### **2.4. Kompozit Dolguların Başarısını Etkileyen Kriterler**

Polimerizasyonun gerçekleşebilmesi için, ışığın mavi, 450-500 nm dalga boyunda ya da en az 300 mW/cm<sup>2</sup> gücünde olması gerekmektedir. Işık cihazının gücünün, düzenli aralıklarla ölçülmesi gerektiği bilinmektedir. Işık ile aktivasyon, hekime çalışma süresini yönetebilme fırsatı sağlamaktadır. Kompozit rezinin kalınlığının 1,5-2 mm'yi geçtiği ve koyu renkli bir kompozit rezin ile çalışıldığı durumlarda ışığın yoğunluğu polimerizasyon için olabilir. Derin bölgelere ışığın ulaşması doldurucu partiküller ve renk verici yapıların ışık materyalini sadece ilk 1-2 mm'sinde abzorbe etmesi sebebiyle daha zordur. Bu sebeple, koyu renkli kompozit rezinler ile çalışılırken tabakalı teknik uygulanması gerektiği bildirilmiştir. Kompozit rezinlerde bir diğer sorun, Sınıf II kavitelerde ışığın interproksimal alana ulaşmasının zorluğu ve bu bölgelerde polimerizasyonun gerçekleşmesinin güç olmasıdır. Bu problemi önlemek için Dual-cure kompozit rezinler geliştirilmiştir. Işık ve kimyasal yöntemle polimerize olabilen bu kompozit rezinler iki pat sisteminden oluşur. Kimyasal yolla sertleşme hızı, ışıkla sertleşme hızına göre çok

daha yavaş gerçekleşmektedir. Karıştırıldıktan sonra ilk olarak ışık ile polimerizasyon başlamaktadır. Işığın ulaşmadığı bölgelerde polimerizasyon kimyasal olarak 8-24 saat sürecinde sonlanmaktadır. Bu sayede, ışığın ulaşmadığı yüzeylerde polimerizasyon sağlanmış olmaktadır (28).

## **2.5. Kompozit Rezinlerde Polimerizasyon Büzülmesi**

Kompozit rezinlerin yapısında bulunan monomerler polimer zincire dönüşürken hacimsel olarak %1.5-3 oranında büzülmeye uğramaktadır. Bu durum kompozit rezinlerin üretiminden günümüze çözüm bulunamayan en önemli sorunlarından olan polimerizasyon büzülmesi olarak karşımıza çıkmaktadır (51).

Polimerizasyon büzülmesi diş ile restorasyon arasında streslerin oluşmasına, restorasyonun dişe adezyonunda başarısızlığa ve bağlanmadaki başarısızlığa bağlı olarak mikrosızıntı, post-operatif hassasiyet, restorasyonun renklenmesi ve sekonder çürük gibi farklı sorunlara yol açmaktadır (52).

Kompozit rezinlerde meydana gelen polimerizasyon büzülmesine yol açan çok farklı etkenler bulunmaktadır. Bunlar, materyal formülasyonu ve polimerizasyona bağlı faktörler olarak sınıflandırılabilir.

### **2.5.1. Materyal Formülasyonuna Bağlı Faktörler**

#### **2.5.1.1. Kompozit Rezinin Doldurucu İçeriği**

Polimerizasyon reaksiyonu gerçekleşirken organik matrikste bulunan monomerler, polimer haline geçerken yapı hacimce küçülür. İnorganik fazda ise herhangi bir değişim olmaz. Kompozit rezinlerin içeriğinde bulunan inorganik doldurucuların miktarı arttırıldığında, rezinin organik matriks yüzdesi azalacağı için polimerizasyon büzülmesi de azalacaktır (53).

Doldurucu oranını daha küçük doldurucu partiküllerin yapıya katılmasıyla arttırılabilmektedir. Günümüzde kompozit rezinlere ilave edilen nanofil silika partikülleri, hibrid ve mikrofil kompozitlerde görülen polimerizasyon büzülmesini büyük oranda engellemiştir. Doldurucu içeriği diğer kompozitlerden fazla olan nanofil kompozit



rezinler, doldurucu çeşidi farklı kompozit rezinlerden daha düşük polimerizasyon büzülmesi göstermektedir (44).

Kompozit restorasyonların içerisine yerleştirilen quartz insertler restorasyondaki resin matris oranlarını azaltmak amacıyla kullanılmaktadır. Bu yapılar sayesinde organik matris oranı düşürülüp, polimerizasyon büzülmesi azalmaktadır (28).

### **2.5.1.2. Monomerin Kimyasal Yapısı**

Kompozit rezinlerin organik matrisi Bis-GMA ve TEGDMA monomerlerinden oluşmaktadır. Bu monomerlerin hacimsel büzülme değerleri yapıya doldurucuların ilave edilmesiyle düşmektedir.

Bu monomerlerin hacimsel büzülme değerleri istenilenden yetersiz olduğu için yeni monomerler üretilmiştir. Yeni monomerlerin en önemli özellikleri, çift halkalı (bicyclic) bileşimler içermeleridir. Bu monomerler, spiroortoester, spiroortokarbonat, bisikloketakton, trioksabisikloktan ve benzokin gibi doymamış diketallerdir. Bunların içerisinde, en popüler olan monomer spiroortokarbonatlarıdır. Bu monomerin kompozit rezine eklenmesiyle asit uygulanmış mineye bağlanmada başarılı sonuçlar elde edilmiştir. Buna karşın yapılan incelemede yapı içinde bulunan büyük bir kısmının polimerize olmadığı tespit edilmiştir. Bu sebeple, spiroortokarbonatların erime noktasını düşürmek ve daha fazla reaksiyona katılmasını sağlamak için yapılan çalışmalar başarılı olmuştur. Ancak, kompozitin polimerizasyon büzülme miktarında çok önemli bir değişim bulunmamıştır (54).

### **2.5.2. Kompozit Resinin Elastisite Modülü**

Elastisite modülü yüksek olan kompozit rezinler, polimerizasyon gerçekleşirken daha fazla büzülme stresi oluşumuna yol açmaktadır (55). Ayrıca yüksek elastisite modülü, kompozit resinin fiziksel özelliklerinin geliştirilmesi için çok önemlidir (56).

Polimerizasyon büzülmesini etkileyen faktörler bilinmekle birlikte ideal bir kompozit resin kolaylıkla elde edilememektedir. Örneğin elastisite modülünü değiştirerek doldurucu içeriğini düzenleyebileceğimiz durumda, resin miktarı da değişeceğinden büzülme değerlerinin tekrar etkileneceği bildirilmektedir (56).

### **2.5.3. Polimerizasyona Bağlı Faktörler**

#### **2.5.3.1. Kavite Geometrisi**

Restorasyonlarda kaviteye bağlanan yüzeylerin bağlanmayan yüzeylere oranı konfigürasyon faktörü (c faktör) olarak tanımlanmaktadır. Konfigürasyon faktörü arttıkça büzülme streslerinde arttığı kabul edilmektedir (57).

Bir örnekle anlatmak gerekirse Sınıf IV bir kavitenin c faktör değeri  $\frac{1}{4}$  yani 0.25 iken, Sınıf I kavitede bu değer 5/1 yani 5'tir. Bu sebeple, Sınıf I kavitedeki stres, Sınıf IV kaviteye göre fazladır. Kavitenin genişliği ve derinliği de polimerizasyon büzülmesini etkilemektedir. Kavitenin boyutlarının küçük olması gerçekleşecek büzülmenin miktarını azaltır. Kaide materyallerinin kullanılmasının, restorasyondaki kompozit hacmini küçülteceği, buna bağlı olarak da polimerizasyon büzülmesini de azaltacağı bildirilmektedir (57).

#### **2.5.3.2. Kompozit Rezın Yerleştirme Tekniği**

Bulk tekniği, kimyasal yolla polimerize olan kompozit rezınlerin kaviteye tek tabaka olarak yerleştirilmesidir. Işıık ile polimerize olan kompozit rezınlerde bu tekniğin kullanımı, ışık cihazlarının kalınlığı 2 mm.'den fazla olan kompozit tabakalarını tam olarak polimerize edememeleri sebebiyle önerilmemektedir (58).

Tabakalama (inkremental) tekniği ise 2 mm kalınlığındaki kompozit tabakalarının tek tek polimerize edilmesine dayalı bir yöntemdir, polimerizasyon büzülmesinin azalmasıyla restorasyonun kenar uyumunu artırmasına bağlı olarak, polimerizasyon stresleri sebebiyle oluşan kasp hareketlerini azaltma ve monomer dönüşüm derecesini artırma gibi avantajları bulunmaktadır (59).

#### **2.5.3.3. Işııkla Polimerizasyon Tekniği**

Güncel olarak klinik pratikte kullanılan ışık ile polimerize olan kompozit rezınler, quartz tungsten halojen, plazma ark, LED ve argon lazer ışık cihazlarıyla polimerizasyon sağlanmaktadır. Polimerizasyon süresini azaltarak, kalın kompozit tabakalarının tek seferde polimerize edebilmesi için yeni ışık cihazı arayışı devam etmektedir. Geleneksel ışık cihazları 450-500 mW/cm<sup>2</sup> yoğunluğunda ışık üretirken, yüksek ışık şiddetine sahip

cihazlar, 1000 mW/cm<sup>2</sup>'nin üzerinde ışık üretme kapasitesine sahiptir. Yüksek ışık şiddetine sahip kaynaklar geleneksel ışık kaynaklarına göre uygulama süresini kısaltarak daha derin polimerizasyon sağlamaktadırlar. Bununla birlikte, bu ışık kaynaklarının kullanımı ile ilgili bazı endişeler bulunmaktadır. Polimerizasyon çok hızlı olacağı için kompozit diş yüzeyine akamaz. Bu nedenle polimerizasyon büzülmesinin arttığı ve büzülme streslerinin diş veya bağlanma yüzeyine iletildiği görülmüştür (60).

Bu sorunları azaltmak için çeşitli polimerizasyon teknikleri geliştirilmiştir. Geleneksel polimerizasyon tekniğinde 2 mm kalınlığındaki kompozit tabakasına 450-500 mW/cm<sup>2</sup> yoğunluğunda ışık 40 sn uygulanmaktadır. Işığın kompozit yüzeyine geldiği ilk andaki enerji düzeyinin düşürülmesi ile kompozit rezinin polimerizasyon büzülmesi ve internal streslerinin azaltıldığı tespit edilmesinden sonra soft start ve pulse delay adı verilen teknikler geliştirilmiştir. Soft start polimerizasyon tekniğinde ışık yoğunluğu yavaş yavaş artarak en yüksek düzeye ulaşır. Pulse delay tekniğinde ise önce kısa süreli, düşük yoğunluklu ışık uygulanıp, yaklaşık 3 dakika sonra ise yüksek enerjili ışık daha uzun süre uygulanır (61).

## **2.6. Adezyon ve Dentin Adeziv Sistemlerin Sınıflandırılması**

### **2.6.1. Adezyon**

1955 yılında Buonocore'un % 85'lik fosforik asitle pürüzlendirilen mine yüzeyinin akrilik rezine bağlanması felsefesini ortaya koyması ile restoratif diş hekimliğinde adeziv diş hekimliği dönemi başlamıştır (62). Black tarafından 1917 yılında geliştirilmiş, gelenekselleşmiş olan makromekanik tutuculuk prensipleri, yerini daha konservatif bir yaklaşım olan adeziv preparasyon tekniklerine bırakmıştır (63).

Günümüz diş hekimliğinde, minimal invaziv yaklaşımla estetik ve fonksiyonun sağlanması amaçlanmaktadır (64). Restorasyonun tutuculuğunu arttırmak amacı ile hazırlanan geleneksel kavite yerine daha konservatif kavite hazırlanıp, adeziv yöntemlerle tutuculuk elde edilmektedir. Bu nedenle restoratif diş hekimliğinde adeziv teknolojinin ilerlemesi çok önemli görülmektedir. Adezyon terimi iki yüzeyin birleşme, bağlanma ya da hem birleşme hem bağlanma içeren kuvvetlerle bir arada olması olarak tanımlanmaktadır (8). Adezyonun mekanizması basitçe şöyledir; mine ve dentinin pürüzlendirilmesi ve bunun sonucunda kalsiyum ve fosfatların yüzeyden ayrılması ve

mikroporözitelerin oluşmasına dayanmaktadır. Adeziv rezin bu mikroporozitelere infiltre olur ve polimerize edildiğinde hibridizasyon gerçekleşir. Böylece mikromekanik bağlanma sağlanmaktadır. Üretilen yeni adezivlerde de güçlü mikromekanik ve kimyasal bağlanma elde edilmeye çalışılmaktadır (65).

Aynı türden moleküller arasındaki çekim kuvveti ise “kohezyon” adı ile bilinmektedir. Kohezyon, maddeyi oluşturan molekülleri bir arada tutan kuvvet olarak tanımlanmaktadır. Maddenin yapısal bütünlüğünden ve biçimini koruyabilmesinden sorumludur. Etkili bir adeziv ilişkisi ancak bir katı ile bir sıvı arasında gerçekleşebilir. Adezyonu sağlayan çoğunlukla sıvı formdaki yapı adeziv “yapıştırıcı”, tutulan ve/veya adeziv yardımıyla bağlanan katı yapıya aderent “yapışan” adı verilmektedir (28).

Adezyon (bağlanma) için üç farklı mekanizmadan bahsedilir (28).

1. Fiziksel bağlanma: Van der Waals kuvvetleri, Hidrojen bağları veya diğer elektrostatik etkileşimler gibi sekonder kuvvetler ile farklı yapıdaki düz yüzeyler arasında meydana gelen oldukça zayıf bir bağlanma çeşididir.
2. Kimyasal bağlanma: Farklı yapıdaki atomların arasında meydana gelen ve kovalent, iyonik ve metalik bağlar gibi kimyasal bağların etkisi ile oluşan bağlanma çeşididir..
3. Mekaniksel bağlanma: Girintili çıkıntılı yüzeylerin birbiri ile karşılıklı kilitlenmesi esasına dayalı oldukça güçlü bir adezyon türüdür ve başarılı bir adeziv ilişkisinin temelini oluşturur.

Dental adezyon mekanizmasının etkinliği kavite preparasyonu ile meydana gelen yüzey kontaminasyonu, adezivin fizikokimyasal özellikleri, smear tabakası, bağlanmaya engel olan streslerin varlığı, bileşim yüzeyindeki yüklerin dağılımı gibi faktörlere bağlı olarak değişebilmektedir. Sıcaklık değişimleri, pH, nem, fiziksel stresler, beslenme, çiğneme alışkanlıkları gibi ağız içi değişimler diş dokusu ve materyal arasındaki bağlantıyı etkileyen önemli faktörler olarak bilinmektedir (63). Diş sert dokuları ile restoratif materyaller arasındaki adezyonun temel prensibi, dişin inorganik kısımlarının sentetik reçine ile yer değiştirmesidir. Bu süreç iki aşamadan oluşmaktadır. Birinci aşama, kalsiyum-fosfatın uzaklaştırılması sonucu mine ve dentinde mikroporozite oluşumu, ikinci aşama ise reçinenin oluşan mikroporoziteler arasına girip polimerize olması ve

bunun sonucunda mikromekanik adezyonun sağlanmasıdır. Klinikte mikromekanik kilitlenmenin iyi bir bağlanma oluşturmasının yanı sıra fonksiyonel monomerler ile diş dokularının kimyasal bir etkileşime girmesi de önem kazanmaktadır (66).

Restoratif işlemler sırasında mine ve dentin yüzeyindeki kavite hazırlıklarının dışında asitleme işlemi de diş yüzeyinin uygun hale getirilmesinde önemli bir aşamadır. Asit uygulaması sonrası adherentin yüzey enerjisi artar, smear tabakası uzaklaştırılır, kollajen yapı açığa çıkar ve dentin geçirgenliği artar (67).

Mine dokusuna bağlanma, polimerlerin asitlenmiş yüzeye mikromekanik tutunması veya hidroksiapatite kimyasal bağlanması ile gerçekleşir. Mine dokusunun demineralizasyonu için ağırlıklı olarak %35 konsantrasyona sahip; genel olarak pH'sı 1'den küçük fosforik asit kullanılmaktadır. Günümüzde bu uygulama altın standart olarak kabul edilmektedir. Demineralize mine dokusuna primer ve bağlayıcı ajan uygulaması iyi bir mikromekanik bağlanmayı sağlar (63). Dentin bağlayıcıların adezyonu rezin monomerlerin kısmen demineralize olmuş dentine infiltrasyonu ile sağlanır (68). Nakabayashi demineralize dentin yüzeyi ve kanallarına monomerlerin infiltrasyonu ve polimerizasyonu sonucu oluşan yapıyı hibrit tabaka olarak tanımlamıştır. Bu hibrit tabaka oluşumu bağlayıcı sistemlerin asıl bağlanma mekanizmasını oluşturmaktadır (69).

Diş yapılarında bağlantının en önemli amacı, demineralize olmuş diş dokusunun hibridizasyonu sağlayarak, restoratif materyalin diş dokusuna adezyonunu desteklemektir. Resin-dentin bağlantısı bir zincire benzetildiğinde, en zayıf halkasının genellikle doku/rezin ara yüzünde bulunduğu bildirilmiştir (28).

### **2.6.2. Diş Dokularına Bağlanma**

Dental materyallerin mineye bağlanması dentin ile karşılaştırıldığında daha kolaydır. Mineye asit uygulama işlemi sonucunda smear tabakası kaldırılır, mikroskopik girinti ve çıkıntılar oluşur ve kritik yüzey gerilim değeri yükselir (72 dynes/cm). Mikropörözitelere penetre olmuş monomerlerin polimerizasyonu ile mine ve restoratif materyal arasında bağlanma gerçekleşir (63).

Bu teknik ile minede yüksek oranda mikromekanik tutuculuk ve mükemmel örtüleme elde edildiği bildirilmiştir (28). Asit ile pürüzlendirmede, asitin uygulama şekli

ve süresi, konsantrasyonu, mine dokusunun geçirgenliği ve mineral içeriği, hastanın yaşı sonuçları etkileyen faktörler arasında sıralanabilir (70).

Mine-dentin birleşim alanının karışık bir anatomik yapıya sahip olması adeziv materyallerin bağlanmasını etkileyebilir. Bu bölge mine ve dentinden daha az mineralize, fibril ile kuvvetlendirilmiş bir bağlantı alanıdır (71). Yapılan bir çalışmada mine-dentin birleşiminin asit uygulamalarına daha hassas olduğu gösterilmiştir. Mineral içeriğinin az olması, dentin tübül dalları ve kollagen bantların varlığının asit solüsyonunun yayılımını hızlandırdığı düşünülmüştür (66).

Mineye asit uygulanması sonucu oluşan mikromekanik tutuculuğun dentinin yapısı ve kimyasal içeriği sebebiyle elde edilmesi zordur. Yüksek protein içeriği nedeni ile yüzey enerjisi düşük olması adezivin dokuyu ıslatmasını zorlaştırır Ancak günümüz adezyon teknolojisi ile kaliteli hibrit tabakası ve mikromekanik tutuculuk oluşumu sağlanarak etkin bir bağlanma elde edilebilmektedir (72). Dentinin hidroksiapatit kristalleri minedeki gibi düzenli dağılmamıştır. Bununla birlikte, inorganik içeriği ise mineye göre daha azdır (73). Dentine bağlanma dayanımının; yaş, dentin derinliği, kalsiyum konsantrasyonu, nemlilik, smear tabakası gibi faktörlerden de etkilendiği bildirilmektedir (74). Dentinin daha derin katmanlarında tübüllerden gelen nem nedeni ile bağlanma dayanıklılığı daha düşüktür. Rezin-dentin bağlantısındaki zorlukların diğer bir kaynağı da dentinin yapısındaki değişikliklerdir. Normal dentinde rezin penetrasyonu sklerotik dentinden daha fazla gerçekleşir. Bu durum başarılı bir bağlantı oluşumunu tehlikeye atabilir (73). Bağlantıyı etkileyecek başka bir faktör de smear tabakasının varlığıdır. Kavite preparasyonu sırasında oluşan smear debris ve tıkaçları dentin tübüllerini kapatarak dentinin geçirgenliğini azaltmaktadırlar. Dentine bağlanma aşamalarını azaltmak ve kolaylaştırmak isteği yeni adeziv sistemlerin geliştirilmesine zemin hazırlamıştır (73). Modern dentin adeziv sistemler ile smear tabakası ilişkisini öne çıkaran üç farklı bağlanma stratejisi kullanılmaktadır.

#### **2.6.2.1. Smear Tabakasını Modifiye Eden Bağlanma Stratejisi**

Bu gruba giren dental adezivler, smear tabakasının bakteriyel geçişleri önlediği, pulpadaki sıvı akışını sınırladığı ve dolayısı ile pulpayı koruduğu düşüncesi ile geliştirilmiştir. Smear tabakası içine infiltre olan monomerlerin polimerizasyonu ile smear tabakasının altındaki dentine bağlanma kuvvetinin artması beklenmektedir. Bu

adeziv sistemlerin mikromekanik bağlantı ile birlikte dentin ile zayıf kimyasal bağ oluşturduğu düşünülmektedir. Ancak dentine penetrasyonlarının yüzeysel olması nedeni ile bağlanma dayanımları da düşük olmaktadır. Smear tabakasını modifiye eden dentin adezivlerin bazılarında sadece adeziv rezin (tek basamaklı), bazılarında ise primer ve adeziv rezin (iki basamaklı) bulunmaktadır (66,75).

### **2.6.2.2. Smear Tabakasını Tamamen Ortadan Kaldıran Bağlanma Stratejisi**

Bu sistemlerde total-etch tekniği ile mine ve dentine aynı anda asit uygulanarak smear tabakası tamamen kaldırılmaktadır. Etki mekanizmaları genellikle rezin tag oluşumu ve hibridizasyona bağlıdır. Bu sistemler genellikle üç basamaklıdır. İlk basamakta uygulanan asit kondisyoner sadece smear tabakasını kaldırmaz aynı zamanda yüzeysel demineralizasyon ile kollajen fibrillerini de açığa çıkarır. İkinci basamak, primer uygulanmasıdır. Primerler adezyonu arttırıcı ajanlardır. Üçüncü basamak ise adeziv rezinin uygulanmasıdır. Bu tekniğin komplike olması, teknik hassasiyet gerektirmesi ve zaman alıcı olması, primer ve adezivin birleştirildiği sistemlerin geliştirilmesine yol açmıştır (63).

### **2.6.2.3. Smear Tabakasını Çözen Bağlanma Stratejisi**

Uygulamaları daha basit olan, zayıf asidik primer ya da self-etch primer olarak adlandırılan bu sistemler smear tabakasını tamamen kaldırmaksızın çözerler. Dentin tübüllerinin ağzını açarak dentini kısmen demineralize ederler. Bu sistemde, mine ve dentinin asitlenmesi, primerlenmesi ve monomerlerin penetrasyonu aynı anda sağlanır. Çözünen smear tabakası bonding işlemlerine dahil olur. Böylece smear tabakası ile iç içe geçmiş bir hibrit tabaka oluşturulmaktadır (75).

### **2.6.3. Minenin Yapısal Özellikleri**

Olgun minenin ağırlıkça %95'i inorganik, %4'ü su ve %1'i organik materyalden meydana gelmiştir. Hacim bakımından ise inorganik materyal %86'sını, su %12'sini ve organik materyal %2'sini oluşturmaktadır. İnorganik yapının büyük bir kısmı hidroksiapatit kristallerinden, organik kısım ise proteinler ve bir miktar karbonhidrat ile lipitten oluşmuştur (73). Minenin histolojik yapı elemanları, birbirlerinden 1 µm

aralıklarla sıralanan 4-6 µm çapında mine prizmalarıdır. Bu prizmalar mine dentin sınırından yüzeye doğru uzanırlar. Mine prizmalarının yüzeyde sonlanan uçları anahtar deliği şeklinde görüntü verir. Prizmaların arası, interprizmatik substans adını alan materyal ile doludur (28). Minenin yapısı derinliğe ve lokalizasyona bakmaksızın, daha dış yüzeydeki aprizmatik mine hariç hemen hemen homojendir. İnorganik yapının fazla olması nedeni ile yüzey enerjisi daha yüksektir (28).

### **2.6.3.1. Mine Adezyonu**

1955 yılında Buonocore'nin mineye asit uygulamasıyla adeziv diş hekimliği kavramı ortaya çıkmıştır (75). Buonocore mineye %85'lik fosforik asiti 30 saniye süreyle uyguladığı bildirilmektedir. Bu uygulamayı sınıf III, sınıf IV restorasyonlar, pit ve fissür sealantlarda yapmıştır (73). Asitlemeyle mine yüzeyi pürüzlendirilerek serbest yüzey enerjisi artırılır. Akıcı rezin materyal asitlenen yüzeye uygulandığında, kapiller etkiyle arayüzde rezin penetrasyonuna neden olur. Monomer içindeki materyal polimerizasyonu, mine yüzeyinde bağlanmayı sağlar. Mine yüzeyindeki rezin mikrotagların formasyonu rezinin mineye bağlanmasını sağlar (8, 73).

Silverstone ve ark. %30-40 konsantrasyonundaki asitin minenin pürüzlendirilmesi için en tutucu değer olduğunu saptamışlardır (76). Bu konsantrasyon için önerilen asitleme süresi 60 saniyedir. Ancak taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile yapılan çalışmalar 15 saniye asitlemenin tutuculuk için yeterli olduğunu belirtmiştir (77).

### **2.6.4. Dentinin Yapısal Özellikleri**

Dentin ektomezenşim kökenlidir ve kollajen bakımından zengin organik matriksin mineralizasyonu meydana gelmektedir (28). Kendi savunma mekanizmasını içeren canlı ve dinamik bir doku olarak tanımlanabilir. Ağırlıkça %12 su, %18 organik materyal ve %70 inorganik materyal içerir. Hacimce %25'ini organik materyal, %25'ini su, %50'sini inorganik materyal oluşturur. Bu yapılar intertübüler ve peritübüler dentinde yer almaktadır. Dolayısıyla heterojen bir doku özelliği taşımaktadır. Dentini oluşturan yapılar; odontoblast uzantıları, peritübüler dentin, tübüller ve tübüller arasını dolduran intertübüler dentin olarak sıralanabilir. Dentin tübülleri yüksek derecede geçirgen olup, pulpa ile direkt temas eden odontoblastik uzantılar bulundurmaktadır. Tübüllerin etrafında yüksek oranda mineralize olan peritübüler dentin mevcuttur. Tübüller arası



mesafeyi de dentinin en fazla kısmını oluşturan intertübüler dentin oluşturur. İntertübüler dentine adeziv sistemler derin dentinden daha iyi bağlanmaktadır (28).

Tübül çapları mine-dentin birleşiminde  $\sim 0,5-1 \mu\text{m}$ , pulpa yakınlarında  $\sim 2-4 \mu\text{m}$ 'dir. Dentin tübüllerinin çapı yaşlanma ile birlikte daralmaktadır. Tübül sayısı pulpa yakınlarında  $\text{mm}^2$ 'de  $\sim 45.000-65.000$ , dentin-mine birleşimine yakın bölgelerde  $\sim 15.000-20.000$  orta kısımlarda  $\sim 30.000-35.000$ 'dir. Dentin tübüllerin %3'ü yüzeysel dentinde, %25'i derin dentinde yer almaktadır. 25-30 mm/Hg'lik intrapulpal basınç varlığı sebebiyle tübüller sıvı sürekli dışarıya doğru akış göstermektedir. Tübül çaplarının ve dentinin nemliliğinin fazla olması derin dentin dokusuna bağlanmayı zorlaştırmaktadır (28).

#### **2.6.4.1. Dentin Adezyonu**

Adeziv materyal dentine mekanik, kimyasal veya her iki yolla bağlanabilir. Minede olduğu gibi dentinde de mikromekanik bağlantı önemlidir. Dentin dokusunda iyi bir adezyon mine dokusuna göre daha zor sağlanmaktadır (73). Bunun sebebi organik içeriğinin fazla olması, yüksek oranda protein içeriğinden kaynaklanan düşük yüzey enerjisi, dentin tübüleri ve smear tabakanın varlığı olarak sıralanabilir (73,78). Smear tabakası çelik, elmas frezlerle ve el aletleriyle kavitenin hazırlanması sırasında dentin dokusu üzerinde biriken amorf bir debris tabakasıdır. İntertübüler ve intratübüler geçirgenliği azaltan smear tabakası, kanal ağzlarına 1-10  $\mu$  girerek smear tıkaçı (smear plug) olarak isimlendirilir (28).

Dentinin asitlenmesi fikri ilk defa 1960 yılında Fusayama tarafından belirtilmiştir. Dentin yüzey koşulları smear tabakasının uzaklaştırılması ile değiştirilebilmektedir. Bu işlem için farklı adeziv sistemlerde, %10'luk fosforik asit, %2.5'luk maleik asit, %10'luk sitrik asit, %25'lik nitrik asit konsantrasyonlarından biri kullanılmaktadır. Asit uygulanmasından sonra smear tabakası ve peritübüler dentin ortadan kalkar, intertübüler dentinde demineralizasyon gerçekleşir, dentin tübüllerinin ağzı genişler ve dentindeki kollagen fibriller ortaya çıkarak monomerlerin tübüllerin içine geçişi daha kolay gerçekleşir (28,79).

Dentin yüzeyindeki demineralizasyon derinliği asidin cinsine, konsantrasyonuna ve asitleme süresine bağlı olduğu gibi, yüzey aktif ajanlara ve modifiye edicilere de

bağlıdır. Ayrıca tübüller arası mesafe kıaldıkça demineralizasyon derinliği de artmaktadır (78).

Derin dentine adezyon, intertübüler dentin alanının azalarak su içeriğinin artması sebebiyle yüzeysel dentine göre çok daha zor gerçekleşmektedir. Ayrıca, pozitif pulpa içi basınç varlığında dentin yüzeyine sıvı akışını arttığı için daha düşük bağlanma dayanıklılığı gözlenmektedir (28).

### **2.6.5. Adeziv Sistemlerin Sınıflandırılması**

Adeziv sistemlerin klinik uygulamalarına göre sınıflandırılması şu şekildedir (80);

- 1) Total etch (etch and rinse) sistemler
- 2) Self etch sistemler
- 3) Universal (multimode) sistemler

Total Etch (Etch and Rinse) Sistemler Total etch sistemler klinik olarak; iki aşamalı (asit/primer+bond) ve üç aşamalı (asit/primer/bond ayrı ayrı aşamalarda) yöntemlerle uygulanır. Üç aşamalı yöntem, altın standart olarak değerlendirilir ve mineye bağlantıda daha etkilidir. Ancak her iki yöntem de klinik olarak kabul edilebilir bir başarı göstermiştir (65). Yüksek bağlanma dayanımı gösteren üç aşamalı total etch adezivlerde; dentinin bağlanma dayanımı bazen minenin bağlanma dayanımından yüksektir (73).

#### **2.6.5.1. Total Etch Sistemler**

Total etch sistemlerin ilk aşaması olan asit uygulamasında, fosforik asit diş yüzeyine uygulanır ve yıkanır. Asitin uzaklaştırılmasıyla smear tabakası uzaklaşır, peritübüler-intertübüler dentin 3-5 µm derinliğine kadar dekalsifiye olur ve dentin kanallarının açılması sonucu kollajenler açığa çıkar, yüzeyde bağlanma kapasitesini arttıran mikropöroziteler oluşur (81). Bu mikroretantif alanlar rezin polimerizasyonu sonucu mikromekanik bağlantının gerçekleşeceği yerdir. Kollajenleri destekleyen hidroksiapatit kristalleri azalır ve inorganik destek kaybolur. Dentin geçirgenliği artar. Dentin geçirgenliğinin artması sonucu dentin yüzeyinin ıslanabilirliği artar (82). Islanabilirliğin artması bağlantıyı olumlu etkiler ancak diş yüzeyi aşırı kurutulduğunda kollajenler kollabe olur, bu durum rezinin yüzeye penetrasyonunu engeller. Asit

uygulanmasıyla oluşan dekalsifikasyon derecesini asitin; pH'sı, konsantrasyonu, viskozitesi ve uygulama zamanı etkiler (73).

İkinci aşama olarak, primer uygulanır. Primer; etanol, aseton, su gibi çözücülerden birini içerir. Aseton, etanol, su gibi çözücüler; rezinin kollajen içine penetre olmasını sağlar (75). Etanol içeren çözücülerin, aseton içeren çözücülere göre daha başarılı klinik performans gösterdiği gözlenmiştir (83). Primer rezin; hidrofobik ve hidrofilik olmak üzere iki fonksiyonel grup içerir. Hidrofilik grubun (HEMA) dentin yüzeyine afinitesi varken, hidrofobik grubun (metakrilat) rezin yüzeyine afinitesi vardır. Primer, kollabe olan kollajen ağları ıslatarak penetre olur ve yüzey enerjisini artırır. Böylece dentinin ıslanabilirliğini artırır. Nemli bond teknolojisinde (wet-bonding) asitleme ve yıkamadan sonra yüzey kurutulmadığı için kollajenler sünger formunda kalır ve bu bağlantıyı artırır (75). Üçüncü aşama adeziv ajan uygulamasıdır. Adeziv ajan hidrofobik rezin (BisGMA) içerdiği gibi, ıslanabilirliği arttırmak için hidrofilik rezin (HEMA) de içerir. Pek çok adeziv sistem doldurucusuz olmasına rağmen bazıları (Optibond FL) doldurucu içerir. Bazı araştırmacılar doldurucunun diş-restorasyon arasındaki stresi azalttığını savunmaktadır. Adezivin polimerize edilmesiyle rezin-kollajen fibrillerin karışımından oluşan ve submikron düzeyinde izlenen tabakaya 'hibrit tabaka' denir (81). Bu yapı açık dentin kanallarına difüze olarak 'rezin tagları' oluşturur (65).

Total etch sistemlerde başarılı laboratuvar ve klinik sonuçlar elde edilmekle birlikte, postoperatif hassasiyet görülme olasılığı yüksektir (84).

#### **2.6.5.2. Self Etch Sistemler**

Total etch sistemlerdeki asitleme-yıkama fazı bu sistemlerde elimine edilmiştir. Dentin ve minenin asitlenmesi ve primer uygulanması eş zamanlı olduğundan uygulanması total etch sistemlere göre daha kolaydır. Bu durum uygulama süresini kısaltır. Ayrıca aşırı kurutma veya aşırı nemlilik gibi uygulama aşamalarında olabilecek hata riskini azaltarak teknik hassasiyeti düşürür (77). Total etch sistemler gibi smear tabakasını tamamen ortadan kaldırmaz, çözerek modifiye ederler (75). Self etch sistemler iki aşamalı veya tek aşamalı sistemlerdir. İki aşamalı sistemlerde, asit ve primerin birlikte uygulanmasını takiben adeziv rezin ayrı bir basamak olarak uygulanır. Son zamanlarda all-in-one olarak adlandırılan tek şişe solüsyonda asit, primer ve bond içeren tek aşamalı

sistemler çıkmıştır. Tek aşamalı sistemlere örnek olarak Prompt L-Pop (EM ESPE), One Up Bond F (Tokuyama) verilebilir. İki aşamalı sistemlere örnek olarak da Clearfil SE Bond (Kuraray) verilebilir.

Self etch sistemler, zayıf, orta, kuvvetli olarak üç sınıfa ayrılmaktadır (73). Güçlü self etch adezivlerin pH'ları genellikle 1 civarındadır. Bunun sonucunda derin dentinde demineralizasyon etkisi gösterirler (65). Demineralizasyon derinliği yaklaşık 3.5 µm 'dir (81). Asidik primer uygulandığında smear tabakası çözünür. Dentinde hidroksiapatitler çözünür, kollajenler açığa çıkar. Güçlü self etchlerin mine ve dentindeki bu etkileri, total etch sistemlerle benzerlik gösterir. Güçlü self etch adezivler dentinde bozunmaya neden olarak düşük bağlanma dayanımına yol açarlar. Yüksek asit oranı hibrit tabakada poroziteler oluşturur, bu durum bağlanma dayanımını önemli derecede azaltır. Adeziv performansındaki bu düşüş, adeziv ara yüze çözücü solvent (su) uygulanmasıyla geriye döndürülebilir (65).

Orta self etch adeziv sistemlerin pH'sı genellikle 2, demineralizasyon derinliği ise 1 um civarındadır. Bu yüzeysel demineralizasyon bölgesel olarak görülür, geride kalan hidroksiapatitleri korur. Ayrıca yeterli mikromekanik tutuculuk sağlayacak kadar yüzey porözitesi oluşturur. Oluşturduğu hibrit tabakasının kalınlığı, total etch ve kuvvetli self etchlere göre daha azdır, ancak etkili bir bağlanma aktivitesi vardır. Submikron tabakadaki hidroksiapatitler kimyasal bağlanmayı sağlar. 4-MET gibi karboksilik asit içeren monomerler, phenyl-P gibi fosfat içerikli monomerler ve 10-MDP'nin; kalan hidroksiapatitlerdeki kalsiyuma kimyasal bağlanma potansiyeli vardır. Bu kimyasal bağlanma, bağlanma, adeziv arayüzünün stabilitesini artırır ve restorasyonun ömrünü uzatır (81).

Zayıf self etch adezivlerin pH'ları 2'den yüksektir (84). Mine ve dentin yüzeyine uygulandıklarında kavite preparasyonu sonucu oluşan smear tabakasını etkilemezler, mine yüzeyinde ve dentin hibridizasyon bölgesinde mikromekanik bağlantı sağlarlar. Açılan hidroksiapatit kristalleri fonksiyonel monomerlerle birleşerek kimyasal bağlantıyı sağlar ve marjinal sızıntıyı önler. Fonksiyonel monomerler ve hidroksiapatitlerin etkileşmesi sonucu görülen kalsiyum karbonat ve kalsiyum fosfat uzun zamanlı hidrofilik çevre oluşturur. Kollajenleri çeviren hidroksiapatitlerin korunması kollajenlerin hidrolize olmalarını engeller ancak adezivin erken bozulmasına yol açar. Orta seviyedeki self etch'lere göre mineye bağlanma dayanımları daha düşüktür. Primer/ adezivlerdeki

çözücülerin arayüzdeki yapılara etkisi incelendiğinde, çözücü fazlalığının adeziv bütünlüğünü zayıflattığı ve infiltre monomerlerin polimerizasyonundan sonra nanosızıntılara yol açtığı görülmüştür. Böylece arayüz yapıları hidrolitik bozulmalara açık hale gelir (85).

Total etch sistemlerle kıyaslandığında self etch sistemler; daha az postoperatif hassasiyete neden olur, ancak mineye total etch sistemler kadar etkili bir bağlanma sağlayamayabilirler. Self etch sistem uygulamasından önce mine yüzeyinin asitle pürüzlendirilmesi önerilir. Bu uygulama 'selektif etch' olarak adlandırılmaktadır (86).

### **2.6.5.3. Universal (multimode) Sistemler**

Günümüzde tek şişe adeziv teknolojiyle adeziv prosedürlerin daha hızlı, kullanımı kolay, teknik hassasiyeti düşük bir şekilde gerçekleştirilmesi amaçlanmaktadır (82). Adeziv sistemlerde mekanizma; dental dokudan uzaklaşan minerallerin yerini rezinin doldurmasıyla mikromekanik bağlantı sağlamaya yöneliktir. Total etch sistemlerde ilk basamak olan fosforik asit uygulamasıyla smear tabakası uzaklaşır, dentindeki kollajen fibriller açığa çıkar, minedeki yüzey enerjisi artar (87). Bundan dolayı doğru uygulama yapıldığında total etch sistemlerde diş yüzeyine bağlantı, self etch sistemlere göre daha yüksektir. Ancak; total etch sistemlerin uygulama basamakları fazla olduğundan teknik hassasiyeti yüksektir, bu durum işlem sırasında hata yapma olasılığını artırır (88). Örneğin; asitin yıkanarak uzaklaştırılmasından sonra bölgede aşırı kurutma yapılması kollajen fibrilleri kollabe eder ve bu durum bağlantıyı olumsuz etkiler (89). Ayrıca total etch sistem uygulamalarından sonra gözlenen postoperatif hassasiyet tedavi başarısını olumsuz etkiler. Total etch sistemlerdeki bu yetersizlikler, yeni sistemlerin arayışını beraberinde getirmiştir (90).

Self etch sistemlerde, total etch sistemlere göre daha az postoperatif hassasiyet gözlenmesi önemli bir avantajdır (73). Ayrıca tek şişe adeziv uygulama teknolojisinde adeziv prosedürlerin uygulanması daha hızlıdır, teknik hassasiyeti düşüktür (82). Ancak self etch sistemlerin asit oranı düşük olduğu için mineyi total etch sistemler gibi etkili asitleyemezler (84). Bundan dolayı diş sert dokularına, özellikle de mineye bağlanma kuvvetleri total etch sistemlere göre daha düşüktür. İçeriğinde bulunan çözücünün yeteri kadar uzaklaştırılmaması hibrit tabakada su içerikli alanlar (water trees) oluşmasına neden olur. Hibrit tabakasının total etch sistemlere göre daha ince oluşmasına neden olan

bu durum, geçirgenliği arttırdığı gibi mikrosızıntılara da yol açabilir (88). Minede bağlanmayı arttırmak için; self etch sistemlerin uygulanmasından önce sadece mine yüzeylerine asitleme yapılır (selektif etch). Klinik olarak açığa çıkan dentini etkilemeden sadece mineyi asitlemek zordur. Bu ön asitleme, derin dentini etkilediğinde; self etch adezivin dentinin derinlerindeki demineralize alanlara etki etmesi zorlaşır. Bu durum dentin tutuculuğunu olumsuz etkilemektedir. Son yıllarda üretilen bazı yeni nesil tek aşamalı adezivler; universal veya multimod adezivler kategorisine girmektedir. Bu sistemler klinisyenin tercihine göre total etch, self etch veya selektif etch olarak kullanılabilir (64,91). Universal adezivler; mine ve dentin yüzeyinde, seramiklerde, metal alaşımlarda kullanılabilir. Bu adezivlerin bazılarının monomerlerinde zirkonya veya silika içerikli seramik bulunmaktadır (92). Universal sistemler; bond uygulaması öncesi asit uygulandığında; selektif etch ve total etch sistemler gibi mineye güçlü bağlantı sağlar. Ayrıca dentinde de self etch uygulamasına benzer etki göstererek bağlanma dayanıklılığını artırır (84).

## **2.7. Astar ve Kaide Materyalleri**

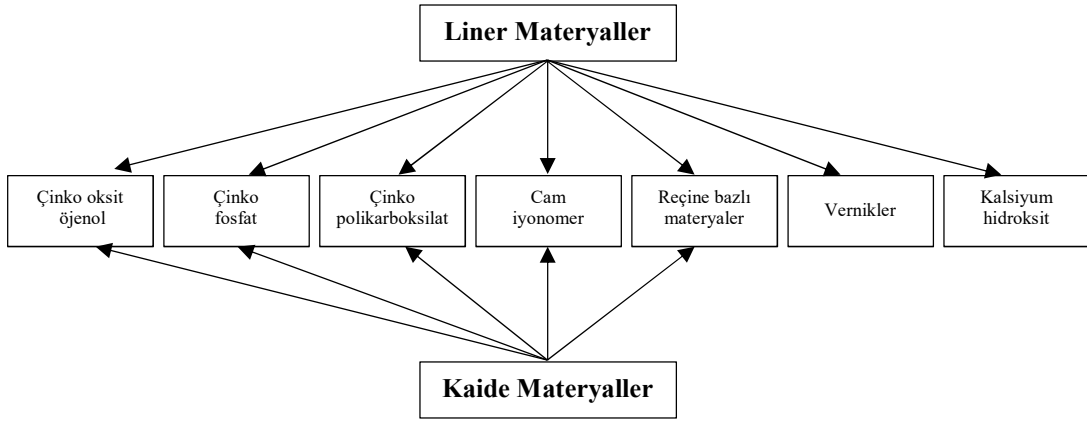
Restorasyon sonrası dişlerde meydana gelen çeşitli streslerin olumsuz etkilerini azaltmak için, kompozit rezin ile kavite arasına kaide materyallerinin yerleştirilmesi tavsiye edilmektedir (93). Kaide materyali sayesinde okluzal kuvvetlere bağlı gelişen ve polimerizasyon büzülmesi ile kompozit rezinin yapısında meydana gelen streslerin kontrolü sağlanır.

Kompozit rezin materyallerindeki gelişmeler hızlı bir şekilde ilerlemektedir. Çok derin olmayan kavitelere ( $\leq 2$  mm) teknik hassasiyetle uygulandığı takdirde herhangi bir sorun yaratmayan kompozit rezin materyallerinin, başta kavite derinliğinin artması ve tabakalama tekniğinin kullanılmamasına bağlı olarak ortaya çıkan polimerizasyon büzülmesi (%2,5-3) nedeniyle birçok soruna yol açabildikleri bilinmektedir (94). Oluşan polimerizasyon büzülmesi, dentin bağlayıcı ajan (dentin adeziv) ve diş dokusu arasındaki bağlantıyı zayıflatarak mikrosızıntıya neden olacak bir aralık oluşturmakta, bakteri ve bakteri toksinlerinin bu aralıktan dentine ve pulpaya invazyonu sonucunda sekonder çürük ve pulpa hasarı meydana gelebilmektedir (95). Özellikle C faktörünün (bağlanan yüzeyin/bağlanmayan yüzeye oranı) yüksek olduğu kavitelere klinikte postoperatif hassasiyet olarak karşımıza çıkan tüberkül defleksiyonu ve deformasyonu da yine polimerizasyon büzülmesi nedeniyle sıklıkla karşılaşılan bir sorundur (96). Kompozit

rezinlerin polimerizasyon büzülmesine bağlı olarak oluşabilecek hasarlara karşı gerek diş dokusunu, gerekse de pulpa dokusunu korumak amacıyla adezyon ve mekanik özellikleri iyi, düşük elastisite modülüne sahip kavite astarları ile kaide materyallerinin kullanılması önerilmektedir (97).

Postoperatif hassasiyet restorasyonlar sonrası çözüm bekleyen en önemli problemlerden biridir. Brannstrm bu durumu uzayda veya boşlukta sıvının hareket etmesi nedeniyle, diş ile restorasyon arasında bulunan ozmotik basıncın değişimine bağlamıştır. Bu teori hidrodinamik teori olarak adlandırılmaktadır. Brannstrom, dentin sıvısının pulpadan koronale doğru hareket ettiğini ve dentin içindeki herhangi bir açıklığın sıvının tübülden dışarı çıkmasını sağladığını açıklamıştır. Bu açıklıklardan ayrıca, bakteri ve diğer substratların pulpaya doğru hareketi üzerine dikkat çekmiştir (3). Camps ve ark. (98) bu bakterilerin pulpal reaksiyonu etkileyen ana faktör olduğunu belirtmişlerdir. Yoshima ve ark. astar ve kaide materyali kullanılarak dentin tübüllerinin kapatılması ile postoperatif dentin hassasiyetinin tamamen ortadan kaldırıldığını göstermiştir (99).

Astar ve kaide materyallerinin materyaller restoratif materyal ve diş dokusu arasında tampon görevi görerek büzülme streslerini absorbe ederken aralık oluşumunu ve mikrosızıntıyı azalttıkları bildirilmiştir (97). Ancak bu olumlu özelliklerinden yararlanılabilmesi için bu materyallerden hangilerinin ne zaman, hangi restoratif materyallerle ve nasıl kullanılacağını bilmek önemlidir. Bir restorasyonun altında birden fazla materyal kullanıldığında kimi zaman bu materyallerin birbiriyle uyumlu olmadığı ve özelliklerinin etkilendiği bildirilmiştir (100). Materyallerin bazıları hem astar, hem de kaide materyali olarak kullanılabilirler (şekil 1). Son yıllarda bu materyaller dışında bioaktif materyaller de astar ve kaide materyali olarak kullanılmaktadır. Tablo 1'de piyasada bulunabilecek astar, kaide ve biyoaktif materyallerin bazıları piyasa isimleri ve üretici firmaları ile birlikte gösterilmiştir.



**Şekil 1:** Astar ve kaide olarak kullanılan materyaller

**Tablo 1:** Piyasada bulunan bazı örnek astar ve kaide materyalleri

Kaide ve Linerler	Ticari İsim	Firma	Form
Kalsiyum Hidroksit	Dycal	Dentsply, Mitord, DE, ABD	İki patlı sistem
	Life	Kerr, Orange, CA, ABD	İki patlı sistem
	Calcimol Lc	VOCI, Cuxhaven, Almanya	Light cure
Cam iyonomerler	Vitrebond Plus	3M ESPE, St. Paul, MN, ABD	Light-cure
	Ketacbond	3M ESPE, Seefeld, Almanya	Toz-ikit
	Fuji Lining LC	GC, Alsip, IL, ABD	Light-cure
	İonofil U	VOCO, Cunhavent Almanya	Toz-Likit
Reçine Adeziv Sistemler	OptBond FL	Kerr, Orange, CA, ABD	3 aşamalı, total-etch
	Adper Single Bond	3M ESPE, St. Paul, MN; ABD	2 aşamalı total-etch
	Clearfil SE Bond	Kuraray, Okayama, Japonya	2 aşamalı, self-etch
	Clearfil S3 Bond	Kuraray, Okayama, Japonya	Tek aşamalı self-etch
Akışkan kompozider	G-aenial Flo	GC, Alsip, IL; ABD	Light-cure
	Fisek Ultimate	3M ESPE; St. paul, MN, ABD	Light-cure
	Tetric EvoFlow	Ivoclar, Schaan, Linonştayn	Light-cure
Çinko Oksit Öjenol	Katzinol	dentsply, Miford, DE, USA	Toz-likit
	Cavex	Holland BV, Haarlem, Holland	Toz-likit
Çinkofosfat	Adhesor	Spota, Markova, Çek Cumhuriyeti	Toz-likit
	De Trey Zinc	Dentsply, Yok, PA, ABD	Toz-likit
Çinko Polikarboksilat	Achesor Carbotine	Spota, Markova, Çek Cumhuriyeti	Toz-likit
	Poly-F Plus	Dentsply, York, PA, ABD	Toz-likit
Kalsiyum Silkat Materyal	ProfFlood MTA	Dentsply, Yok, PA, ABD	Toz-likit
	MTA-Angelus	Angelus, Londra, PR, Brazilya	Toz-likit
Trikalsiyum silikat içeren kalsiyum silkat materyal	Biodemin	Seplodont, Lancaster, PA, ABD	Toz-likit
Reçine modifiye kalsiyum silkat	TheraCal	Bisco Inc., Schamburg, IL, ABD	Light-cure



### **2.7.1. Kavite Vernikleri**

Kavite vernikleri doğal yapışkan veya sentetik rezinlerin kloroform, alkol, aseton, benzen, toluene, etil asetat ve/veya amil nitrat gibi organik çözücülerin içinde çözünmesiyle elde edilirler. Vernik kaviteye uygulandıktan sonra organik solvent uçar, kavitede sert ve ince bir tabaka kalır. Bu tabakanın mekanik özellikleri zayıftır ve ısı iletimini engellemez. Kavite vernikleri, amalgam dolgular ile kavite duvarı arasındaki erken dönemde oluşan mikrosızıntıyı engellemek veya azaltmak amaçlı kullanılabilirler. Dolayısıyla mikrosızıntıya bağlı oluşabilecek bakteri invazyonunun, postoperatif hassasiyetin, amalgamdaki korozyona bağlı renklenmenin ve sekonder çürük oluşumunun önüne geçilmiş olur (101). Ancak, bu materyallerin içeriklerinde bulunan solventin rezin esaslı materyallerle reaksiyona girmesi adezivlerin mine ve dentini ıslatmasını engellemektedir. Bu nedenle cam iyonomer ve rezin esaslı restoratif materyallerin altında kullanılmaları önerilmemektedir (100).

### **2.7.2. Kavite Astarları**

Kavite astarları kavite yüzeyine genellikle 0,5 mm kalınlığında uygulanan materyallerdir. Kavite astarları pulpada zararlı etkiler oluşturabilecek kimyasal irritanlara karşı pulpayı korumakla birlikte termal yalıtım sağlamazlar. Ayrıca yeterli sertliğe ve dayanıklılığa sahip olmadıkları için derin kavitelerde kaide materyali ile birlikte desteklenmesi önerilmektedir. Kavite astarları olarak kalsiyum hidroksit, cam iyonomer, rezin esaslı materyaller kullanılabilir (101).

#### **2.7.2.1. Kalsiyum Hidroksit**

Restoratif diş hekimliğinde kavite tabanında astar ve kaide materyali kullanılmasının temel amaçlarından biri direkt ya da indirekt olarak pulpanın korunması olup, en çok kullanılan astar ve kaide materyali ise kalsiyum hidroksit esaslı olanlardır. Bununla birlikte, bu materyaller kolay çözünebilmeleri ve pH'yi arttırarak materyal ve pulpa ara yüzeyinde nekrotik yüzey oluşturmaları gibi ciddi dezavantajlar içermektedirler (102).

Klinikte kavite astarı olarak kullanılan, sertleşen tipte kalsiyum hidroksitin; baz ve katalizör olmak üzere iki komponenti bulunmaktadır. Baz, kalsiyum tungstat, tribazik kalsiyum fosfat ve çinko oksitten oluşurken, katalizör kısmı, kalsiyum hidroksit, çinko oksit ve çinko stearattan oluşur. Radyoopasite, kalsiyum tungstat veya bazı durumlarda baryum sülfat ile sağlanmaktadır. Kalsiyum hidroksitin bağlanma dayanımı düşük bir materyal olduğu bilinmektedir (27). Bu nedenle; kalsiyum hidroksitin 0,5 mm'den daha büyük bir kalınlıkta uygulanmaması önerilmekte ve bir astar materyali olarak tanımlanmaktadır. Kalsiyum hidroksit materyalleri kompozit restorasyon materyallerinde kullanılan bağlayıcı sistemlere bağlanma göstermez, kompozit polimerizasyonunu olumsuz etkiler ve uygulanan asit etching işlemlerinden etkilenecek çözünme gösterirler. Basınca karşı dirençsiz oldukları, sert olmadıkları, yeterli kalınlıkta uygulanamadıkları ve asit-etching sistemlerden etkilendikleri için uygun kaide materyallerinden biri ile örtülmeleri önerilmektedir (103).

Kalsiyum hidroksit, katalizör komponenti tarafından sağlanan, yaklaşık 12 olan yüksek pH sı nedeniyle bakterisidal olarak kabul edilir. Bu alkalın özellik sayesinde hem pulpaya hem de mevcut olan bakterilere sitotoksik etkileri olabilir. Bakterilerin metabolik aktivitelerinin yan ürünleri asidik olduğundan kalsiyum hidroksit bu asiditeye karşı etki gösterir ve bu yan ürünleri nötralize eder. Reparatif dentin oluşumunu hızlandırdığı için ideal bir direkt pulpa kuafaj materyali olarak kabul edilen kalsiyum hidroksit, bazik olduğu için iritan etki göstererek reparatif dentin oluşumunu stimüle ederken, terapötik etkisi ile de dentin matriksindeki büyüme faktörlerini açığa çıkararak pulpanın onarımına izin veren dentin köprüsünü oluşumunu stimüle eder (101). Bununla birlikte, Schuurs ve ark. kalsiyum hidroksitin dentin köprüsü oluşumunu sağlasa da sızdırmazlığının kalıcı olmadığını ve bu nedenle pulpada nekroz görülebileceğini bildirmişlerdir (104).

Kalsiyum hidroksit astar materyalleri hem kimyasal hem de ışıkla polimerize olan formlarda piyasada bulunmaktadır (Tablo 1).

### **2.7.2.2. Cam İyonomer Simanlar**

Cam iyonomer simanlar (CİS) ilk defa 1972 yılında Wilson ve Kent tarafından tanımlanmıştır (105). CİS, toz ve likit formlarının karıştırılmasından oluşmakta ve asit-baz reaksiyonu ile sertleşmektedir (106). Cam iyonomer simanların diş sert dokularına adezyonunun gerçekleşmesi için; temiz bir yüzeyin materyal ile tam olarak ıslanması ve

materyalin sıvı formdan katı forma geçmesi gereklidir. Cam iyonomerlerin diş dokusuna adezyonu ilk aşamada mikromekanik, ikinci aşamada ise kimyasal bağlanma ile gerçekleşir (101). Bu materyallerin güncel bir versiyonu ise reçine modifiye cam iyonomer simanlardır (RMCİS). Geleneksel camiyonomer simanların mekanik özelliklerini artırmak için materyale rezin eklenmesiyle elde edilen RMCİS'ler, ışıkla veya kimyasal olarak polimerize olabilirler (107).

CİS'lerin en önemli avantajı diş yapısına iyonik (asid-baz reaksiyonu) bağlanma yetenekleridir. Bu bağlanma ile materyal maksimum fleksibilite göstererek polimerizasyon büzülmesi sırasındaki stresleri absorbe eder, mikrosızıntıyı azaltır ve restorasyonu destekler (108). Bu materyallerin diğer bir avantajı ise florid salımı yapabilme özellikleridir. Floridin sekonder çürük oluşumunu inhibe ettiği kanıtlanmıştır (109). Toschi ve ark. cam iyonomerin astar olarak kullanılması halinde mikrosızıntının önemli derecede azaldığını göstermişler ve bunu materyalin antimikrobiyal özelliğine bağlamışlardır (110). Florid salımı, dentine kimyasal olarak bağlanabilmeleri ve dentini iyi örtülebilmeleri CİS materyallerinin kavite astarı olarak kullanılmalarının yaygınlaşmasını sağlamıştır (101).

Klinikte çok uygulanan prosedürlerden biride CİS astar materyalinin kavite yüzey marjinine kadar getirildiği sandviç tekniğidir. Bu teknikte uygulanan cam iyonomer sayesinde materyalden salınan florid, restorasyonun marjindeki diş yapısı üzerine olumlu etki gösterirken, dışarıdan yüzeysel olarak florid uygulaması ile materyal florid rezervi görevini gerçekleştirir (101). Donly ve ark. bu teknik kullanıldığında restorasyon marjinlerinde daha az sekonder çürükle karşılaşılacağını göstermişlerdir (109). Geleneksel ve rezin modifiye cam iyonomerlerin kimyasal ve ışıkla sertleşen formları piyasada bulunabilmektedir (Tablo 1). Işıkla polimerize olan ürünler daha iyi kenar örtücülüğü sağlamaktadır (101). Geleneksel CİS'lerin kullanımını kısıtlayan faktörler düşük aşınma direnci, sertleşme süresinin uzun, çalışma zamanının kısa olması, sertleşme sırasında nem kontaminasyonuna hassasiyet göstermesi olarak sıralanabilir (101). Cattani-Lorente ve ark. cam iyonomerlerin su ile temas etmesi durumunda fiziksel özelliklerinde zayıflama olduğunu bildirmişlerdir (111). Buna karşın, geleneksel CİS'lerin aksine RMCİS'in asit ve suda çözünürlüğü düşük (%0,5-1,0) ancak florid salınımının ise daha az olduğu bildirilmiştir (109).

### 2.7.2.3. Adeziv Rezin Materyaller

Günümüzde, adeziv rezin materyaller (dentin bağlayıcı sistemler) kompozit restorasyonların polimerizasyon büzülmesi sonucu ortaya çıkabilecek mikrosızıntıyı önlemek için kullanılmaktadır. Bonding sistemlerin uygulanması sırasında yapılacak bir hatanın restorasyonda başarısızlığa neden olacağı bilinmektedir (68). Adeziv rezinler piyasada total-etch ve self-etch sistemler olarak bulunmaktadır. Self-etch sistemleri daha kolay uygulanabilir olmaları ve teknik hassasiyetlerinin daha az olması daha çok tercih edilmelerine sebep olmuştur (112). Self-etch ve total-etch sistemlerin çürükten etkilenmiş ve sağlam dentine bağlanmaları incelenmiş ve her iki tip dentin bonding sisteminin sağlam dentine bağlanma değerlerinin daha yüksek olduğu gösterilmiştir (113). Dentin bağlayıcı sistemlerinden önce kaviteye uygulanan NaOCl'nin total-etch sistemlerin bağlanma değerlerini düşürürken, self-etch bonding sistemlerde ise bağlanma değerlerinde artışa neden olduğu bildirilmiştir (114).

Kavite astarı olarak kullanılan rezin bazlı materyaller yalnızca dentin bağlayıcı sistemler ile sınırlı değildir. Üretici firmalar rezin yapıya kattıkları doldurucular ile üretilen akışkan kompozitleri piyasaya sunmuşlardır (Tablo 1). Akışkan kompozitler düşük viskoziteli hibrit kompozit rezinlerdir (101). Astar olarak kullanıldıklarında dentin bağlayıcı sistem ile kontakt içerisinde oldukları unutulmamalıdır. Teorik olarak daha akıcı olmaları ve düşük elastisite modülleri bu materyallerin adaptasyonlarını artırıp stress emici bir katman oluşturarak mikrosızıntıyı azaltmalarını sağlamaktadır (101). Sonuç olarak akışkan rezinlerin kullanımı ile, kompozit rezinin polimerizasyon büzülmesi sonucu oluşan aralığın daraltılması ve sekonder çürüklerle pulpal inflamasyon riskinin azalması sağlanmakta ve daha uzun süre klinik başarı gösteren restorasyonlar yapılabilmektedir. **Swift ve ark. (1996)** akışkan kompozitlerin kompozit restorasyonlar altında kullanıldığında mikrosızıntının azaldığını bildirmişlerdir (115). **Montes ve ark.** ise akışkan kompozitlerin self-etch dentin bağlayıcı sistemlerle kullanıldığında marjinal uyumu arttırdığını, bununla birlikte total etch sistemlerle kullanıldığında herhangi bir farklılığa sebep olmadığını ifade etmişlerdir (116). **Gordan ve ark.** pulpa yüzeyine yakın bölgelerde bağlanma kuvveti düşük olduğu için rezin bazlı materyallerin karşılaştığı polimerizasyon büzülmesinin bir aralık oluşmasına yol açacağı ve en zayıf bağlanmanın rezin/diş arayüzeyinde ve pulpaya yakın dentin dokusunda oluşacağını bildirmişlerdir (117). Klinik uygulamalar esnasında akışkan kompozitleri astar veya kaide materyali

olarak kullanılırken çevredeki diş sert dokularından ayırt edebilmesi için radyoopak materyal seçimine dikkate etmesi önerilmektedir. Radyolusent materyal seçiminin restorasyon altında sekonder çürük oluşumu gibi izlenim verebileceği ve yanlış tanı konulmasına neden olabileceği bildirilmektedir (101).

### 2.7.3. Kaide Materyalleri

#### 2.7.3.1. Çinko Oksit Öjenol

Çinko oksit öjenol, çinko oksit ve doğal reçinelerin birleşimi ile üretilmiştir. Toz ve likitten oluşur (Tablo 1). Toz kısmı çinko oksit ve doğal sentetik reçineden, likit kısmı ise ojenolden meydana gelen bu materyal, kavite preparasyonundan sonra dentinde mükemmel bir örtme sağlar. Post-operatif hassasiyeti azaltır, inflamasyona uğramış pulpa dokusu üzerinde sedatif etki gösterir ve derin kavitelere özellikle reversibl pulpitiste olumlu cevaba neden olur (101). Öjenol serbestleyen materyal erken dönemde lökositlerin kemotaksisini ve lipoksijen biyosentezini inhibe eder (81). *In vitro* çalışmalar, öjenolün makrofaj fonksiyonlarını inhibe ettiğini, pulpa ile periapikal dokuların immün ve inflamatuvar cevaplarını değiştirdiğini göstermiştir (109). Antibakteriyal etkileri diğer astar materyallerle karşılaştırıldığında, *S.Mutans*'ı baskılamada ve sekonder çürüğü engellemede daha etkili olduğu için önerilmektedir (118).

**Little ve ark. (2005)** yaptıkları araştırmada çinko oksit öjenolün ısı yalıtkanlığının dentin bonding sistemlerden ve RMCİS'lerden daha iyi olduğu bildirilmiştir (119). Tüm bu özelliklerinden dolayı çinko oksit öjenol derin kavitelere özellikle enfekte dentinin temizlenmesinin zor olduğu vakalarda uygun bir seçenektir. Çinko oksit öjenol kaide materyali daha çok amalgam restorasyonlar altında kullanılmaktadır. Kompozit restorasyonlarda materyalin polimerizasyonunu engellediği için çok tercih edilmemektedir (120). **He ve ark. (2010)** materyalin polimerizasyon büzülmesindeki etkisinin daha çok yapısındaki öjenolün konsantrasyonuna bağlı olduğunu, bu azalmanın, kompozitin öjenola yakın bölgesinde gözlendiğini (100 µm'den daha yakın arayüzeyde) ve daha az polimerize olmuş bu kompozit rezin tabakasının, polimerize olmuş kompozit rezin ile öjenol arasında daha pürüzsüz bir geçiş sağlayacağını bildirmişlerdir (121). Mühendislik açısından bakıldığında dereceli geçiş gösteren bu yapılar, materyaller arasında uyumsuzlukları azaltmak, stres dağılımını iyileştirmek ve materyaller arası açılmaları ve kırılmaları azaltmak için önerilmektedir

(122). Kompozit restorasyon materyali ile reçine-öjenol arasında artık monomer çok olsa da çinko oksit öjenolun artık monomerin pulpaya geçişini engelleyeceği düşünülmektedir (123).

### **2.7.3.2. Çinko Fosfat**

Diş hekimliği kliniğinde kaide materyali olarak en eski, en çok kullanılan ve toz ile likitten oluşan çinko fosfat simanı mekanik tutuculuğa sahiptir (Tablo 1). İlk yerleştirildiğinde asidik olan materyalin (pH~2), 24 saat içinde pH'ı 5 değerine ulaşır. Karıştırma işlemi soğuk bir cam yüzey üzerinde yapılan materyalin karıştırma sırasında oluşan ekzotermik reaksiyonun soğutması sağlanarak daha iyi fiziksel özelliklerin sağlanması için daha fazla toz kullanma şansı oluşacaktır (101). İçerdiği asit oranı %25 oranında azaltılarak üretilen modifiye çinko fosfat simanlar kavite astarı olarak kullanılmaktadır. Çinko fosfat ambalajlarında gerekenden %20 daha fazla likit bulunmaktadır. Çünkü kullanım sırasında likitin bir kısmı buharlaşır. Ayrıca su kaybı likidin pH değerinde düşüşe yol açarak simanı daha az biyoyumlu hale getirebilir. Kaide olarak kullanılacak çinko fosfat simanın, kalın, kuru ve hamursu bir kıvamda karıştırılarak hazırlanması ile sert ve güçlü bir kaide tabakası oluşturularak termal ve kimyasal bir bariyer sağlanması ve aynı seansta da asıl restorasyonun tamamlanması gerçekleştirilebilir (101).

### **2.7.3.3. Çinko Polikarboksilat**

Çinko fosfata benzer bir materyal olan çinko polikarboksilat, toz ve likitten oluşur (Tablo 1). İki materyal arasındaki en önemli fark likitin yapısıdır. Çinko polikarboksilatındaki likit oldukça viskoz olan poliakrilik asittir. Çinko polikarboksilat siman, yapısındaki karboksilik asit ve dentindeki kalsiyum arasındaki etkileşimle dişle bağlanır. Poliakrilik asitin pH'ı 1,7 gibi düşük bir değerde olsa da bu değer tozla karıştırma sırasında nötr değere yaklaşır. Poliakrilik asit molekülünün göreceli olarak yüksek boyutu ve/veya proteinle birleşmesi dentin kanalından içeri diffüze olmasına ve zararlı iritanların pulpaya ulaşmasına engel olur (101).

#### **2.7.4. Biyoaktif Materyaller**

Biyoaktif restoratif materyal konsepti diş hekimliğinde yeni bir fikir değildir. Diş dokusuna adezyon ve sekonder veya rekürrent çürüklerin önlenmesi için florid salımı gözönüne alındığında, diş hekimliğinde biyoaktif özellikteki restoratif materyallerin uzun yıllardır kullanılmakta olduğu görülmektedir (124). Biyoaktif materyaller inorganik fosfat solusyonu varlığında apatite benzer bir materyal yüzey tabakası oluşturmaktadır (125). Kalsiyum esaslı ya da kalsiyum içeren materyaller biyoaktif özellik sergilerler. Biyoaktif materyallerden kalsiyum silikat ve kalsiyum alüminat, oranları farklı kalsiyum oksit, silikondioksit, kalsiyum alüminat olmak üzere üç ortak yapı taşından oluşurlar (124). Kalsiyum silikat ve kalsiyum alüminat materyallerin sertleşme mekanizmaları, siman tozuna su bazlı bir solusyon ya da su ilavesi ile olur. Portland simanından elde edilen kalsiyum silikat materyali biyoaktif materyaller içinde diş hekimliğinde ilk kullanılan materyaldir (124).

##### **2.7.4.1. Mineral Trioksit Aggregate (MTA)**

1998 yılında FDA tarafından onaylanan MTA'nın endikasyon alanı oldukça geniştir. Bunlardan biride, direkt ve indirekt pulpa kuafajıdır (102). MTA; biyouyumlu, diş pulpasıyla olumlu etkileşim gösteren, biyoaktif ve daha az pulpa inflamasyonuna sebep olan, kalsiyum hidroksit esaslı materyallerden daha üstün özelliklere sahip bir materyaldir.

İdeal formülasyona ve renge ulaşmak amacı ile partikül büyüklüğü değiştirilmiş ve farklı mineral oksitler içeren ancak kimyasal yapıları birbirlerine çok benzeyen üç farklı MTA bulunmaktadır. Pro-Root adıyla Dentsply firması tarafından piyasaya sürülen gri ve beyaz MTA'nın ağırlıkça %75'ini Portland simanı oluştururken yakın zamanda materyalin maliyetinden kaynaklanan dezavantajları gidermek için %80 Portland simanı içeren MTA Angelus piyasaya çıkartılmıştır (Tablo 1). Beyaz MTA'da renklenme problemlerinin önüne geçilmek için gri MTA'da bulunan tetrakalsiyum alumina ferrit çıkartılmıştır. Materyalin başlangıç sertliğine ulaşması 3-4 saat içerisinde olurken asıl sertlik değerine ulaşması daha uzun zaman almakta olup (yaklaşık 24 saat), su ve kan kontaminasyonundan etkilenmez (124). Sertleşme reaksiyonu başladığında materyalin pHdeğeri 10.2 iken sertleşme tamamlandıktan sonra 12.5 değerine yükselmektedir (126). Perforasyon tamir materyali olarak geliştirildiği için örtücülük özellikleri oldukça iyidir.

Materyalin sertleşmesini başlatabilmek amacıyla üzerine nemli bir pamuk pellet ile öjenol ihtiva eden bir restorasyon materyali (IRM, Dentsply, York, PA, ABD) yerleştirilmesi ve tam sertleşme sağlandıktan sonra (1-3 gün) daimi restorasyonun yapılması önerilmektedir (126). Giriş kavitelerinin MTA ile kapatılması halinde, sonraki seanslarda kaide materyali haline getirilen MTA üzerine kompozit rezin ile restorasyonlar tamamlanabilmektedir (124). Materyalin maliyeti, hazırlanmasının zorluğu, sertleşme süresinin uzun olması gibi dezavantajları kullanımını sınırlandırmaktadır. Ayrıca materyalin gri renkte olanının pulpotomi ve pulpa kuafajı sırasında renklenme yapabileceği de bildirilmektedir (124,126).

#### 2.7.4.2. Biodentin

Diş hekimliği için geliştirilmiş, hidrolik silikat sement de denen trikalsiyum silikat içerikli Portland simanları hızlı sertleşmeleri, erken dönem direnç kuvveti göstermeleri ve daha aktif olmaları ile diğer kalsiyum silikat materyallerinden ayrılır (127). Biodentin çok amaçlı bir dentin ve kanal replasman materyali olarak 2009 yılında üretilmiştir (128). Yine de bazı özellikleri, MTA ve diğer silikat içerikli materyallerden daha üstündür. Biodentin, endodontik tedavilerde endodontik tamir (kanal perforasyonları, apeksifikasyon, iç ve dış rezorpsiyonlar ve retrograd dolgu materyali) materyali olarak, pulpa kuafajı ve restoratif diş hekimliğinde dentin replasman materyali olarak kullanılabilen geniş uygulama alanına sahip bir materyaldir (128). **Raskin ve ark. (2012)** Biodentin ve RMCİ simanların mikrosızıntısını karşılaştırdıkları çalışmalarında mikrosızıntı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır (129). **Odabaş ve ark. (2013)** Biodentin ile kompozit rezinin bağlantısını total-etch adeziv sistem, tek aşamalı self-etch adeziv sistem ve iki aşamalı self-etch adeziv sistemleri kullanarak karşılaştırmışlar ve tüm adeziv reçinelerin arasında aynı zaman aralıklarında (12 dk 24 saat) istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığını belirtmişlerdir (130). Ancak farklı zaman aralıkları kontrol edildiğinde 12 dk'da total-etch sistemlerin en düşük bağlanma değeri gösterdiğini, en yüksek bağlanma kuvvetinde 2 aşamalı self-etch adeziv sistemlerde olduğunu bildirmişlerdir (130). Araştırmalar, Biodentin'in biouyumlu bir materyal olduğunu da göstermektedir (131). Ortodontik nedenlerle çekilen dişler üzerinde yapılan histolojik çalışmada kuafaj materyali olarak Biodentin'in MTA ile benzer özellikler gösterdiği ancak, dentin köprüsü oluşumu ve enflamatuvar cevabın oluşmamasının Biodentin uygulanan grupta majör bulgular olarak öne çıktığı



bildirilmiştir (132). Biodentinin klinik endikasyonları MTA'ya benzesede orta derecede stres içeren restorasyon uygulamalarında da kullanılmaktadır (124). Biodentin'in 6 ay boyunca geçici restoratif materyal olarak bekletildiği, daha sonra cutback tekniği ile kavitede astar ya da kaide olarak bırakılıp üzerine kalıcı kompozit restorasyon yapılarak başarılı bir şekilde kullanılabilirdiği bildirilmektedir (133).

#### 2.7.4.3. TheraCal LC

TheraCal (Bisco Inc., Schaumburg, IL, ABD) ışıkla polimerize olan, kalsiyum silikat materyalleri ile doldurulmuş Portland siman bazlı reçine modifiye bir pulpa kuafaj ajanıdır (Tablo 1) (134).

MTA'nın pulpa kaplamasında gösterdiği başarısından ilham alınarak, ışıkla sertleşen rezin modifiye kalsiyum silikat materyal, TheraCal LC (Bisco Inc, Schaumburg, IL, ABD) üretilmiştir. Üretici firma, TheraCal LC'nin hidrofilik monomer içinde trikalsiyum silikat partiküllerini içeren, pulpa yüzeyindeki pH'yi yükselterek (pH 10-11) rejeneratif olayların başlamasında, kalsiyum salımı ile hidroksi apatit oluşumunda ve sekonder dentin köprülerinin oluşmasında önemli etkiler gösteren bir materyal olduğunu bildirmişlerdir. Bununla birlikte, materyalin opak olması sebebiyle özellikle kompozit rezin altında kullanılacaksa 1 mm'den fazla uygulanmaması gerektiğini de belirtmişlerdir.

Kompozit restorasyonların altında astar materyali olarak kullanılmasının farklı tabakalar arasında bağlantıyı sağlayarak mikrosızıntıyı önleyeceği de belirtilmektedir (135). Bunun yanında, ProRoot MTA ve Dycal (Dentsply, York, PA, ABD) materyallerine oranla çevre sıvılara daha fazla kalsiyum salınımı sağladığı ve içeriğindeki kalsiyum silikat ile apatit kristallerinin formasyonunu indüklediği belirtilmiştir (11). Kullanım şekli akışkan kompozite çok benzeyen materyal ışıkla polimerize olur, çok hızlı sertleşir ve daimi restorasyon aynı seansta yapılabilir. İlk polimerizasyondan sonra gliserin ile kaplanarak tekrar polimerize edilmelidir. Bu işlem oksijen inhibisyon tabakasının eliminasyonunu sağlar. TheraCal kalsiyum iyon salınımı ve alkali pH'ı ile pulpa tamirini sağlayarak dentin köprüsü oluşturur (11,136). Direkt pulpa kuafajında güvenle kullanılabilir ve son yapılan bir araştırma sonucuna göre de metakrilat bazlı kompozitlerin altında kullanıldığında geleneksel cam iyonomer ve siloran bazlı kompozitlere oranla daha yüksek bağlanma değerleri verdiği bildirilmiştir (136).

## 2.8. Astar ve Kaide Materyallerinin Fiziksel ve Mekanik Özelliklerinin Değerlendirilmesi

Dental materyallerin değerlendirilmesinde *in vivo* testler çok önemli olmakla birlikte ağız içerisinde aynı sürede meydana gelen farklı streslerin restorasyon üzerindeki etkilerini doğru şekilde ayırt edemeyebilirler. Laboratuvar testleri sayesinde diğer değişkenler sabit tutulurken tek bir özellik değerlendirebilir. Bu tip araştırmaların ışığında diş hekimlerine dental materyallerin seçimi ve kullanımı adına çeşitli tavsiyeler oluşturulabilir. Genellikle laboratuvar testleri, yeni materyal ve tekniklerin değerlendirilmesi için kolay ve ucuz olmalarının yanı sıra daha az zaman gerektirirler. Sonuç olarak amaç, uzun süreli klinik davranışları tahmin etmek olmalıdır (65).

### 2.8.1. Mikrosızıntı

Adeziv restorasyonların tamiri ve yenilenmesi için kenar sızıntısı ya da renklenmesi en sık karşılaşılan sebeplerden biridir. Bu nedenle de bağlanma dayanımı testleriyle beraber restoratif materyallerin kenar kapama yeteneklerinin de test edilmesi gereklidir.

Mikrosızıntı; ağız sıvılarının, iyonların, moleküllerin ve bakterilerin restorasyon materyalinden dentine doğru geçişi olarak tanımlanır (137,138). Diş ve restorasyon arasındaki sızıntının önlenmesi restorasyonların başarılı ve uzun ömürlü olması için gerekmektedir. İyi bir restorasyon materyali kavite duvarlarına tam adaptasyon göstermelidir (139). Kavite duvarına iyi adapte olmayan bir restorasyon sekonder çürük, kenar renklemesi, post-operatif hassasiyet, dişeti iltihabı ve pulpa hastalıkları gibi istenmeyen durumlara sebep olabilecektir (138,140).

#### 2.8.1.1. Mikrosızıntı Araştırma Yöntemleri

Restorasyonların kenar uyumlarını, diş–restorasyon arasında oluşabilecek geçirgenliğin derecesini belirlemek için pek çok yöntem bulunmaktadır (137,139).

**a) Boyar Madde Penetrasyon Testleri:** Mikrosızıntı tespitinde bilinen en eski, en çok tercih edilen, ucuz ve kolay yöntem boyar madde penetrasyonudur (137,141). Bu yöntem ile çekilmiş ve restore edilmiş dişin apeksi kapatılarak restorasyon dışındaki bütün yüzeyler cila ile örtüldükten sonra belirli bir süre boyunca boya solüsyonu içinde

bekletilmektedir. Kesitleri alınan örnekler sıızan boya miktarını tespit etmek için mikroskop altında incelenir (142,143). Solüsyon veya farklı boyutlarda partiküller içeren süspansiyonlar boya olarak kullanılabilir. Araştırmalarda farklı boyaların farklı bekletme sürelerinde kullanıldığı bildirilmiştir (144,145). En çok tercih edilen boyalar; %20'lik floresan, %0,25'lik toluidin mavisi, %2'lik eritrosin, %0,05 kristal violet, %0,5-2 bazik fuksin, %50'lik gümüş nitrat, %2'lik anilin mavisi, %0,2-2 veya %10'luk metilen mavisi, %5'lik eosin gibi çeşitli boya solüsyonlarıdır. En çok tercih edilen boya solüsyonu %2'lik metilen mavisidir (146,147).

**b) Radyoizotopların Kullanılması:** Radyoizotopların kullanılması boya penetrasyon yönteminden sonra en sık tercih edilen tekniklerdendir (148). Kompozit rezin ile diş dokusu arasından geçen radyoizotopların otoradyograflarda gösterildiği yöntemdir. Restorasyon dışındaki alan gereği şekilde örtüldükten sonra radyoaktif solüsyon içerisinde belirli bir süre bekletilir, yıkanıp kurutulduktan sonra boyuna kesilerek röntgen filmi üzerinde bırakılır. Otoradyografi sonucunda izotopun gözlendiği alana göre mikrosızıntı tespit edilir (149). En sık kullanılan izotoplar; I131, radyoizotoplarıdır (1, 97, Ca45, S35, Na22, C14, P32 100). Pahalı ve zor bir teknik olduğu için çok tercih edilmemektedir (137).

**c) Kimyasal Ajanların Kullanılması:** Radyoaktif olmayan renksiz, iki komponentli kimyasal boyayıcılar kullanılır. Her iki komponentin kimyasal olarak reaksiyona girer. Diş ile restorasyon ara yüzeyine kimyasal ajanların çökmesi ile kenar sızıntısının fotoğraflanır (137). Bu yöntem için en çok gümüş tuzları tercih edilir. En sık kullanılan gümüş tuzu %50'lik gümüş nitrat tuzlarıdır (150). Gümüş iyonunun bir bakteriden bile küçük boyutta olması, oluşan aralıklardan rahatlıkla sızabilmesi için fırsat yaratmaktadır. Bu sebeple hassas bir yöntem olarak belirtilmektedir (149). Kullanılan kimyasal ajanların radyoaktif olmamaları avantaj olarak belirtilirken, sonuçların subjektif olarak değerlendirilmesi tekniğin dezavantajlarından (138).

**d) Bakteriyel Yöntemler:** Bakteriyel yöntemde, restore edilmiş dişler bakteri kültürü içerisine bırakılır ve diş ile restorasyon ara yüzeyinde bakteri üremesi takip edilir. (137,149). Bakteriyel sızıntısının anlaşılabilmesi için kavite duvarı ve restorasyon arasındaki açıklık en az 0,5-1µm olmalıdır. Eğer aralık belirtilen değerden küçük ise bakteri toksinlerinin ve ürünlerinin geçişi gerçekleşmeyecek ve yöntem başarısız

olacaktır. Bu yöntem için kullanılacak bakteri ağız içinden elde edilmeli ve laboratuvar şartlarında çalışması kolay bir tür olmalıdır (149).

**e) Hava Basıncı Yöntemi:** Basıncı hava dişe, kök kanalına ve pulpa odasına gönderilerek sistem içerisinde kaybolan basınç ölçülür (151). Dişlerin bütünlüğünü bozmadığı için tekrar edilebilir bir yöntemken, klinik durumu yansıtmaması sebebiyle tercih edilmez (137).

**f) Nötron Aktivasyon Analizi:** Bu yöntem hem *in vitro* hem *in vivo* şartlarda kullanılabilen bir tekniktir. Radyoaktif olmayan Manganez gibi bir kimyasal işaretleyici restorasyon kenarına yerleştirilerek kenarlarından sızması beklenir ve örnekler Mn56 ile bombardımana uğratılıp her bir dişin aldığı mangan miktarı ölçülür (137,152). Sonuçları kantitatif olduğu halde, pahalı ve zor bir yöntem olduğu için çok tercih edilmez (149).

**g) Elektrokimyasal Yöntemler:** Diş tamamen izole edilerek elektrolit banyosuna bırakılır, bir güç kaynağına bağlanarak kenar aralığı varsa buradan geçen akım ölçülebilmektedir (153). Elektrik akımında oluşan herhangi bir sapma restorasyon ara yüzeyinde aralık olduğunu işaret eder. Metalik restorasyonlar için bu teknik kullanılmaz (154).

**h) Mikroskopik İnceleme Yöntemleri:** Araştırmacılar restorasyon materyallerindeki sızıntıyı farklı yöntemlerle tespit ederek, ulaştıkları bulguları değerlendirmek amacıyla mikroskopik analiz yöntemini tercih etmektedir.

**h.a) Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM):** Taramalı elektron mikroskobu ile iki yüzey arasında meydana gelen bağlantıda yüzeyler arasındaki mesafeyi ölçmek mümkündür. Bu yöntemle restorasyon için kullanılan materyallerin özelliklerini de tanımlanabilmektedir. (155). Direkt ve replika teknik olarak iki şekilde uygulanabilmektedir. Direkt teknik ile *in vitro* olarak restoratif materyal ve kavite duvarı arasındaki ilişki incelenebilmektedir. Bununla birlikte, elektron mikroskobu için hazırlanana örneklerin vakum ile dehidratasyonu ve yüksek vakumun restorasyon-diş ara yüzeyinde bozulmaya sebep olarak mikrosızıntı değerlendirmesinde hataya sebep olabileceği bildirilmiştir (137).

Replika teknik ile ağız içinde hazırlanmış restorasyonların replikaları mikroskop altında incelenmektedir. Bu sayede istenilen zamanda replikalar yeniden incelenebilir (153).

**h.b) Konfokal Lazer Tarama Elektron Mikroskobu (CLSM):** Floresan boyanın (Rhodamin) kullanıldığı elektron mikroskop yöntemidir (156). Taramalı elektron mikroskobundan farkı ıslak yapılı örneklerinde incelenebilmesidir (157). CLSM ile 100 nanometreden küçük alt yüzeyler tomografik açıdan değerlendirilebilmektedir (157). Mikroskobun objektif lensi ile incelenecek yüzey arasında özel bir daldırma (immersion) likiti kullanılır. CLSM, yansıma ve floresan olarak iki farklı şekilde değerlendirme yapar. Tarayıcı lazer ışını olarak dalga boyu 488 nm olan Argon iyon lazer kullanılır.

Yansıma modu ile mine, dentin ve restoratif materyal gibi farklı optik özellikleri olan yapılar ayırt edilebilmektedir. Floresan modunda ise boyayıcı ajanın dağılımı sayesinde penetrasyon alanları tespit edilebilmektedir (156).

### **2.8.2. Bağlanma Dayanımı Testleri**

Diş hekimliğinde bağlayıcı ajan sistemlerindeki hızlı gelişmeler nedeniyle yeni geliştirilen materyallerin mine ve dentine bağlanmalarındaki etkinliklerin değerlendirilmesi gerekliliği ortaya çıkmaktadır. Özellikle restoratif ve protetik tedavilerde materyallerin diş dokuları ile bağlandığı yüzeyler en önemli bölgelerdir. Bu nedenle klinik başarı ve başarısızlığın değerlendirilmesi, yeni materyallerin geliştirilebilmesi, diş dokularının tedavilere doğru bir şekilde hazırlanması, yapılan klinik uygulama hatalarının giderilmesi ve gereksinimlerinin belirlenebilmesi için bağlantı ara yüzeyinin değişik perspektiflerden incelenmesi gerekmektedir (158).

1955'te Buonocore'un mineyi asitle pürüzlendirmesi ve kimyasal sertleşen rezin bazlı kompozitlerle minenin bağlantısını sağlaması ile restoratif materyallerin diş dokuları ile bağlanma çalışmaları başlamış ve son yıllarda büyük hız kazanmıştır (62).

In vivo çalışmalarla elde edilecek sonuçlar, klinik protokollerin oluşturulmasında daha anlamlı olmasına rağmen, bu çalışmaların uzun zaman alması ve buna karşın laboratuvar deneylerinin çok kısa bir zamanda sonuca ulaşabilmesi ve her geçen gün piyasaya birçok yeni materyalin girmesiyle birçok çalışmada bağlantı testleri uygulanmaktadır.

Bağlanma dayanımı testleri içinde en çok makaslama (shear), gerilme (tensile), mikrogerilme (mikro-tensile) testleri kullanılmaktadır (62).

Gerilme (tensile) testi, yapışma bölgesi dış yüzeyine dik olarak hareket eden bir kuvvet ile kırılır. Bu testte, örneklerin birbirine yapıştırılması sırasında yanlış yüzey açılmasından dolayı hatalı sonuçlar çıkabilir.

Makaslama Bağlanma Dayanımı (MBD) testinde; yapışma bölgesi dış yüzeyine paralel olarak hareket eden bir kuvvet tarafından kırılır. Makine içinde özel bir parça ile sabitlenen örnekler, dış yüzeyine paralel olarak belli bir hızla hareket eden makaslama kafası ile kırılır.

Diş dokusunun heterojen yapısı, yaşı, tipi, dişlerin deney öncesinde ve deney sırasındaki saklanma koşulları, mine ve dentin yüzey hazırlık farklılıkları, çalışma derinliği (özellikle dentindeki), termosiklus uygulanıp fiziksel/kimyasal uygulanmadığı, bağlayıcı ajanların film kalınlığı, dayanıklılıkları, araştırmacıdan doğan farklılıklar, laboratuvar koşullarının farklılıkları gibi birçok faktör bağlanma dayanımı testlerinin sonuçlarını etkilemektedir. Bu nedenle de veriler arasındaki çeşitlilik sürpriz değildir.

Diş hekimliğinde bağlantı kuvveti testleri homojen olmayan (diş dokusu-materyal, materyal-materyal) örneklere uygulanmaktadır. Oysa uygulanan tüm deney metodları homojen olduğu varsayılan materyaller için geliştirilmiştir. Bu yüzden homojen olmayan materyallerde (diş ile restoratif materyal arasında) bağlantı kuvveti çalışmalarında bazı temel faktörler göz önünde bulundurulmalıdır.

Bu faktörler şu şekilde sıralanabilir (159):

1. Deney için hazırlanan dişlerin olabildiğince birbirine benzer anatomik yapı ve büyüklükte olması.
2. Deney için seçilecek diş dokularının diş üzerinde seçileceği bölgelerin olabildiğince birbirine benzer olması.
3. Diş dokularının deneysel kimyasallarla muameleleri sırasında ve bağlayıcı ajan sistemlerinin uygulanmalarında ISO standartlarına ve materyallerin uygulama kılavuzlarına uyulması.
4. Hazırlanan örneklerin bağlantı kuvveti deneyi zamanına kadar uygun şekilde saklanması.

5. Örnek bloklarının kopartma cihazlarının gerekliliklerine uygun şekilde hazırlanması.
6. Seçilecek kafa hızlarının ISO standartlarının öngördüğü aralıklarda olması (0,45-1,05 mm/dk).
7. Elde edilen kopma kuvveti değerleri birim alana göre belirlendikten sonra istatistiksel değerlendirmelerinin yapılması.
8. Deney planlaması ve sisteminin yaratacağı hataları giderebilmek için gruptaki örnek sayılarının yüksek tutulması.

Yapılan tüm in vitro deneyler her ne kadar standardize edilmiş olursa olsun, materyal ve bağlayıcı ajan sistemlerinin klinik başarılarının anlaşılabilmesi için yapılan çalışmaların sonuçlarının kesinlikle yapılan diğer in vitro ve in vivo çalışmaların sonuçlarıyla karşılaştırılabilmeleri ve uyum göstermesi gerekmektedir (160).

### **2.8.3. Termal, Mekanik ve Kimyasal Stresler**

Diş ve restoratif materyaller ağız içerisinde ısı ve Ph değişikliklerine ve mekanik streslere maruz kalmaktadırlar. Ağız içerisindeki sıcaklık değişimleri, çiğneme kuvvetleri, asitler veya enzimler tarafından kimyasal ataklar uzun bir süre sonucunda diş ile restorasyon arayüzünde ciddi sorunların oluşmasına neden olmaktadır. Klinik olarak kompozit restorasyonlardaki marjinal bütünlüğün bozulması önemli bir problem olarak görülmeye devam etmekte ve restorasyonların ömrünü kısaltan temel sebebi oluşturmaktadır. Sonuç olarak restorasyonun bozulması kimyasal, termal ve mekanik yük streslerine bağlı olarak gelişmektedir (161). Restorasyonların maruz kaldığı ve bozunmasına neden olan bu uzun dönem streslerin materyallerin performanslarının değerlendirildiği in vitro çalışmalarda da göz önünde bulundurulması gerekmektedir. Bu nedenle bu stresleri simule etmek için farklı yöntemler geliştirilmiştir. Termal siklus, mekanik yükleme ve suda bekletme bu amaçla geliştirilen yöntemlerdir (21).

### 2.8.3.1. Termal Siklus

Bağlanma dayanımı ölçümlerinde kısa dönem çalışmaların yanı sıra klinik durumları daha iyi yansıtan çalışmalar yapılmalıdır. Bu sebepten dolayı, gerçekleştirilmiş olan araştırmaların %35'inde yaşlandırma metotlarına başvurulduğu tespit edilmiştir. Klinik ortamda bütün yaşlandırma faktörleri kendiliğinden ve aynı anda oluşmaktadır. Termosiklus işlemi en yaygın kullanılan yaşlandırma metotlarından biridir. Ayrıca suda bekletme, mekanik yükleme (loading), enzim yıkımı ve çeşitli kimyasalların uygulanması da diğer yaşlandırma metotları olarak sayılabilir. Sıcak su ile ara yüz bileşenleri parçalanır, su alımı sonucu yıkım ürünleri ve polimerize olmamış rezin oligomerlerinin ortaya çıkması hızlanabilir. Bağlanan yüzeylerdeki termal büzülme ve genişleme katsayısı arasındaki farklılık tekrarlayan büzülme ve genişleme stresleri oluşturabilir. Bu stresler çatlak oluşumuna sebep olur. Büzülme ve genişleme streslerine sebep olan termosiklus bağlanmada yıkımı hızlandırma etkisi yaratmaktadır.

Termosiklus yöntemi, en sık kullanılan yaşlandırma yöntemlerinden biridir. ISO TR 11450 (1994) standartlarına göre 5 ve 55 °C suda 500 siklus uygulanması uygun bir yaşlandırma testi biçimidir. Termosiklus aşırı sıcak ve soğukun ağız boşluğuna girmesini taklit eder (162–164).

*Gale ve Darvell (1999)* 10000 siklusun in vivo olarak yaklaşık 1 senelik fonksiyona eşdeğer olduğunu, ISO standartlarının önerdiği 500 siklusun ise uzun dönem bağlanmanın taklit edilmesi için çok kısa olduğunu öne sürmüşlerdir (165).

*Leloup ve ark. (2001)*, termosiklusun bağlanma gücü üzerinde anlamlı bir etkisi olmadığını bildirmişlerdir (166). Bu araştırmada metaanaliz içinde yer alan birçok çalışma ISO standartlarının 500 siklus (çalışmalardaki anlamlı siklus sayısı 630'dur) döngüsünü uygulamıştır. Araştırmaların bir kısmında bu siklus sayısı elde edilecek olan yaşlandırma etkisi için çok az bulunmuştur (165,167). Aynı zamanda, örneklerin geometrisi çoğunlukla hesaba katılmamaktadır. Düz bir dış yüzeyine bağlanan silindirik şeklindeki kompozitlere termosiklus uygulandıktan sonra makaslama veya gerilme direnci testleri uygulanmıştır (166). Termosiklus büzülme/genişleme stresleri sonucu hızlandırılmış kimyasal bozulma ile sonuçlanır. Bununla beraber, tüm bunların birbirine bağlı olan etkisi spesifik olarak testin ayarlanmasına bağlıdır. Araştırmacılar termosiklusun değişken, etkilerinin de adeziv ile termosiklus sayısı ile ilişkili olduğunu



bildirmişlerdir (162). Yapılan bir çalışmada, adeziv sistemlerin dentine bağlanma dayanımı 300 siklusa kadar makaslama testi ile incelenmiş ve kullanılan adeziv sisteme bağlı olarak bağlanma dayanımında termosiklustan sonra anlamlı azalma değerleri elde edilmiştir (164). Termosiklus boyunca örnekler termal değişikliklere ek olarak suya tabi tutulurlar. Örneklerin ara yüzleri direkt olarak ısının değiştiği ortama açık olmalıdır. Termal stresler, oluşturdukları termal genleşme katsayılarındaki değişiklikler sayesinde mekanik stresler oluşturarak diş-restoratif ara yüzünde bağlanma bozukluğu meydana getirebilir (168). Bağlanma dayanımının azalmasındaki ana sebebin rezin ile hibrit tabakası ara yüzündeki hidrolizin etkisi olduğu düşünülmektedir (169).

Matris tarafından su alımının kompozit rezinin mekanik özelliklerinde azalmaya yol açtığı bildirilmiştir (55,170,171). Su alımı, aynı zamanda doldurucular ile rezin matris ara yüzünde mikro çatlaklara sebep olabilir. Ağız ortamında ısı; yemekler, içecekler ve nefes alma ile değişmektedir. Bu değişiklikler, matris ve organik partiküller arasında termal genleşme farkı meydana getirerek kompozit rezinin kohezyonunda bazı başarısızlıklara yol açabilir (170).

*Tay ve ark. (2002)* polimerize olmuş tek basamaklı adezivlerin yarı geçirgen zar gibi davranıp bağlanmış nemli dentinden adeziv ile kompozit arasındaki ara karışık bölgeye su difüzyonuna izin verdiğini bildirmişlerdir (172).

### **2.8.3.2. Mekanik Yükleme**

Dişler normal fonksiyon ve parafonksiyon süresince okluzal streslere maruz kalmaktadırlar ve diş yapısı boyunca stres dağılımı gözlenebilmektedir. Bununla birlikte bu okluzal yükler dişin esnemesine neden olmaktadır. Diş esnediği zaman, servikal bölgede gerilim ve makaslama stresleri gelişmektedir (173,174). Ağız ortamında dolgu ve diş yapıları üzerinde asimetrik basınç meydana getiren bu mekanik faktörler in vitro çalışmalara da yansıtılmıştır (149,173). In vitro çalışmalarda çiğnemeyi simule etmek amacıyla okluzal yükleme veya mekanik siklus kullanılmaktadır (174,175). Restore edilmiş dişlerde mekanik siklusun, deformasyonun miktarını kalıcı olarak veya yalnızca diş stres altındayken artırdığı gösterilmiştir (149,173). Laboratuvar koşullarında yapılan mikrosızıntı değerlendirmelerinde, restore edilmiş dişlere hem termal hem de okluzal streslerin uygulanmasının ağız içi şartları daha yakın taklit edebileceği önerilmiştir (149).

### 2.8.3.3. Suda Bekletme

Suda bekletme sonucu bağlanma etkinliğindeki azalmanın, hidrolizis ile arayüz komponentlerinin bozunması sonucu gerçekleştiği düşünülmektedir. Bununla birlikte daha önceki çalışmalarda, aynı zamanda suyun infiltre olabileceği ve polimer matriksin mekanik özelliklerini düşürebileceği belirtilmiştir. Bu tip bir çalışmada, örnekler, belli bir süre 37 °C'deki sıvı içerisinde saklanmaktadır. Bu periyod birkaç aydan dört-beş yıla veya daha uzun bir süreye kadar değişiklik gösterebilmektedir. Saklama solusyonu olarak genellikle su kullanılmaktadır. Saklama süresince bakteriyel bir üremenin önlenmesi için sodyum azit, kloramin veya bazı antibiyotikler ilave edilebilir. Klinik koşulları daha iyi taklit edebilmek için ise yapay tükürük solüsyonları kullanılabilir (175).

### 2.9. Sınıf V Restorasyonlar

Kole defektleri dişlerin servikal kısmında yer alan, klinik olarak kama veya V harfi şeklinde gözlenen defektlerdir (176). Dişlerin servikal bölgesinde meydana gelen defektler servikal abrazyon, servikal erozyon, servikal atrizyon ve abfraksiyonlar olarak sınıflandırılabilir.

Periodontal iltihap ve agresif periodontal tedaviler sonucunda oluşan dejenerasyonlar ve gingival çekilmeler kök yüzeyinin açılmasına sebep olur. Yanlış diş fırçalama alışkanlığı kök yüzeyinde kama şeklinde defektlere sebep olur. Bu kişilerde, kök yüzeyi çürükleri daha hızlı gelişir (177).

Bununla beraber, servikal lezyonların etyolojisi multifaktöriyeldir. Çürük dışı servikal lezyonlar mine-sement sınırında meydana gelen diş sert dokuları kaybıdır (177,178). Dişlerin boyun bölümünde oluşan defektler plak birikimine, hava, su, ısı gibi uyaranlar karşısında duyarlılığa sebep olabilir (179).

Servikal lezyonlar genellikle mine, dentin ve sement gibi üç farklı yapıdaki diş dokusunda sonlanabilen kenarlara sahiptir. Her üç dokuyuda eşit miktarda güçlü bağlanabilen restoratif materyal olmaması sebebiyle bu tip kavitelelerin restorasyonları zordur (158).

Sınıf V kavitelelerde karşımıza çıkan en önemli problemler, servikal bölgede yer alan dentin kanallarının kompozisyonundan dolayı bağlanmanın azalması, ağızdaki

termal değişimler sebebiyle restoratif materyalin dişle aynı miktarda genişip-büzülmemesi sonucu diş-restoratif materyal arasında mikro boşlukların meydana gelmesi ve polimerizasyon büzülmesi sonucu ortaya çıkan sorunlardır.

## 2.10. Kaide Materyalleri ile İlgili Çalışmalar

*Yıldırım ve ark. (2005)* yaptıkları çalışmada çekilmiş, çürüksüz 65 adet üçüncü büyük azı dişlerine aynı özellikte sınıf II kaviteler hazırlamışlardır. Hazırlanan örnekler her grupta 10 adet diş olacak şekilde rastgele 13 gruba ayrılmıştır. Kaide materyali olarak akıcı kıvamda 3 farklı materyal (Dyract Flow, Protect Liner, Ionoliner) kullanılmıştır. Kavitelelerin hepsi aynı restorasyon materyali (Clearfil AP-X) ile tamamlanmıştır. Restorasyonların polimerizasyonu soft-start ve gelenkesel halojen ışık kaynağı ile gerçekleştirilmiştir. Sonuç olarak akıcı kompozit materyalin kaide olarak kullanılması, kompozit restorasyonun halojen ışıkla polimerize edilmesi ile daha düşük mikrosızıntı değerleri elde edilmiştir (180).

*Ömürlü ve ark. (2006)* bildirdikleri olgu raporunda, 15 adet çürüksüz insan büyük azı dişinin bukkal ve lingual yüzeylerine, okluzal kenarı mine, gingival kenarı dentin/sementte olacak şekilde standart kutu şeklinde Sınıf V kaviteleler hazırlamışlardır. Örnekler her grupta 10 adet kavite olacak şekilde 3 gruba ayrılmıştır. Farklı tipte adeziv sistemlerin Sınıf V Kompomer restorasyonların mikrosızıntı üzerine etkisi incelenmiştir. Tüm test gruplarında gingival kenarda okluzal kenara göre daha fazla sızıntı değeri gözlenmiştir. Adeziv sistemler açısından, her iki kenarda da iki aşamalı smear tabakasını uzaklaştıran adeziv sistem, smear tabakasını eriten iki aşamalı veya tek aşamalı adeziv sistemlerden daha az mikrosızıntı göstermiştir (181).

*Arslan ve ark. (2012)* yılında bildirdikleri olgu raporunda, 72 insan büyük azı dişine 144 adet sınıf V kavite hazırlamışlardır. Üç farklı adeziv grup (Group 1: Clearfil SE Bond; Group 2: Adper Easy One; Group 3: Adhesive 200T) ve liner çeşidine göre 3 alt grup (Group A: No liner-control group; Group B: Aelite Flo LV, low viscosity microhybrid composite; Group C: Smart dentin replacement) oluşturulmuştur. Akışkan kompozitlerin liner olarak kullanıldıklarında mikrosızıntıya etkisini incelemiştir. Gruplar arasında mikrosızıntı açısından anlamlı bir fark bulunmamıştır (182).

**Pecie ve ark. (2013)** bildirdikleri olgu raporunda, 40 adet çekilmiş insan üçüncü büyük azı dişe mine-sement birleşimin 1mm üzerinde konumlanacak şekilde sınıf II kavite hazırlanmıştır. Kontrol grubu hariç her gruba 1mm kalınlığında kaide materyali uygulanmıştır: Grup A: Herculite XRV Ultra (Kontrol); grup B: Premise Flowable liner; grup C: Herculite XRV ultra liner; grup D:Optibond FL liner. Taramalı elektron mikroskobu altında termo-mekanik yükleme öncesi ve sonrası 4 farklı kaide materyali varlığında kompozit restorasyonun marjinal adaptasyona (MA) etkisini değerlendirmişlerdir. Sonuç olarak; yükleme öncesi grup C ve D, grup A ve B ye göre dentinde devamlı marjin varlığı bakımından üstündür. Yükleme sonrası ise grup D tüm gruplardan üstündür (183).

**Aggarwal ve ark. (2014)** bildirdikleri olgu raporunda, 90 adet çekilmiş çürüksüz büyük azı dişe mine-sement birleşiminin 1 mm üzerinde sınıf II kavite açmışlardır. Örnekler 3 gruba ayrılmıştır: astar materyali uygulanmayan grup, akışkan rezin astar (Filtek Z350 XT flowable resin) ve ışıkla sertleşen cam iyonomer (Ketac N100). Gruplar kullanılan bonding ajana göre 3 alt gruba daha ayrılmış ve kompozit rezinle restore edilmiştir: Z350 için Single Bond ve Adper Easy Bond; ve Synergy D6 Universal için One Coat Self etching Bond. Marjinal adaptasyon Taramalı elektron mikroskobu ile değerlendirilmiştir. Sonuç olarak, cam iyonomerin astar materyali olarak kullanıldığı tüm gruplarda devamlı marjine daha çok rastlanmıştır. Astar materyali varlığı devamlı marjin loşumunu desteklemektedir (184).

**Karaman ve ark. (2014)** bildirdikleri olgu raporunda, 128 adet çekilmiş insan üst küçük azı dişi kullanılmıştır. Dişler 8 gruba ayrılmış ve standart sınıf II (MOD) kavitesi hazırlanmıştır. Dişler farklı özellikte kompozit rezin ve RMCIS (Vitrebond) kullanılarak restore edilmiştir. Mesiodistal olarak kesit alınıp, stereomikroskop altında mikrosızıntı incelenmiştir. Sonuç olarak, tüm dişlerde mikrosızıntı görülmüş, ancak RMCIS'in astar materyali olarak kullanıldığı dişlerde daha az mikrosızıntı izlenmiştir (185).

**Dionysopoulos ve ark. (2014)** bildirdikleri olgu raporunda, 30 adet insan büyük azı dişin bukkal ve lingual yüzüne Sınıf V kavite (5 mm x 3 mm) açmışlardır. Dişler rastgele seçilerek 6 gruba ayrılmıştır. Kompozit restorasyonların altında kullanılan farklı linerların internal adaptasyonunu SEM ile değerlendirmişlerdir. Dycal-dentin ve

Vitrebond-dentin ara yüzünde mikro boşlukların genişliği açısından anlamlı bir fark olmadığını, dentin-Clearfil Tri-S Bond arayüzünde ise mikro boşluk oluşumunun azaldığını bildirmişlerdir (186).

**Moazzami ve ark. (2014)** bildirdikleri olgu raporunda, 50 adet insan küçük azı dişini rastgele 5 gruba ayırmışlardır. Gingival marjini sement-mine birleşiminin 0.5 mm üzerinde yer alan ve tek bir proksimal yüzeyi içeren Sınıf II kutu kavitesi hazırlamışlardır. 4 farklı liner kullanılarak yapılan kompozit restorasyonları mikrosızıntı açısından değerlendirmişlerdir. Tabakalama tekniği ile restore edilen kontrol grubu en az mikrosızıntı göstermiştir (85)

**Alıcı ve ark. (2016)** bildirdikleri olgu raporunda, 60 adet çürüksüz insan üçüncü büyük azı dişi kullanılmıştır. Örnekler farklı astar ve kaide materyallerini uygulamak üzere rastgele 6 gruba ayrılmıştır. Örnekler makaslama bağlanma dayanım testi için universal test makinasına yerleştirilmiştir. Bağlanma dayanımı değeri en yüksek kontrol grubu iken, kapsül cam iyonomer siman grubu en düşük bağlanma dayanımı değerine sahip olarak bulunmuştur (187).

**Deepa ve ark. (2016)** bildirdikleri olgu raporunda, 30 adet çekilmiş insan büyük azı dişlerine okluzal kavite hazırlamış ve 3 gruba ayırmışlardır. 3 adet liner ile çalışmışlardır: Grup A Theracal, Grup B Biodentine ve Grup C Resin modifiye cam iyonomer siman (RMCİS). Adeziv sistem olarak universal adeziv kullanılmıştır. En az makaslama bağlanma dayanımı Biodentine iken, Theracal ve RMCİS arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır (188).

**Pucci ve ark. (2017)** bildirdikleri olgu raporunda, 40 adet çekilmiş sığır kesici dişi kullanılmıştır. Su soğutması altında 7 mm çapında dentin yüzeyi hazırlanmıştır. Kompozit restorasyonların altında kullanılan farklı özellikte liner materyallerinin kompozit restorasyonların makaslama bağlanma dayanımına etkisini *in vitro* olarak değerlendirmişlerdir. Sonuç olarak; Geleneksel cam iyonomer simanın makaslama bağlanma dayanımı en yüksek bulunmuştur (189).

## 3. GEREÇ VE YÖNTEM

### 3.1. Gereç

#### 3.1.1. Dişlerin Toplanması

Bu çalışma İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'nun 24/01/2019 tarih ve 79 sayılı toplantısında kurul kararı onay raporu alınarak gerçekleştirildi.

Çalışmada son 1 ay içerisinde tedavi amacıyla çekilmiş 100 adet çürüksüz insan üçüncü büyük azı dişi kullanıldı. Diş yüzeyindeki doku artıkları kretuar ve pomza ile temizlendikten sonra çalışmanın başlangıcına kadar her hafta değiştirilmek kaydıyla distile su içerisinde bekletildi. Dişler mikrosızıntı ve makaslama bağlanma deneyi için rastgele 2 gruba ayrıldı.

Çalışmaların tüm deney aşamaları Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Sert ve Yumuşak Doku Laboratuvarlarında gerçekleştirildi.

#### 3.1.2. Çalışmada Kullanılan Materyaller

Çalışmada, diş hekimliğinde astar materyali olarak kullanılan **Ionoseal®** (VOCO GmbH, Cuvaxhen, Almanya), **TheraCal LC®** (Bisco Inc, Schamburg, IL, ABD), **Ultra-Blend® plus** (Ultradent Products Inc. South Jordan, UT, ABD), **Vitrebond™** (3M-ESPE, St. Paul, MN, ABD) incelemeye alındı. Kompozit rezin olarak **Filtek™ Z250** (3M-ESPE, St. Paul, MN, ABD), adeziv sistem olarak Self-etch iki aşamalı **CLEARFIL™ SE BOND** (Kuraray, Noritake Dental, Tokyo, Japonya) dentin bağlayıcı sistem kullanıldı. Çalışmada kullanılan materyallerin içerikleri ve üretici firmaları Tablo 2'de gösterilmektedir.

**Tablo 2:** Çalışmada kullanılan materyallerin içerikleri ve üretici firmaları

Materyaller	Tipi	İçerik	Uygulanışı
<b>Ionoseal</b> (VOCO GmbH, Cuvaxhen, Almanya)	Işıklı polimerize olan cam iyonomer siman	Bis-GMA, Diurethandimetakrilat, BHT ve cam iyonomer tozu	Kavite tabanına ince bir tabaka halinde yerleştirildi. 20 sn ışık uygulanarak polimerize edildi.
<b>TheraCal LC</b> (Bisco Inc, Schamburg, IL, ABD)	Rezin modifiye kalsiyum silikat materyal	Tip III portlan siman, radyoopak materyal, hidrofilik silika, rezin (hidrofobik monomer; TriEDMA, TEGDMA, UDMA, Bis-GMA, hidrofilik monomer; HEMA, PEGDMA)	Kavite tabanına ince bir tabaka halinde yerleştirildi. 20 sn ışık uygulanarak polimerize edildi
<b>Ultra-Blend Plus</b> (Ultradent Products Inc. South Jordan, UT, ABD)	Işıklı polimerize olan kalsiyum hidroksit	Biyouyumlu bir üretan dimetakrilat matriksinde kalsiyum hidroksit	Kavite tabanına ince bir tabaka halinde yerleştirildi. 20 sn ışık uygulanarak polimerize edildi
<b>Vitrebond</b> (3M-ESPE, St. Paul, MN, ABD)	Rezin modifiye cam iyonomer siman	Toz: Radyoopak iyon salabilen fluoro aliminyum silikat. Likit: Işık ile sertleşen HEMA, su, fotosensitize edici ajan	Kavite tabanına ince bir tabaka halinde yerleştirildi. 20 sn ışık uygulanarak polimerize edildi.
<b>Clearfil SE Bond</b> (Kuraray, Noritake Dental, Tokyo, Japonya)	İki aşamalı Self-etch adeziv sistem	<b>PRIMER</b> 10-Metakriloiloksidodesil dihidrojen fosfat (MDP) 2-hidroksietil metakrilat (HEMA) Hidrofilik dimetakrilat dl-kamforkinon N,N-dietanol-p-tolidin Su <b>BOND</b> 10-Metakriloiloksidodesil dihidrojen fosfat (MDP) Bisfenol A diglisidil metakrilat (Bis-GMA) 2-hidroksietil metakrilat (HEMA) Hidrofobik dimetakrilat dl-kamforkinon N,N-dietanol-p-tolidin Silanlanmış koloidal silika	<b>PRIMER</b> , tek kullanımlık fırça ucu ile, tüm kavite duvarlarına uygulanır. 20 saniye bekletilir. Çalışma alanının en az 20 saniye boyunca tükürük veya eksüda ile temas etmemesine dikkat edilir. Hava sıkarak solventlerin buharlaşarak ortadan kalkmalarını sağlanır. <b>BOND</b> tek kullanımlık fırça ucu ile, tüm kavite yüzeylerine uygulanır. Uyguladıktan sonra, hafif hava sıkarak mümkün olduğunca üniform bir bond tabakası oluşturulur. 10 saniye boyunca dental bir ışık cihazıyla polimerize edilir.
<b>Filtek Z250</b> (3M-ESPE, St. Paul, MN, ABD)	Universal Restoratif Sistem	Inorganik doldurucular (% 60), bis-GMA, UDMA, bis-EMA, zirkonya/silika nanodoldurucular (0.01-3.5 İm)	Kompozit rezin tabakalama tekniğiyle ve her tabaka 2,5 mm den az olacak şekilde kaviteye uygulanır. 20 sn boyunca ışık cihazıyla polimerize edilir.



**Resim 1: Çalışmada kullanılan materyaller**

## **3.2. Yöntem**

### **3.2.1. Mikrosızıntı Deneyi**

#### **3.2.1.1. Mikrosızıntı Deneyi İçin Örneklerin Hazırlanması**

Çalışmanın bu bölümünde seçilen kaide materyallerinin kompozit altında kullanılmasının, mikrosızıntı oluşumu üzerine etkisi boya penetrasyon tekniği kullanılarak incelendi.

Örnekler Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Sert Doku Laboratuvarı'nda hazırlandı.

Bu amaçla; çürük ve restorasyonu bulunmayan ve travmatize edilmeden tedavi amaçlı çekilmiş üçüncü büyük azı dişleri kullanıldı. Dişlerin yüzeyindeki debris ve yumuşak doku artıkları uzaklaştırıldıktan sonra, pomza ve profilaksi lastiği kullanılarak temizlenen dişler, minelerinde çatlak oluşumu olasılığına karşı mikroskop altında incelendi. Kaviterler hazırlanmaya kadar dişler distile su içerisinde bekletildi ve bu süre



boyunca distile su her hafta değiştirildi. Dişlerin bukkal yüzüne aeratöre takılan elmas rond ve tersine konik frez (Acurata G+K Manhardt Dental 544#012) ile kavitenin gingival sınırı mine-sement birleşiminin 1 mm altında olacak şekilde, boyutları: 4 mm (mezio-distal) × 3 mm (gingivo-okluzal) × 3 mm (derinlik) sınıf V kaviteler hazırlandı. Kavitelerin standart olması için istenilen kavite boyutlarında hazırlanmış etiketler dişlerin bukkal yüzüne yapıştırılarak kavite sınırları kalemle çizildi (Resim 2, 3).



**Resim 2:** Kavite preparasyonu için diş sınırlarının belirlenmesi



**Resim 3:** Kavite preparasyonu yapılmış diş örneği

Kavite preparasyonları esnasında milimetrik uçlu periodontal sond kullanılarak kavite boyutlarında sapma olmamasına dikkat edildi. Kavite preparasyonu tamamlanan dişler, her grupta 10 diş olacak şekilde rastgele beş gruba ayrıldı.

### 3.2.1.2. Kavitelerin Restorasyonu

Adeziv sistem olarak iki aşamalı Self etch adeziv sistem olan **CLEARFIL™ SE BOND** üretici firmanın talimatları doğrultusunda kullanıldı.

**Grup 1 (Kontrol Grubu):** Hiçbir kaide materyali kullanılmadan adeziv sistem uygulandıktan sonra **Filtek™ Z250** Universal Kompozit Rezin kaviteye tabakalı olarak yerleştirildi. 20 sn süresince halojen ışık cihazı Optilux 501 (Kerr, Sybron Dental Facilities, Japan) ile polimerize edildi (Resim 4).



**Resim 4:** Halojen Işık Cihazı Optilux 501

**Grup 2 (Işıklı sertleşen Cam İyonomer Siman):** Şırınga içerisindeki ışıkla sertleşen cam iyonomer siman **Ionoseal®** (Voco, Cuxhaven, Almanya) kavite tabanına ince bir tabaka halinde yerleştirildi ve 20 sn halojen ışık kaynağıyla polimerize edildi.

**Grup 3 (Rezin Modifiye Kalsiyum Silikat):** Şırınga içerisinde bulunan, pulpa kaplama materyali olarak kullanılan trikalsiyum silikat içerikli materyal **TheraCal LC®** (Bisco Inc, Schaumburg, IL, ABD) kavite tabanına ince bir tabaka halinde eşit ve homojen olarak yerleştirildi ve 20 sn halojen ışık kaynağıyla polimerize edildi.

**Grup 4 (Işıklı Sertleşen Kalsiyum Hidroksit):** Şırınga içerisindeki ışıkla sertleşen kalsiyum hidroksit **Ultra-Blend® plus** (Ultradent Products, Inc., South Jordan, Utah, ABD) kavite tabanına ince bir tabaka halinde yerleştirildi ve 20 sn halojen ışık kaynağıyla polimerize edildi.

**Grup 5 (Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman):** Toz ve likiti üretici firma talimatları doğrultusunda, belirtilen oranlarda karıştırılarak resin modifiye cam iyonomer siman **Vitrebond™** (3M ESPE, St.Paul MN,UK) kavite tabanına ince bir tabaka halinde yerleştirildi ve 20 sn halojen ışık kaynağıyla polimerize edildi.

Deney gruplarında, kaide materyali yerleştirildikten sonra tüm kavite yüzeylerine iki aşamalı kendinden pürüzlendirmeli adeziv sistem (Clearfil SE Bond, Kuraray, Noritake Dental, Tokyo, Japonya) üretici firma talimatları doğrultusunda uygulandı ve 10 sn ışık uygulanarak polimerize edildi.

Restoratif materyal olarak, A2 rengine Filtek Z250 (3M ESPE, St.Paul MN, USA) kompozit rezin kaide materyalinin üzerine 2 mm kalınlığında yerleştirilip 20 sn halojen ışık kaynağıyla polimerize edildi.

Dişlerin kök uçları bir kompozit rezin ile kapatıldı. (Filtek Z250). Böylece mikrosızıntı deneyi için uygulanacak boyanın foramen apikale ve yan kanallardan pulpa boşluğu içerisine girmesi engellendi.

### 3.2.1.3. Yaşlandırma ve Boya Penetrasyonu

Kontrol ve deney gruplarındaki dişlere, alüminyum oksit kaplı diskler (Sof-Lex, 3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) kullanılarak bitirme ve cila işlemleri uygulandı. Bu sürenin sonunda, tüm dişlere 5-55 °C’de ve her birinde 30 sn kalacak şekilde 5000 kere termosiklus uygulandı (Resim 5).

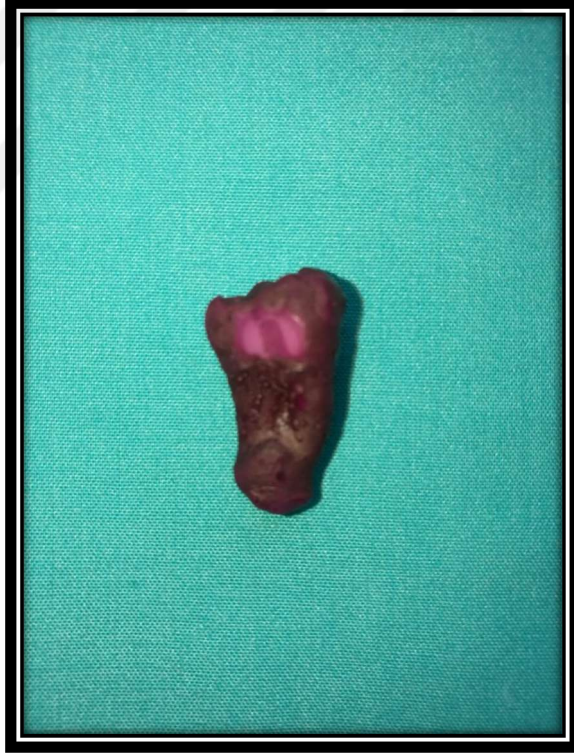


**Resim 5:** Termosiklus ünitesi

Restorasyon kenarları 1 mm açıktaki şekilde tüm diş yüzeyi iki kat tırnak cilasıyla boyandı (Resim 6). Cila kurduktan sonra tüm örnekler %0,5’lik bazik fuksin çözeltisi içerisinde 24 saat süresince 37°C’lik etüvde bekletildi (Resim 7, 8). Dişler akan suyun altında yıkanarak artık boya uzaklaştırıldı ve oda sıcaklığında kurutuldu.



**Resim 6:** Tırnak cilası uygulanan diş

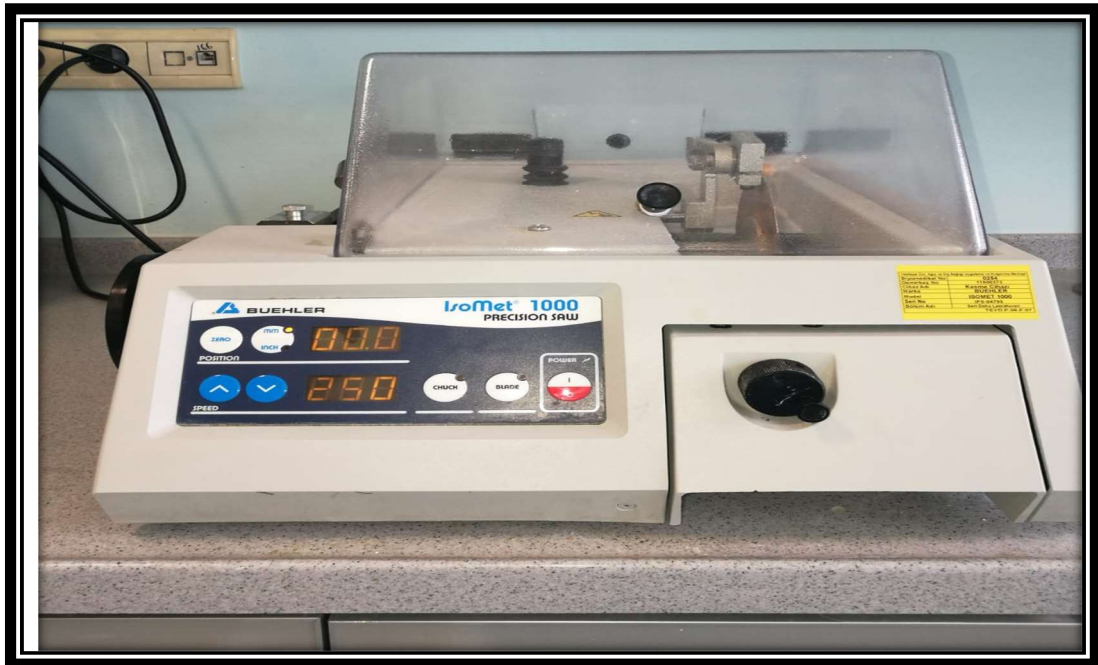


**Resim 7:** %0.5lik bazik fuksin uygulaması sonrası

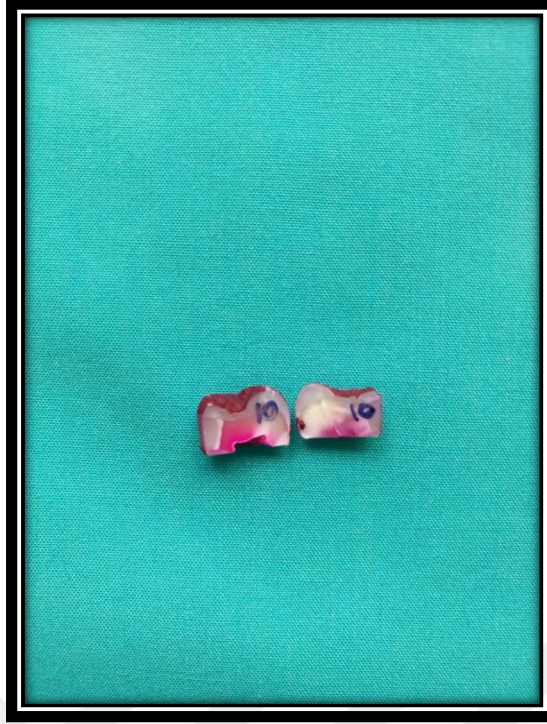


**Resim 8:** Örneklerin deney süresince saklandığı 37 °C'lik etüv (Mettmert, Germany)

Oluşan mikrosızıntının değerlendirilebilmesi için dişler kesit alma cihazı (Izomet Buehler, Ltd, Lake Bluff, II, ABD) ile köklerinden ayrıldı ve mesio-distal yönde kesildi (Resim 9, 10).



**Resim 9:** Hassas Kesme Cihazı (Izomet Buehler, Ltd, Lake Bluff, II, ABD)



**Resim 10:** Mesio-distal yönde kesilen dişler

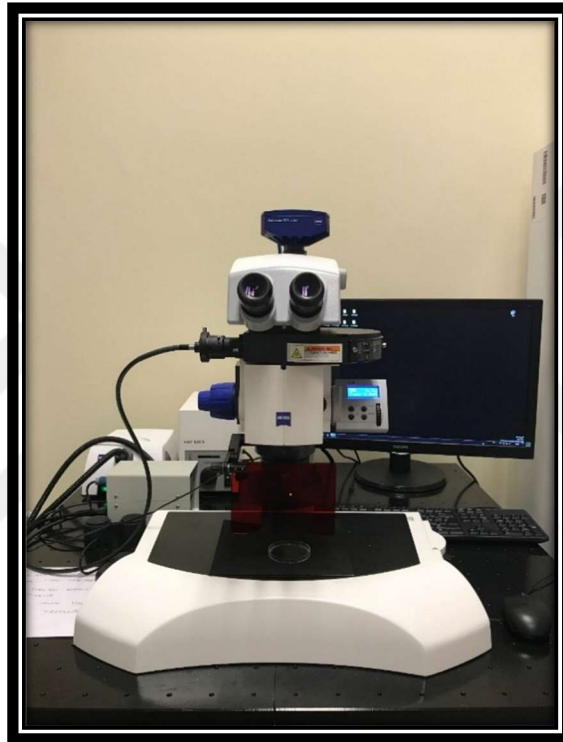


**Resim 11:** Mikrosızıntı deneyi sonrası örnek grupları

Dişler hassas kesme cihazı ile bukkal-lingual yönde restorasyonun ortasından geçecek şekilde kesildikten sonra, boya penetrasyon derecesi Yeditepe Üniversitesi Tıp Fakültesi Histoloji ABD’de stereomikroskop (Zeiss, Stereo Discovery.V12, İsviçre) ile okluzal ve gingival yüzeyler ayrı ayrı incelendi (Resim 12) ve boya penetrasyon derecesi 0-3 skorları arasında değerlendirildi (Tablo 3) (190).

**Tablo 3:** Boya penetrasyon skorları ve dişteki boya penetrasyon dereceleri

Skor	Dişte boya penetrasyon derecesi
Skor 0	Hiç boya penetrasyonu yok
Skor 1	Boya penetrasyonu gingival basamağın ½'sine kadar yayılmış durumda
Skor 2	Boya penetrasyonu gingival basamağın hepsini kapsıyor
Skor 3	Boya penetrasyonu aksiyel duvarın ½'sine kadar yayılmış durumda



**Resim 12:** Çalışmada kullanılan Stereomikroskop (Zeiss, Stereo Discovery.V12, İsviçre)

### 3.3. Makaslama Bağlanma Dayanım Testi

Bu in vitro deneyin örneklerinin hazırlanması ve makaslama bağlanma dayanımı ölçümleri Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Sert Doku Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi. Kopma yüzey analizleri Yeditepe Üniversitesi Tıp Fakültesi Histoloji ABD'de stereomikroskop altında x40 büyütmede (TM 505, Mitutoyo, Tokyo, Japonya) değerlendirildi. Kaide materyali-diş ara yüzeyinin taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile morfolojik incelenmesi Yeditepe Üniversitesi Genetik ve Biyomühendislik ABD'de gerçekleştirildi.

### 3.3.1. Diş Yüzeylerinin Hazırlanması

Dişlerin kökleri düşük devirli hassas kesme cihazında (Isomet, Buehler Ltd., Lake Bluff, Illinois, ABD) kesildikten sonra, düz dentin yüzeylerini açığa çıkarmak ve dişlerin yüzeyinden daha fazla yararlanmak amacıyla mesio-distal yönde yeniden kesim yapıldı (Resim 13). Bakır kalıpların (3cmx2cm) içerisindeki kimyasal olarak sertleşen otopolimerizan protez tamir akriliğine (Pan Acryl, Arma Dental, İstanbul, Türkiye) dentin yüzeyleri açıkta kalacak şekilde gömüldü (Resim 14). Son olarak tüm diş yüzeyleri homojen bir smear tabakası elde etmek amacı ile sırasıyla ince grenli 600, 800 ve 1200 gridlik SiC zımpara kağıdı ile su soğutması altında 60 sn aşındırıldı (Resim 15). Daha sonra örnekler dört deney ve bir kontrol grubu olmak üzere 5 gruba ayrıldı (n=20).



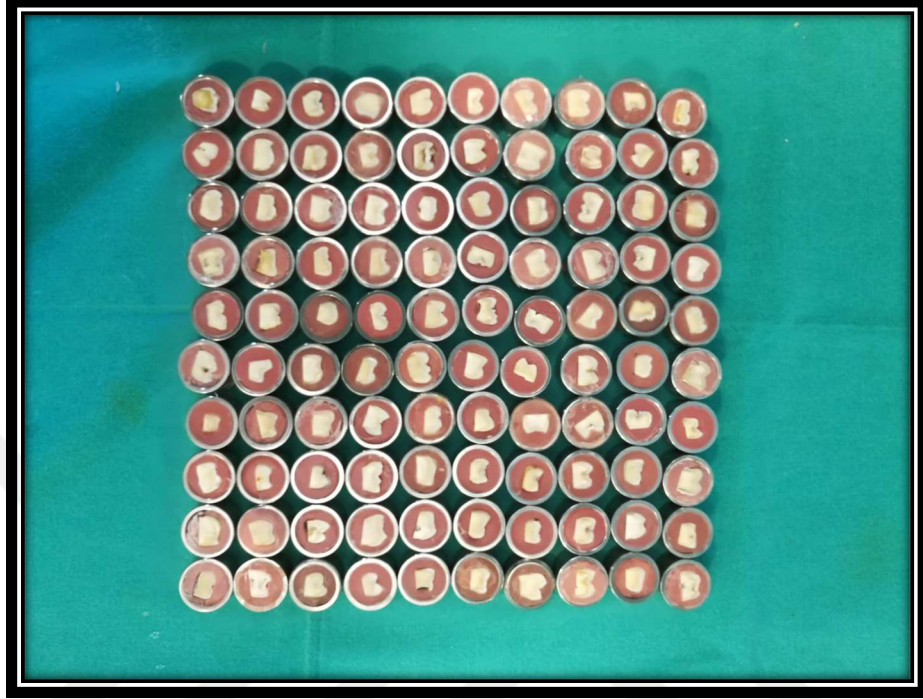
Resim 13: Örneklerin köklerinden ayrılması

### 3.3.2. Örneklerin hazırlanması

**Grup 1 (Kontrol grubu):** Bu gruptaki dişlere herhangi bir kaide materyali yerleştirilmedi. Self-etch adeziv sistem (Clearfil SE Bond, Kuraray Medical INC., Osaka, Japonya) üretici firmanın talimatları doğrultusunda dentin yüzeyine uygulanarak, 4mm çapında 5mm yüksekliğinde hazırlanan polietilen kalıplar kullanılarak kompozit rezin



(Filtek Z250, 3M ESPE, St. Paul MN, USA) tabakalar halinde yerleştirildi (Resim 16). Her tabaka 20 sn halojen ışık cihazı Optilux 501 (Kerr, Sybron Dental Facilities, Japan) ile polimerize edildi.



**Resim 14:** Dentin yüzeyi açıkta olacak şekilde akriliğe gömülü örnekler



**Resim 15:** Deneyde kullanılan su zımparası cihazı  
(Phoenix Beta Grinder Polisher, Buehler)



**Resim 16:** Kompozit rezin uygulaması için kullanılan Polietilen kalıp



**Resim 17:** Kaide materyali uygulanırken kullanılan 1,5 mm çaplı teflon kalıplar

**Grup 2 (Işıklı Sertleşen Cam İyonomer Siman):** Şırınga içerisinde bulunan, ışıkla sertleşen, cam iyonomer esaslı kaide materyali (Ionoseal, Voco, Cuxhaven, Almanya) özel olarak hazırlanan 1.5 mm çapındaki teflon kalıp yardımıyla ince bir tabaka halinde dentin yüzeyine homojen olarak yerleştirildi ve 20 sn halojen ışık kaynağıyla polimerize edildi (Resim 17, 18).



**Resim 18:** İonoseal grubuna ait örnekler

**Grup 3 (Rezine Modifiye Kalsiyum Silikat):** Şırınga içerisinde bulunan, pulpa kaplama materyali olarak kullanılan kalsiyum silikat içerikli materyal (Theracal LC, Bisco Inc, Schaumburg, IL, ABD) özel olarak hazırlanan 1.5 mm çapındaki teflon kalıp yardımıyla ince bir tabaka halinde dentin yüzeyine homojen olarak yerleştirildi ve 20 sn halojen ışık kaynağı ile polimerize edildi (Resim 19).



**Resim 19:** TheraCal LC grubuna ait örnekler

**Grup 4 (Işıklı Sertleşen Kalsiyum Hidroksit):** Şırınga içerisindeki pulpa kaplama materyali (Ultra-Blend Plus, Ultradent Products, Inc., South Jordan, Utah, ABD) özel olarak hazırlanan 1.5 mm çapındaki teflon kalıp yardımıyla ince bir tabaka halinde dentin yüzeyine homojen olarak yerleştirildi ve 20 sn halojen ışık kaynağıyla polimerize edildi (Resim 20).



**Resim 20:** Ultra-Blend plus grubuna ait örnekler

**Grup 5 (Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman):** Toz ve likit olarak bulunan, ışıkla sertleşen, rezin modifiye cam iyonomer esaslı kaide materyali (Vitrebond Plus, 3M ESPE, St.Paul MN, UK) 1.5 mm çapındaki teflon kalıp yardımıyla ince bir tabaka halinde dentin yüzeyine homojen olarak yerleştirildi ve 20 sn halojen ışık kaynağıyla polimerize edildi (Resim 21).



**Resim 21:** Vitrebond grubuna ait örnekler

Üretici firmaların talimatları doğrultusunda yerleştirilen kaide materyalleri sonrasında dentin yüzeyine self-etch adeziv sistemin primeri mikro fırça ile 20 sn uygulandı ve hava ile 5 sn kurutuldu. Daha sonra mikro fırça ile bonding uygulanarak 3 sn hava ile inceltildi. Ardından halojen ışık kaynağıyla 10 sn polimerize edildi. 4 mm çapında ve 5 mm yüksekliğinde hazırlanan polietilen kalıplar kullanılarak, kaide materyalleri tam ortada kalacak şekilde kompozit rezin tabakalar halinde yerleştirildi. Her tabaka 20 sn halojen ışık kaynağıyla polimerize edildi (Resim 22).



**Resim 22:** Restorasyonları tamamlanan örnekler

### **3.3.3. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testinin Uygulanması**

Hazırlanan örneklere yaşlandırmak amacıyla her banyoda 30 sn kalacak şekilde 5-55 °C’de 5000 kez termosiklus (Salubris Technica, Türkiye) uygulandı.

Örnekler Instron Universal Test Makinesi’ne yerleştirilerek kırma aparatı kompozit rezin ile dentin ara yüzüne denk gelecek şekilde ayarlandı (Resim 23). Makaslama kuvveti 1 mm/dk kafa hızıyla uygulandı. Bağlantı kopma noktası en yüksek bağlanma değeri olarak belirlendi. Elde edilen veriler MPa olarak hesaplandı.

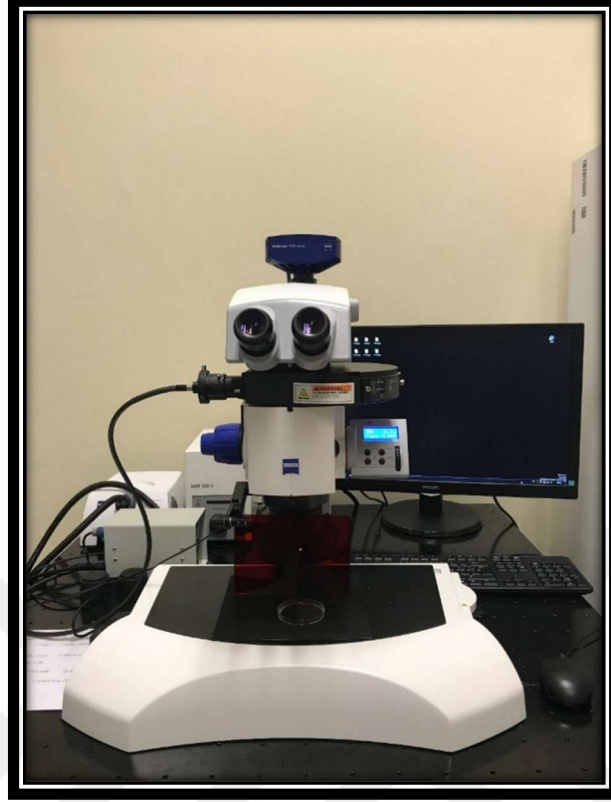


**Resim 23:** Universal test makinasına yerleştirilen örnek

#### **3.3.4. Kopma Tipinin Değerlendirilmesi**

Makaslama bağlanma testi uygulanan her bir örneğin kopma yüzeyleri stereomikroskop (Discovery V.8, Zeiss, Jena, Germany) altında görüntüledi (Resim 24). Görüntüler mikroskop kamera sistemiyle (AxioCam ERc 5s, Zeiss, Jena, Germany) bilgisayar ortamına aktarılarak analiz edildi.

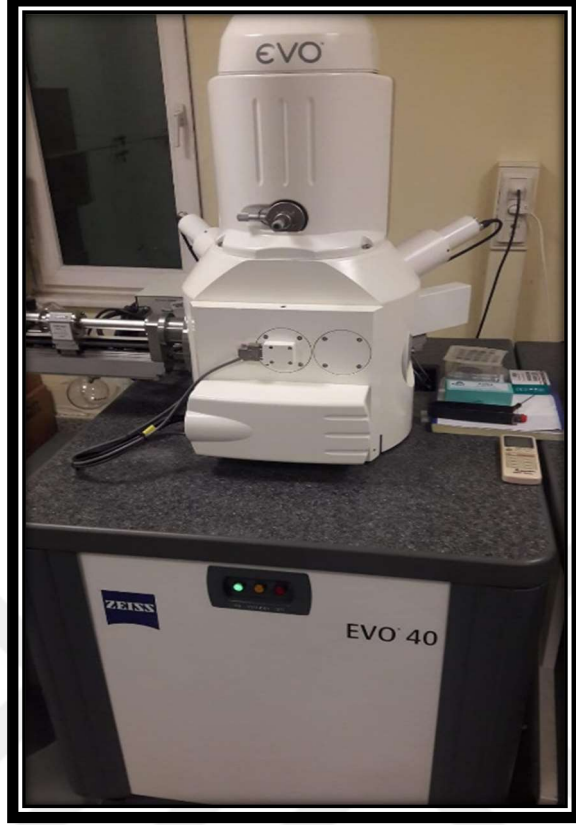
1. Restoratif materyalin %20'sinden daha azı dentin yüzeyinde kalmışsa adeziv başarısızlık
2. Restoratif materyalin %80'inden fazlası dentin yüzeyinde kalmışsa koheziv başarısızlık
3. Dentin yüzeyinde koheziv başarısızlıktan daha az ama adeziv başarısızlıktan daha fazla restoratif materyal kalmışsa miks (adeziv+koheziv) başarısızlık (191).



**Resim 24:** Çalışmada kullanılan Stereomikroskop

### **3.3.5. Taramalı Elektron Mikroskopu (SEM) Analizi**

Makaslama bağlanma dayanımı testinde, kopan örneklerin kopma yüzeylerinde meydana gelen morfolojik değişiklikleri araştırmak amacı ile her gruptan 3'er adet örnek Taramalı Elektron Mikroskopunda (EVO 40, Carl ZEISS, Germany) cihazına aktarılarak incelendi (Resim 25). Bunun için örnekler çift taraflı karbon kağıdı ile numune tutucuya yapıştırıldı. İletkenliği sağlamak için örneklerin yüzeyleri sputter coater cihazı kullanılarak altın film (90-135°A) ile kaplandı (Resim 26). SEM incelemeleri X500 ile 1000 büyütmede gerçekleştirildi.

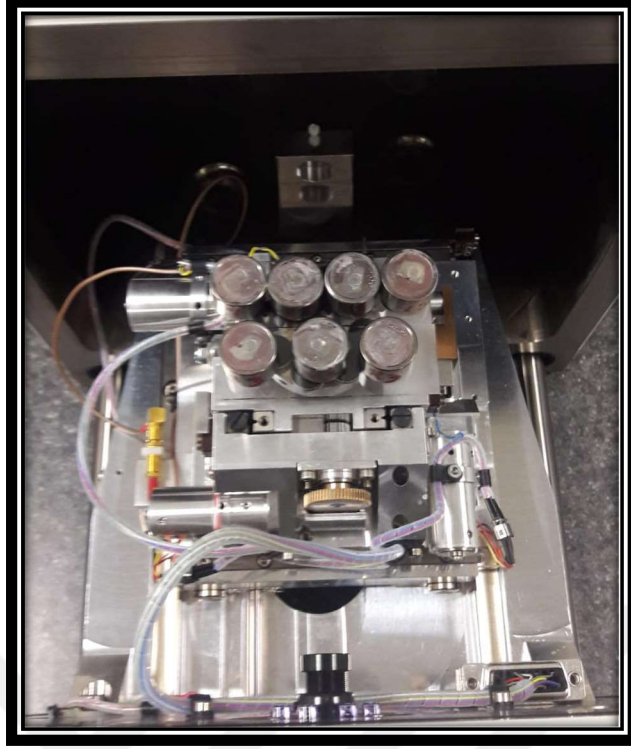


**Resim 25:** Çalışmada kullanılan SEM cihazı



**Resim 26:** Altın film ile kaplanan örnekler





**Resim 27:** SEM cihazına yerleştirilen örnekler

### **3.4. İstatistiksel Değerlendirme**

Bu çalışmada istatistiksel analizler NCSS (Number Cruncher Statistical System) 2007 Statistical Software (Utah, USA) paket programı ile yapılmıştır.

Verilerin değerlendirilmesinde tanımlayıcı istatistiksel yöntemlerin (ortalama, standart sapma, median, interquartil range) yanı sıra normal dağılım gösteren değişkenlerin gruplar arası karşılaştırmalarında tek yönlü varyans analizi, alt grup karşılaştırmalarında Tukey çoklu karşılaştırma testi, nitel verilerin karşılaştırmalarında ki-kare testi kullanılmıştır. Sonuçlar, anlamlılık  $p < 0,05$  düzeyinde değerlendirilmiştir.

## 4. BULGULAR

### 4.1. Mikrosızıntı Deneyine Ait Bulgular ve Stereomikroskop görüntüleri

Mikrosızıntı testi sonrası stereomikroskop ile kesitlerin incelenmesi sonucu, kompozit rezin ile restore edilen tüm kavitetlerin okluzaldeki ve gingivaldeki kenarlarının mikrosızıntı skorlarının dağılımı Tablo 4'te gösterilmiştir. Buna göre, okluzalde 0 skoru alan örnek sayısının en fazla olduğu grup Kontrol grubu iken, ikinci sırada Vitrebond grubu bulunmaktadır. Okluzal bölgedeki skorlamada 0 skoru alan örnek sayısının en az olduğu gruplar ise Ionoseal, Theracal LC ve Ultra-Blend Plus olarak belirlendi (Tablo 4). Resim 33'de Ionoseal grubuna ait okluzal bölgede 1, gingival bölgede 2 skoru görülmektedir. Resim 37'de ise okluzal bölgede 1, gingival bölgede 3 skoru görülmektedir. Theracal LC grubuna ait okluzal bölgede 1, gingival bölgede 3 skoru Resim 38'de görülmektedir. Resim 39'da ise okluzal ve gingival bölgede 3 skoru alan Theracal LC grubuna ait örnek görülmektedir. Ultra-Blend plus grubuna ait okluzal bölgede 0, gingival bölgede 1 skoru alan örnek Resim 42'de görülmektedir.

Okluzal bölgede en fazla 3 skoru alan gruplar ise aynı yüzde oranıyla Ultra-Blend Plus ve Ionoseal grupları olarak belirlendi. Ionosel grubuna ait okluzal ve gingival bölgede 3 skoru alan örnekler Resim 34, Resim 35 ve Resim 36'da görülmektedir. Resim 43'de Ultra-Blend plus grubuna ait okluzal bölgede 3, gingival bölgede 1 skoru alan örnek görülmektedir.

Gingival bölgedeki mikrosızıntı skorları incelendiğinde en fazla 0 skoru alan grup Vitrebond grubu olarak belirlendi. Vitrebond grubuna ait Resim 51'de okluzal bölgede 0, gingival bölgede 0 skoru görülmektedir. Resim 47 ise okluzal bölgede 0, gingival bölgede 1 skoru alan Vitrebond grubuna ait örnek görülmektedir. Gingival bölgede 3 skoru alan örnek sayısının en fazla olduğu grup Ionoseal, en az olduğu grup ise Vitrebond grubu olarak görüldü (Tablo 4). Resim 50x'de Vitrebond grubuna ait okluzal bölgede 2, gingival bölgede 1 skoru görülmektedir.

Kontrol grubuna ait okluzal ve gingival kenarın mikrosızıntı skorları incelendiğinde; gingival kenardaki skor 3 yüzdesi okluzal kenardan daha fazla olarak belirlendi. Kontrol grubuna ait Gingival bölgede ve okluzal bölgede 3 skoru alan örnek Resim 28' de görülmektedir. Ayrıca Resim 29'da okluzal bölgede 3, gingival bölgede 1

skoru görülmektedir. Resim 30'da ise okluzal bölgede 2, gingival bölgede 3 skoru görülmektedir. Okluzal bölgede 1, gingival bölgede 3 skoru ise Resim 31'de görülmektedir. Resim 32'de ise okluzal bölgede 2, gingival bölgede 0 skoru görülmektedir.

Vitrebond grubunda ise okluzal bölgedeki skor 3 yüzdesi gingival bölgeden daha yüksek bulundu. Resim 48, 49 ve 52'de Vitrebond grubuna ait okluzal bölgede 3, gingival bölgede 3 skoru görülmektedir. Theracal LC grubunda gingival bölgede skor 0 alan örnek sayısı okluzal bölgeden daha fazla olarak belirlendi. Theracal LC grubuna ait okluzal bölgede 0, gingival bölgede 0 skoru alan örnek Resim 40'da görülmektedir. Resim 41'de Theracal LC grubuna ait okluzal bölgede 0, gingival bölgede 3 skoru görülmektedir. Ionoseal grubu için yapılan skorlamada hem okluzal hem gingival bölgede en çok skor 3 yer aldı. Ultra-Blend Plus grubunda ise okluzal ve gingival bölgede skor 0 ve skor 1 alan örnek sayısı eşit bulundu. Resim 44'de Ultra-Blend plus grubuna ait okluzal bölgede 0, gingival bölgede 2 skoru görülmektedir. Resim 45'de ise Ultra-Blend plus grubuna ait okluzal bölgede 1, gingival bölgede 3 skoru görülmektedir. Ultra-Blend plus grubuna ait Resim 46'da ise okluzal bölgede 2, gingival bölgede 0 skoru görülmektedir.

**Tablo 4:** Çalışmada incelenen deney ve kontrol gruplarından elde edilen skorların istatistiksel değerlendirme sonuçları

		Kontrol Grubu		Ionoseal Grubu		Theracal-LC Grubu		Ultra-Blend Plus Grubu		Vitrebond Grubu		p
Mikrosızınıtı Gingival	Skor 0	1	10,00%	0	0,00%	2	20,00%	0	0,00%	4	40,00%	0,078
	Skor 1	2	20,00%	0	0,00%	2	20,00%	2	20,00%	1	10,00%	
	Skor 2	2	20,00%	1	10,00%	1	10,00%	2	20,00%	3	30,00%	
	Skor 3	5	50,00%	9	90,00%	5	50,00%	6	60,00%	2	20,00%	
Mikrosızınıtı Okluzal	Skor 0	2	20,00%	0	0,00%	0	0,00%	0	0,00%	1	10,00%	0,260
	Skor 1	4	40,00%	1	10,00%	3	30,00%	2	20,00%	2	20,00%	
	Skor 2	1	10,00%	1	10,00%	1	10,00%	0	0,00%	2	20,00%	
	Skor 3	3	30,00%	8	80,00%	6	60,00%	8	80,00%	5	50,00%	
p		0,119		0,999		0,226		0,153		0,187		

Ki Kare testi

Kontrol ve deney gruplarının gingivalde izlenen mikrosızıntı skor dağılımları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmedi ( $p=0,078$ ).

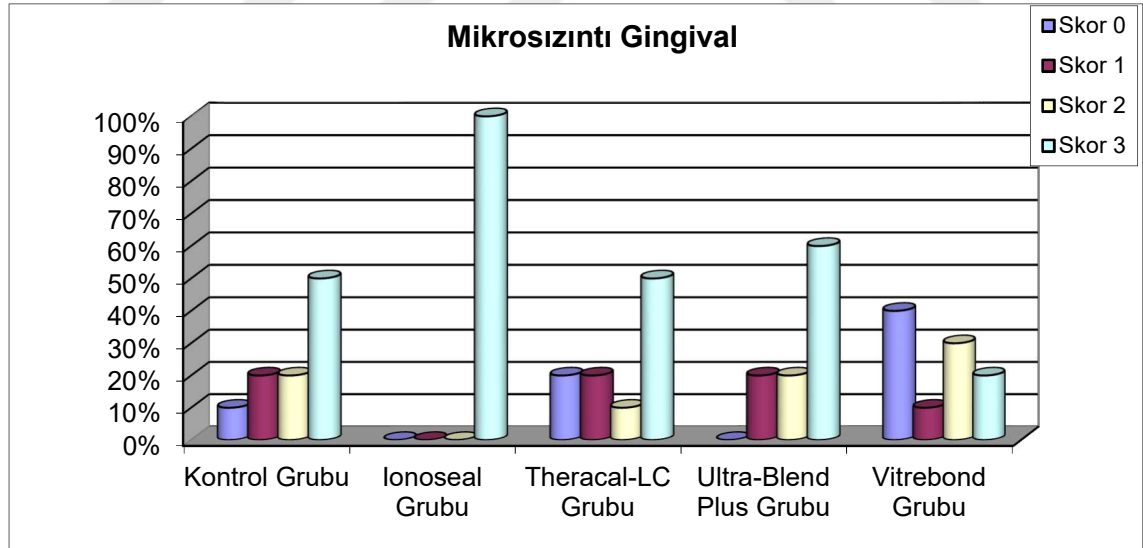
Kontrol ve deney gruplarının okluzalde izlenen mikrosızıntı skor dağılımları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmedi ( $p=0,260$ ).

Ionoseal grubunda gingivalde ve okluzalde izlenen mikrosızıntı skor dağılımları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmedi ( $p=0,999$ ).

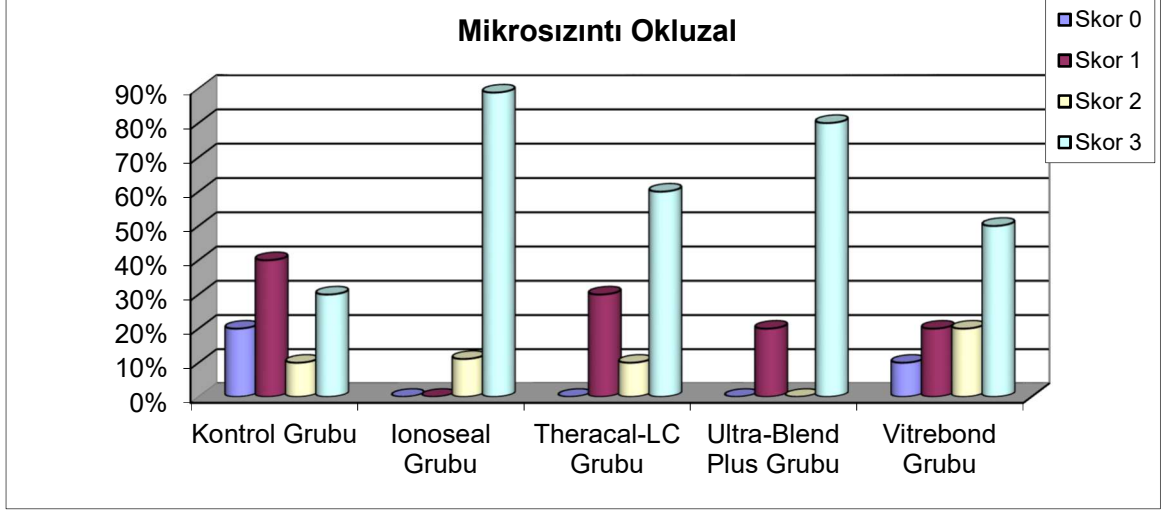
Theracal-LC grubunda gingivalde ve okluzalde izlenen mikrosızıntı skor dağılımları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmedi ( $p=0,226$ ).

Ultra-Blend Plus grubunda gingivalde ve okluzalde izlenen mikrosızıntı skor dağılımları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmedi ( $p=0,153$ ).

Vitrebond grubunda gingivalde ve okluzalde izlenen mikrosızıntı skor dağılımları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmedi ( $p=0,187$ ).



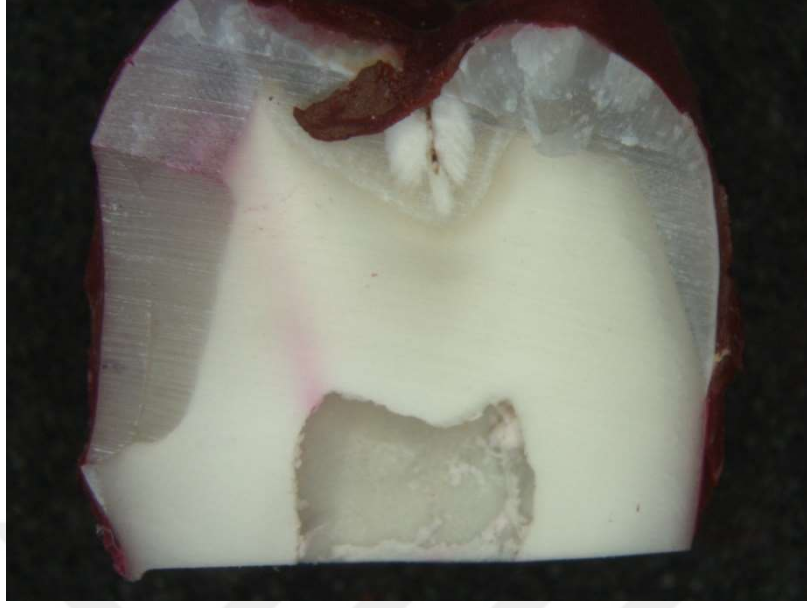
**Grafik 1:** Kontrol ve deney gruplarının gingival bölgeye ait mikrosızıntı skorlarının dağılımı



**Grafik 2:** Kontrol ve deney gruplarının okluzal bölgeye ait mikrosızıntı skorlarının dağılımı



**Resim 28:** Kontrol grubuna ait okluzal bölgede 3, gingival bölgede 3 skoru



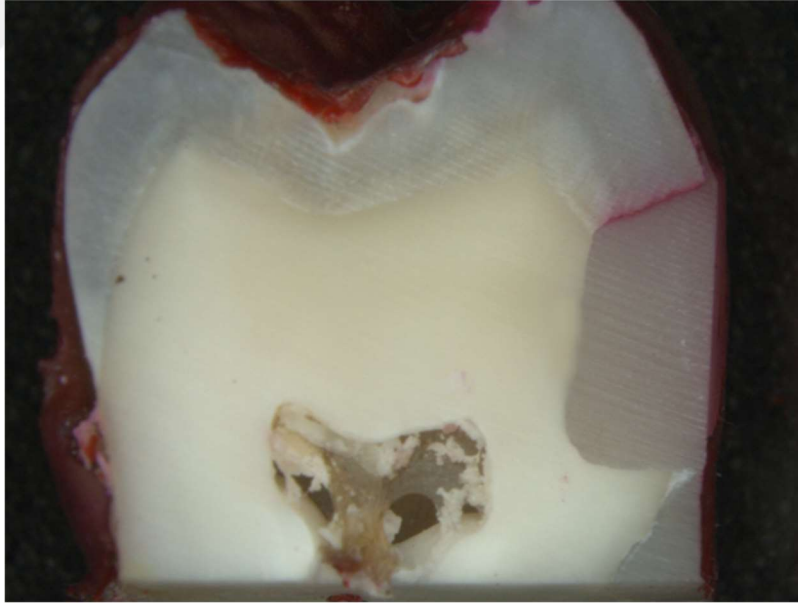
**Resim 29:** Kontrol grubuna ait okluzal bölgede 3, gingival bölgede 1 skoru



**Resim 30:** Kontrol grubuna ait okluzal bölgede 2, gingival bölgede 3 skoru



**Resim 31:** Kontrol grubuna ait okluzal bölgede 1, gingival bölgede 3 skoru



**Resim 32:** Kontrol grubuna ait okluzal bölgede 2, gingival bölgede 0 skoru





**Resim 33:** Ionoseal grubuna ait okluzal bölgede 1, gingival bölgede 2 skoru



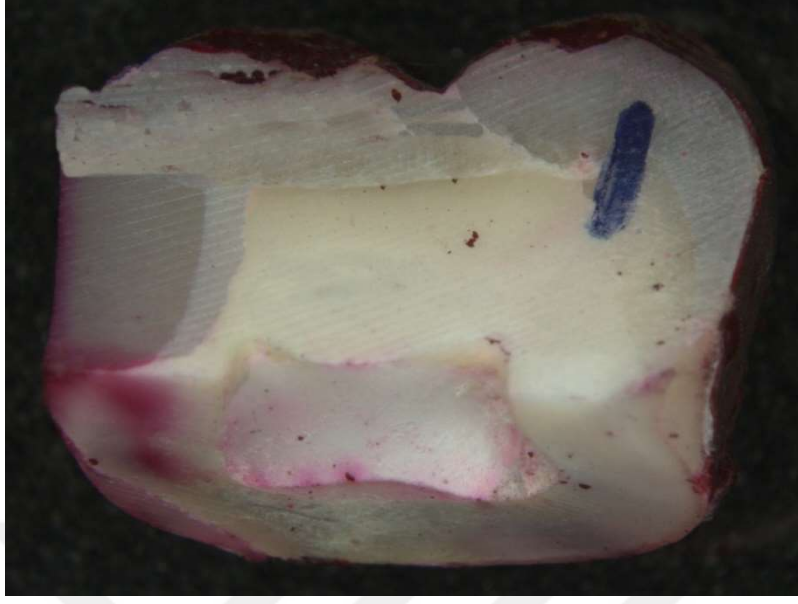
**Resim 34:** Ionoseal grubuna ait okluzal bölgede 3, gingival bölgede 3 skoru



**Resim 35:** Ionoseal grubuna ait okluzal bölgede 3, gingival bölgede 3 skoru



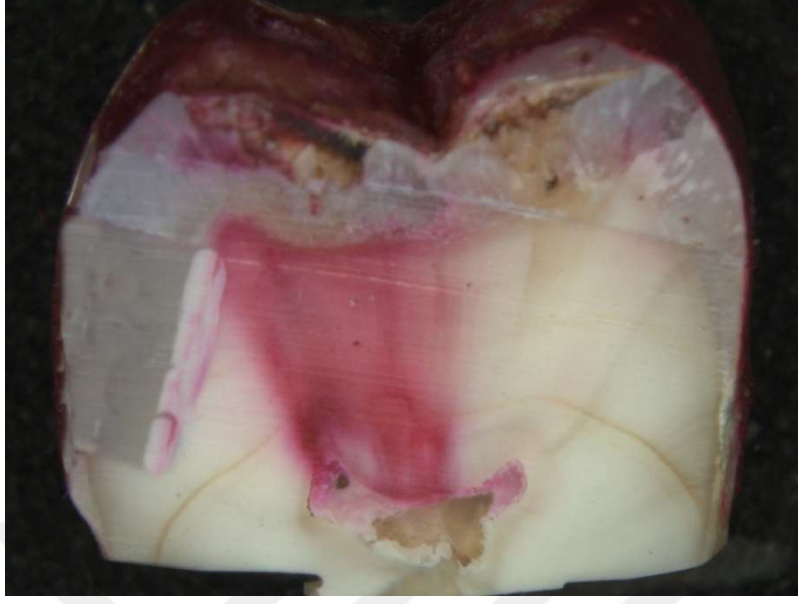
**Resim 36:** Ionoseal grubuna ait okluzal bölgede 3, gingival bölgede 3 skoru



**Resim 37:** Ionoseal grubuna ait okluzal bölgede 1, gingival bölgede 3 skoru



**Resim 38:** TheraCal LC grubuna ait okluzal bölgede 1, gingival bölgede 3 skoru



**Resim 39:** TheraCal LC grubuna ait okluzal bölgede 3, gingival bölgede 3 skoru



**Resim 40:** TheraCal LC grubuna ait okluzal bölgede 0, gingival bölgede 0 skoru



**Resim 41:** TheraCal LC grubuna ait okluzal bölgede 0, gingival bölgede 3 skoru



**Resim 42:** Ultra-Blend plus grubuna ait okluzal bölgede 0, gingival bölgede 1 skoru



**Resim 43:** Ultra-Blend plus grubuna ait okluzal bölgede 3, gingival bölgede 1 skoru



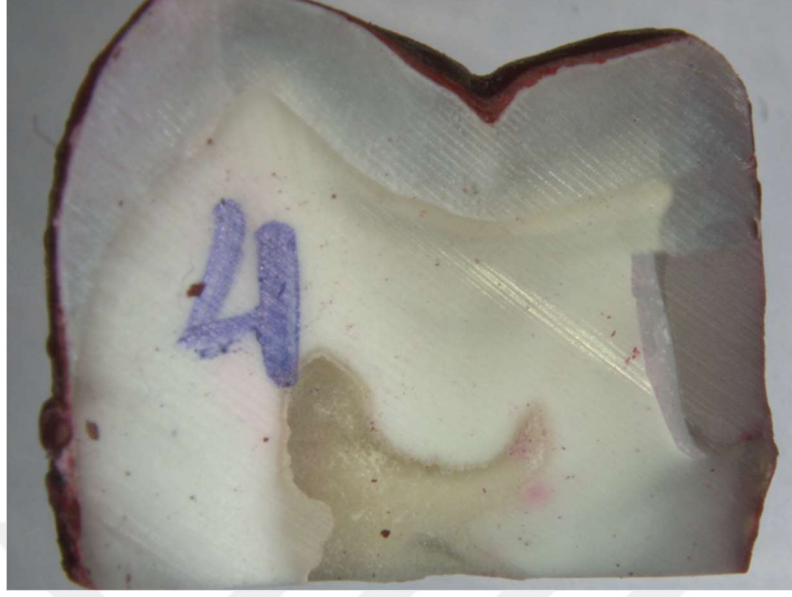
**Resim 44:** Ultra-Blend plus grubuna ait okluzal bölgede 0, gingival bölgede 2 skoru



**Resim 45:** Ultra-Blend plus grubuna ait okluzal bölgede 1, gingival bölgede 3 skoru



**Resim 46:** Ultra-Blend plus grubuna ait okluzal bölgede 2, gingival bölgede 0 skoru

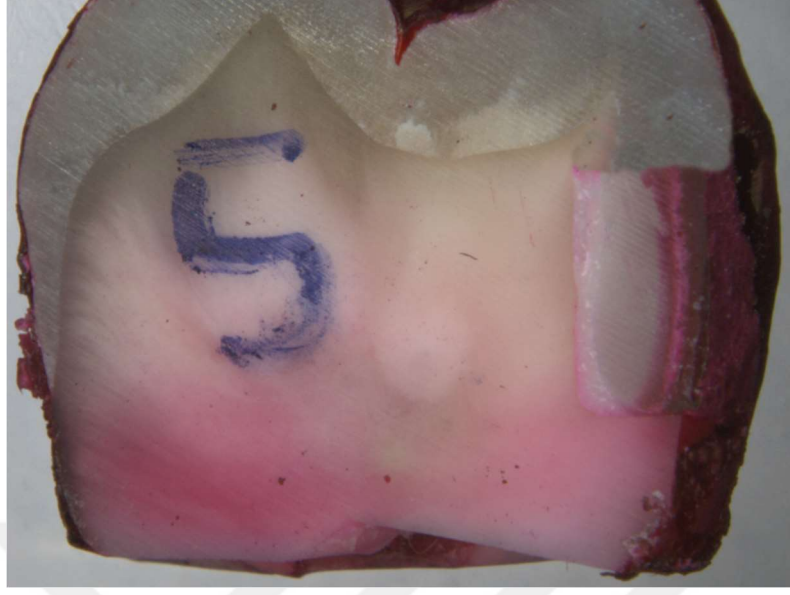


**Resim 47:** Vitrebond grubuna ait okluzal bölgede 0, gingival bölgede 1 skoru

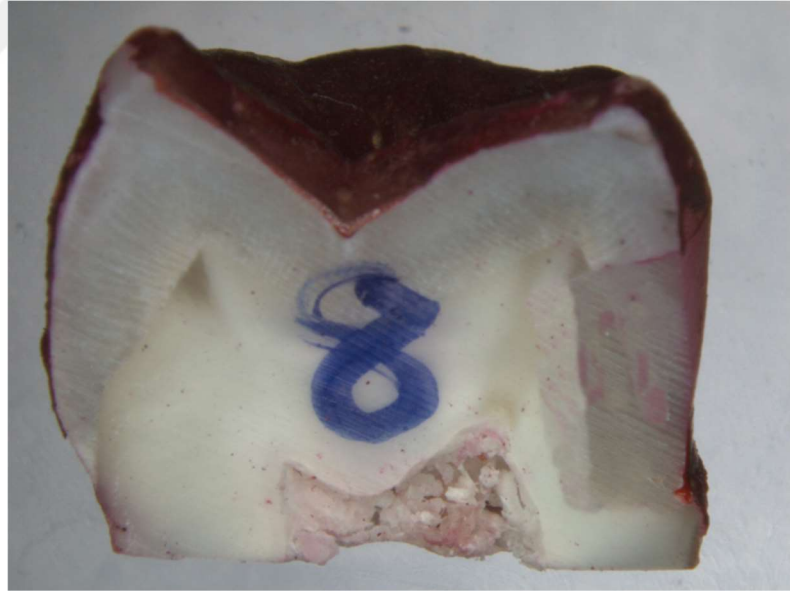


**Resim 48:** Vitrebond grubuna ait okluzal bölgede 3, gingival bölgede 3 skoru





**Resim 49:** Vitrebond grubuna ait okluzal bölgede 3, gingival bölgede 3 skoru



**Resim 50:** Vitrebond grubuna ait okluzal bölgede 2, gingival bölgede 1 skoru



**Resim 51:** Vitrebond grubuna ait okluzal bölgede 0, gingival bölgede 0 skoru



**Resim 52:** Vitrebond grubuna ait okluzal bölgede 3, gingival bölgede 3 skoru

#### 4.2. Makaslama Bağlanma Dayanımı (MBD) Testine Ait Bulgular

Kontrol ve deney gruplarında elde edilen makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin ortalama ve standart sapmaları ile bu değerlerin tek yönlü varyans analizi (Anova) ile karşılaştırılması Tablo 5 ve Tablo 6’da görölmektedir. Buna göre, en yüksek bağlanma dayanımı kontrol grubunu takiben Vitrebond materyal grubunda görölrken, en düşük bağlanma dayanımı TheraCal LC materyal grubunda elde edildi (Grafik 3).

Ultra-Blend Plus ve Ionoseal grubunun makaslama bağlanma dayanımı değerleri birbirine çok yakın değerler olarak belirlendi ve bu iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı.

Daha sonra diş yüzeyi ve kompozit rezin blok arasında meydana gelen kopma tipleri stereomikroskopta incelenmiştir. Son olarak rezin-dentin ara yüzeyi SEM’de morfolojik olarak göröntüldü.

**Tablo 5:** Gruplara ait ortalama makaslama bağlanma dayanımı ve standart sapma değerleri (MPa)

	N	MBD (ort ± ss)
Kontrol Grubu	20	8,93±1,5
Ionoseal Grubu	20	4,61±0,65
Theracal-LC Grubu	20	2,25±0,42
Ultra-Blend Plus Grubu	20	4,92±0,91
Vitrebond Grubu	20	7,84±1,14
p		<b>0,0001*</b>

**Tablo 6:** Gruplara ait ortalama makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin ikili olarak karşılaştırılması

<b>Tukey Çoklu Karşılaştırma Testi</b>	<b>p</b>
Kontrol Grubu / Ionoseal Grubu	<b>0,0001*</b>
Kontrol Grubu / Theracal-LC Grubu	<b>0,0001*</b>
Kontrol Grubu / Ultra-Blend Plus Grubu	<b>0,0001*</b>
Kontrol Grubu / Vitrebond Grubu	0,007
Ionoseal Grubu / Theracal-LC Grubu	<b>0,0001*</b>
Ionoseal Grubu / Ultra-Blend Plus Grubu	0,866
Ionoseal Grubu / Vitrebond Grubu	<b>0,0001*</b>
Theracal-LC Grubu / Ultra-Blend Plus Grubu	<b>0,0001*</b>
Theracal-LC Grubu / Vitrebond Grubu	<b>0,0001*</b>
Ultra-Blend Plus Grubu / Vitrebond Grubu	<b>0,0001*</b>

**Tukey Çoklu Karşılaştırma Testi (\*p<0,05)**

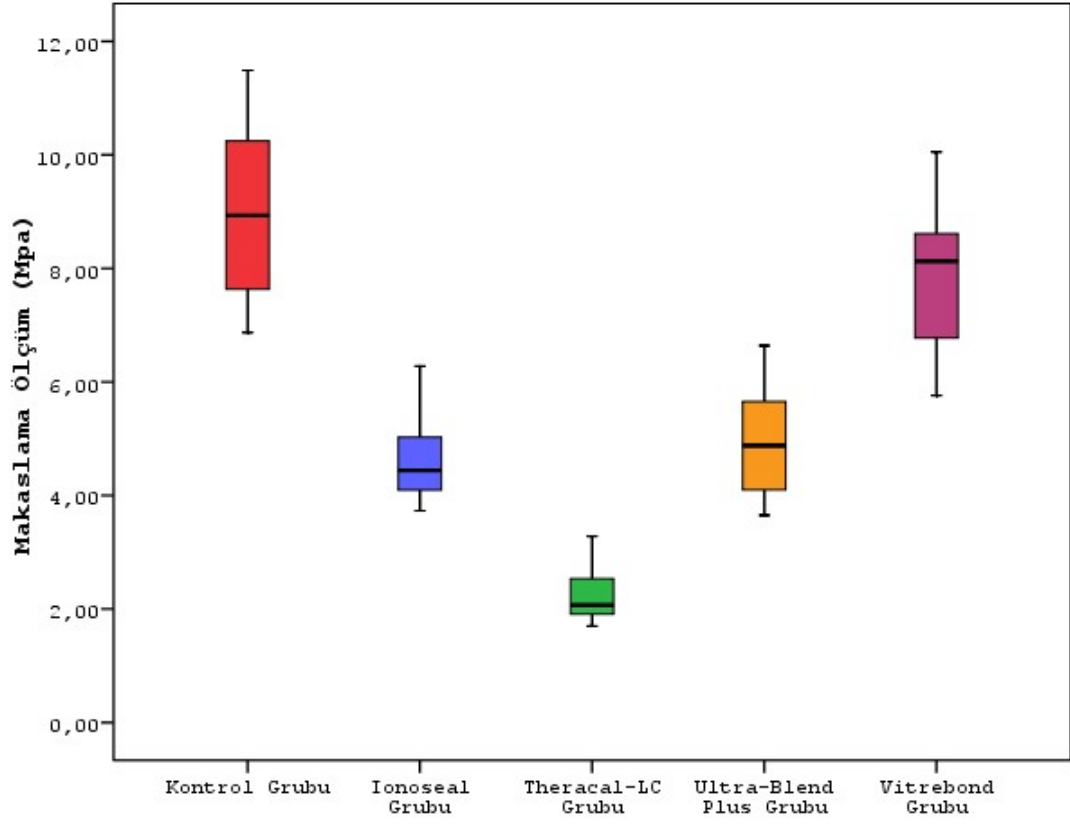
Kontrol ve deney gruplarının MBD değerleri ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlemlendi (p=0,0001).

Kontrol grubunun MBD değerleri ortalamaları Ionoseal, Theracal-LC, Ultra-Blend Plus ve Vitrebond gruplarının ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu (p=0,007, p=0,0001).

Vitrebond grubunun MBD değerleri ortalamaları Ionoseal, Theracal-LC ve Ultra-Blend Plus gruplarının ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu (p=0,0001).

Theracal-LC grubunun MBD değerleri ortalamaları Ionoseal ve Ultra-Blend Plus gruplarının ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu (p=0,0001).

Ionoseal ve Ultra-Blend Plus gruplarının MBD değerleri ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmedi (p=0,866).



**Grafik 3:** Gruplara ait maksaslama bağlanma dayanımı değerlerinin dağılımı

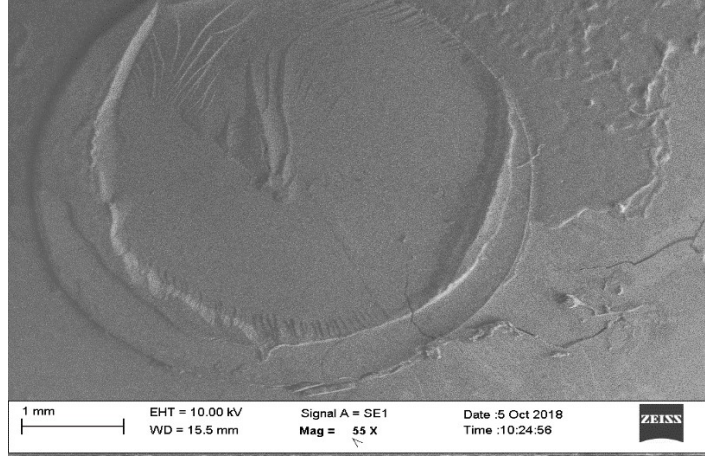
#### 4.2.1. Kopma Tipi Analizi ve SEM Bulguları

MBD testinde kırılma yüzeyinde oluşan kopma tipleri ve dağılımları Tablo 7’de sunulmaktadır. Örneklerin tümünde en çok miks tipte kopma görüldü.

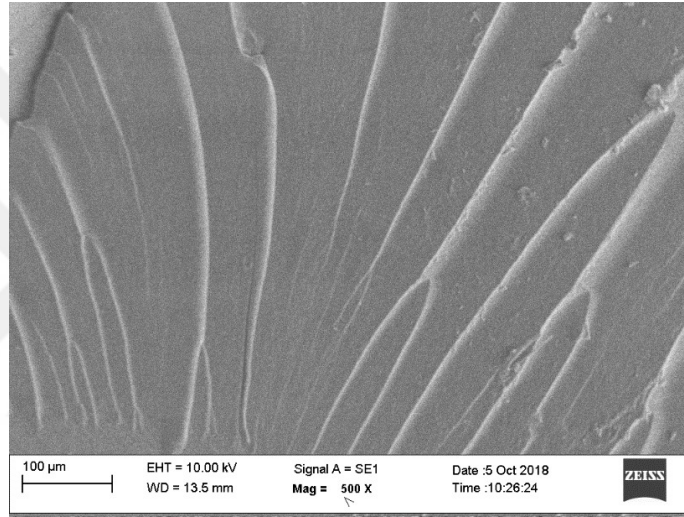
**Tablo 7: Kopma tiplerinin yüzde olarak dağılımı**

Grup	n	Kopma Tipi %
Kontrol	20	%100 Miks
Ionoseal	20	%100 Miks
Theracal LC	20	%100 Miks
UltraBlend-Plus	20	%20 Adeziv %20 Koheziv %60 Miks
Vitrebond	20	%30 Koheziv %70 Miks

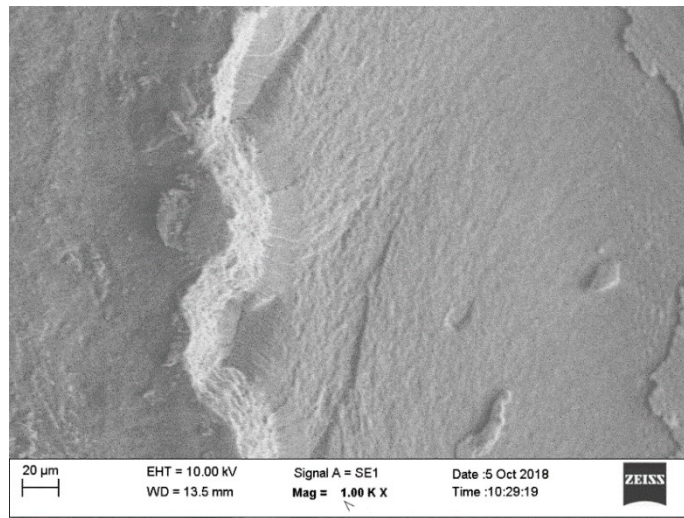
Kontrol grubuna ait miks tipte kopma örneğinin Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ile 55x büyültmede elde edilen görüntüsü Resim 53 de görülmektedir. Bu görüntüde kompozit rezinin dentin yüzeyinde C harfi şeklinde görüldüğü, ancak bazı bölgelerde dentin yüzeyinden tamamen koptuğu izlendi. Aynı örneğe ait 500x ve 1000x büyültmedeki SEM görüntüleri de Resim 54 ve Resim 55 de gösterilmiştir. Kontrol grubuna ait bir başka miks tipte kopma örneğinin Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ile 55x büyültmede elde edilen görüntüsü Resim 56 da görülmektedir. Bu görüntüde kompozit rezinin dentin yüzeyinde yer yer izlendiği, bazı bölgelerde tamamen dentin yüzeyinden ayrıldığı görülmektedir. Aynı örneğe ait 500x ve 1000x büyültmedeki SEM görüntüleri de Resim 57 ve Resim 58 de gösterilmiştir. Resim 57 de kompozit rezinin koptuğu dentin yüzeyi izlenmektedir.



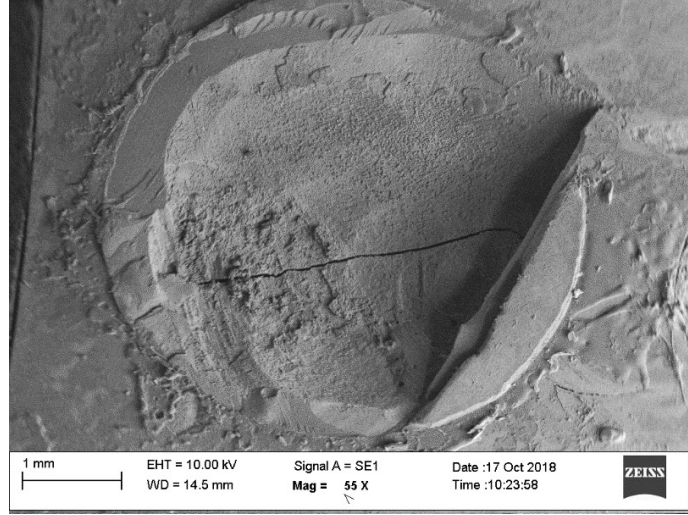
**Resim 53:** Kontrol grubuna ait miks tipte kopmanın 55x büyültmede SEM görüntüsü



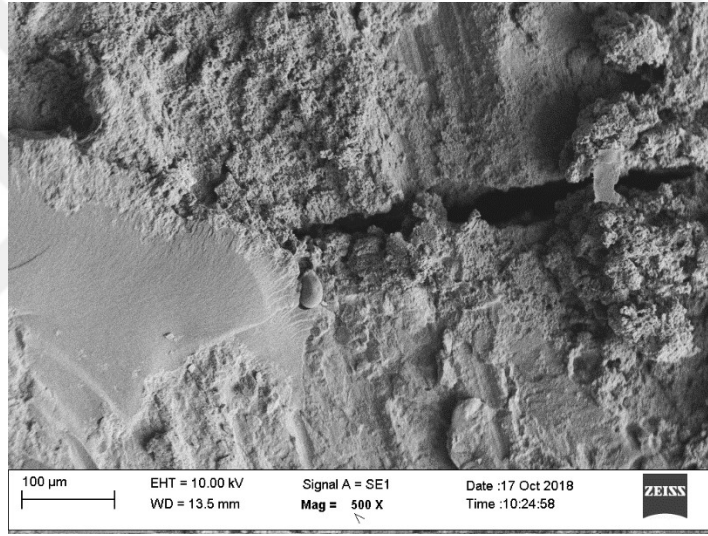
**Resim 54:** Kontrol grubuna ait miks tipte kopmanın 500x büyültmede SEM görüntüsü



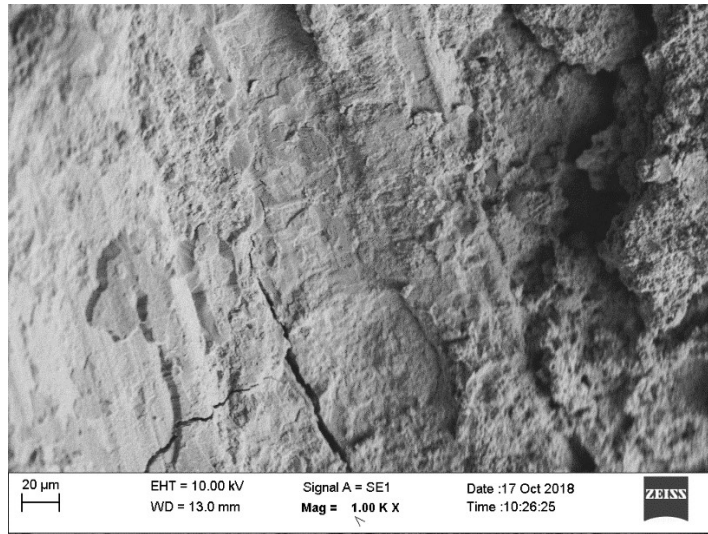
**Resim 55:** Kontrol grubuna ait miks tipte kopmanın 1000x büyültmede SEM görüntüsü



**Resim 56:** Kontrol grubuna ait miks tipte kopmanın 55x büyültmede SEM görüntüsü



**Resim 57:** Kontrol grubuna ait miks tipte kopmanın 500x büyültmede SEM görüntüsü

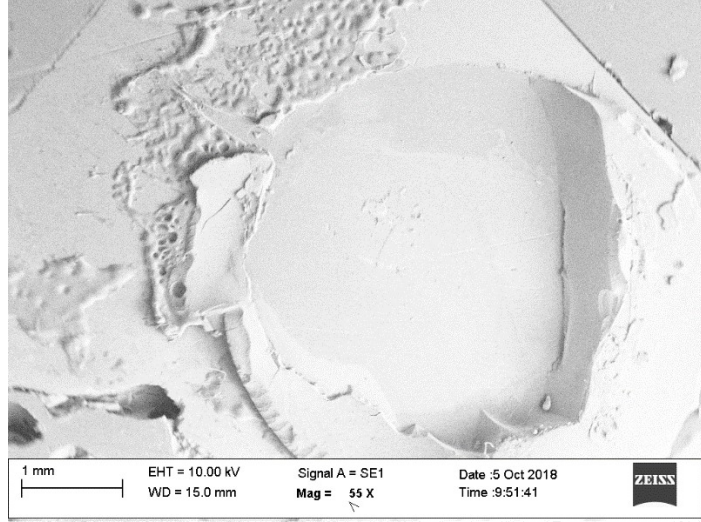


**Resim 58:** Kontrol grubuna ait miks tipte kopmanın 1000x büyültmede SEM görüntüsü

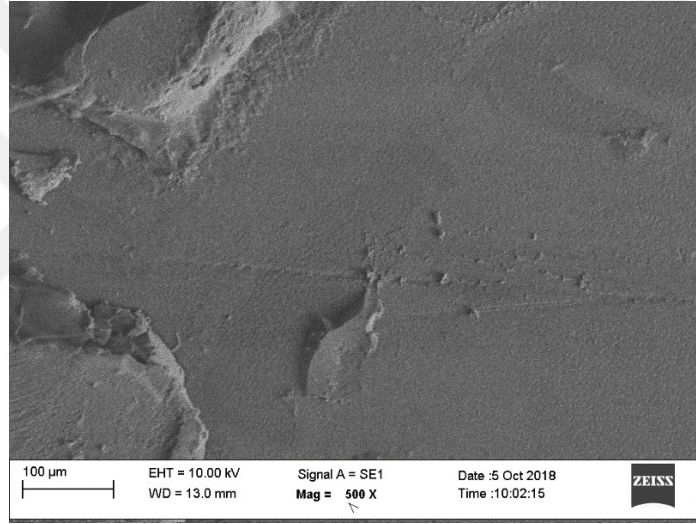


Ionoseal grubuna ait miks tipte kopma örneğinin Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ile 55x büyültmede elde edilen görüntüsü Resim 59 da görülmektedir. Aynı örneğe ait 500x ve 1000x büyültmedeki SEM görüntüleri ise Resim 60 ve Resim 61 de gösterilmiştir. Resim 61’de kompozit rezin ve dentin yüzeyi birlikte izlenmektedir. Ionoseal grubuna ait bir başka miks tipte kopma örneğinin Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ile 55x büyültmede elde edilen görüntüsü Resim 62 de görülmektedir. Kompozit rezinin büyük bir kısmının hala dentin yüzeyinde bağlanma gösterdiği izlenmektedir. Aynı örneğe ait 500x ve 1000x büyültmedeki SEM görüntüleri de Resim 63 ve Resim 64 de gösterilmiştir.

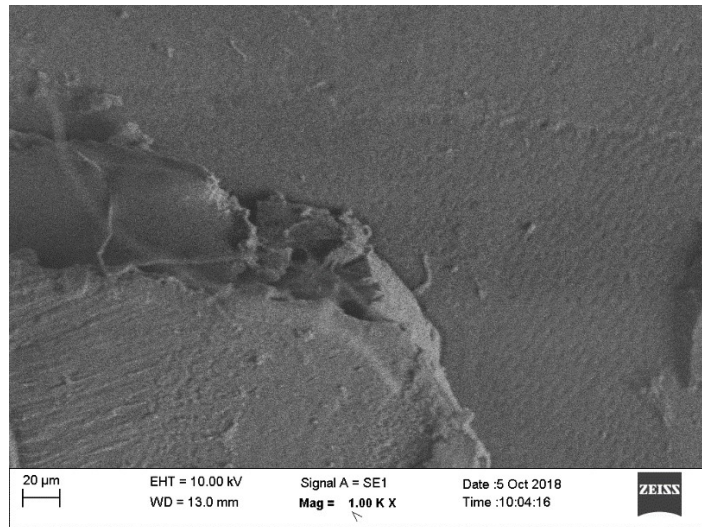




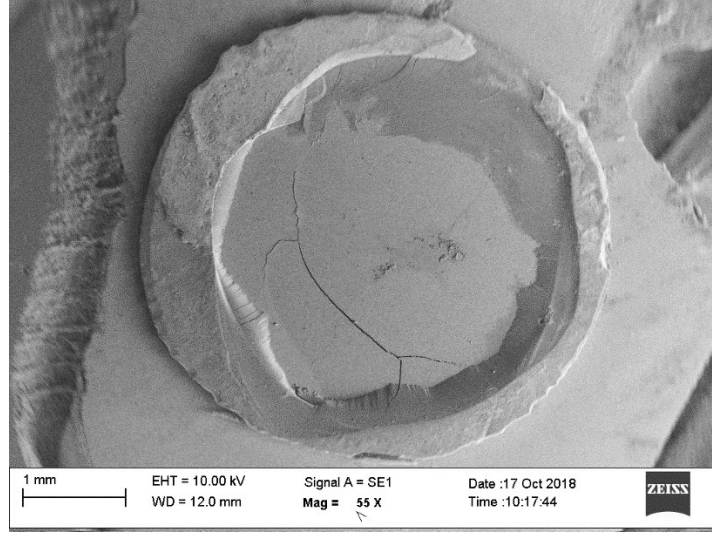
**Resim 59:** Ionoseal grubuna ait mikrs tipte kopmanın 55x büyültmede SEM görüntüsü



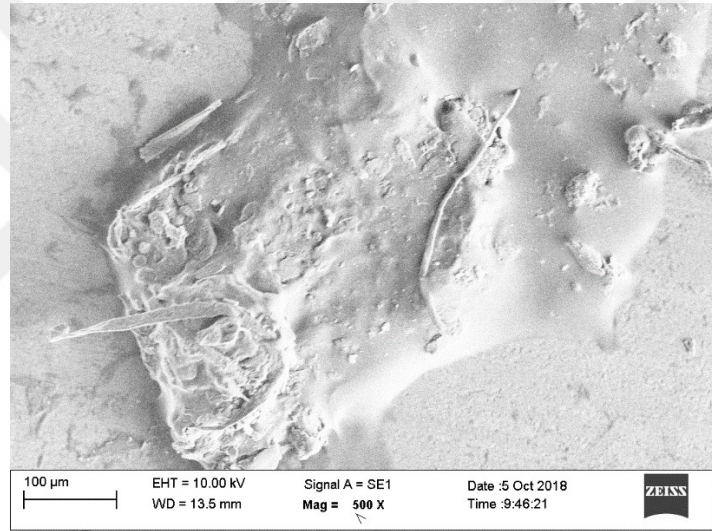
**Resim 60:** Ionoseal grubuna ait mikrs tipte kopmanın 500x büyültmede SEM görüntüsü



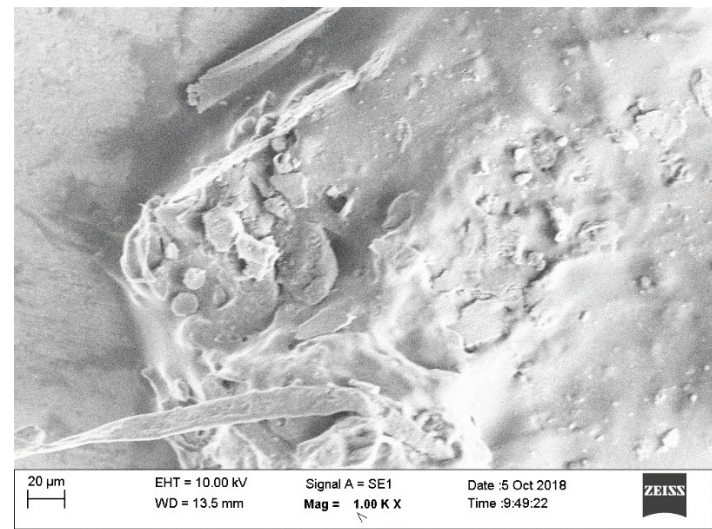
**Resim 61:** Ionoseal grubuna ait mikrs tipte kopmanın 1000x büyültmede SEM görüntüsü



**Resim 62:** Ionoseal grubuna ait miks tipte kopmanın 55x büyültmede SEM görüntüsü

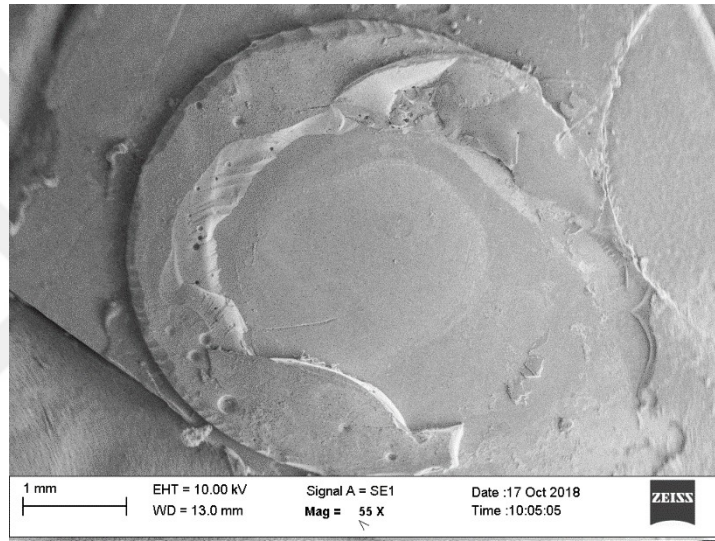


**Resim 63:** Ionoseal grubuna ait miks tipte kopmanın 500x büyültmede SEM görüntüsü

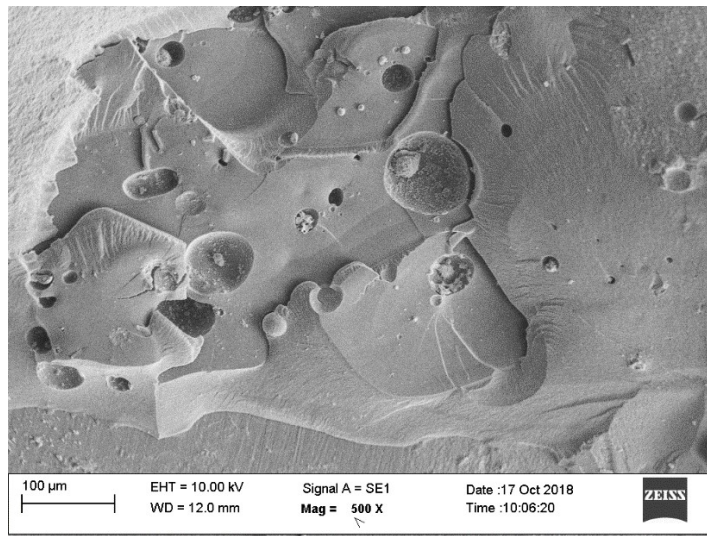


**Resim 64:** Ionoseal grubuna ait miks tipte kopmanın 1000x büyültmede SEM görüntüsü

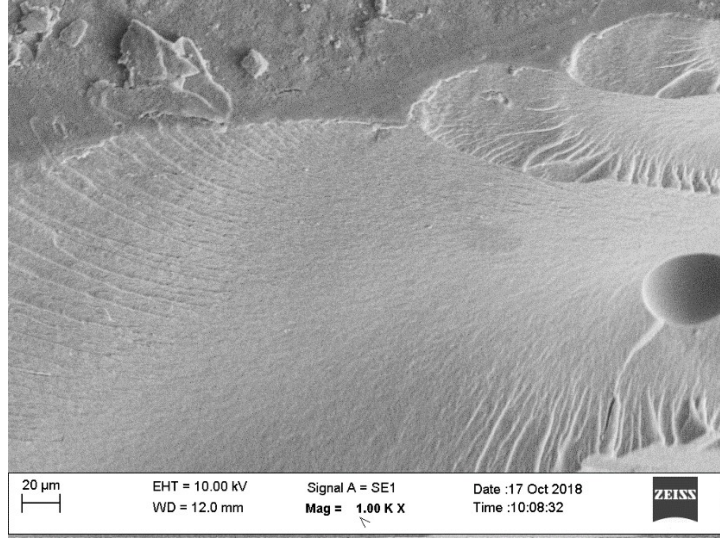
TheraCal LC grubuna ait miks tipte kopma örneğinin Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ile 55x büyültmede elde edilen görüntüsü Resim 65 de görülmektedir. Aynı örneğe ait 500x ve 1000x büyültmedeki SEM görüntüleri ise Resim 66 ve Resim 67 de gösterilmiştir. Resim 65’te kompozit rezin ve dentin yüzeyi birlikte izlenmektedir. TheraCal LC grubuna ait bir başka miks tipte kopma örneğinin Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ile 55x büyültmede elde edilen görüntüsü Resim 68 de görülmektedir. Kompozit rezinin büyük bir kısmının hala dentin yüzeyinde bağlanma gösterdiği izlenmektedir. Aynı örneğe ait 500x ve 1000x büyültmedeki SEM görüntüleri de Resim 69 ve Resim 70’de gösterilmiştir. Astar materyali olarak uygulanan ThereCal LC’nin dentin yüzeyindeki görüntüsü Resim 70’de yakından izlenebilmektedir.



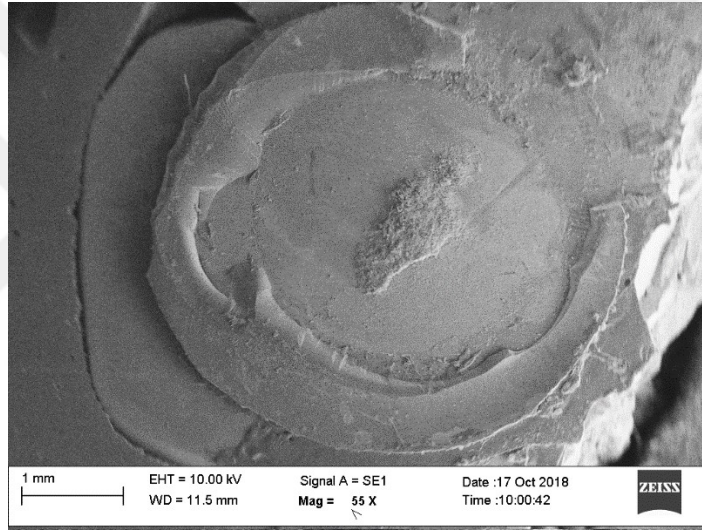
**Resim 65:** TheraCal LC grubuna ait miks tipte kopmanın 55x büyültmede SEM görüntüsü



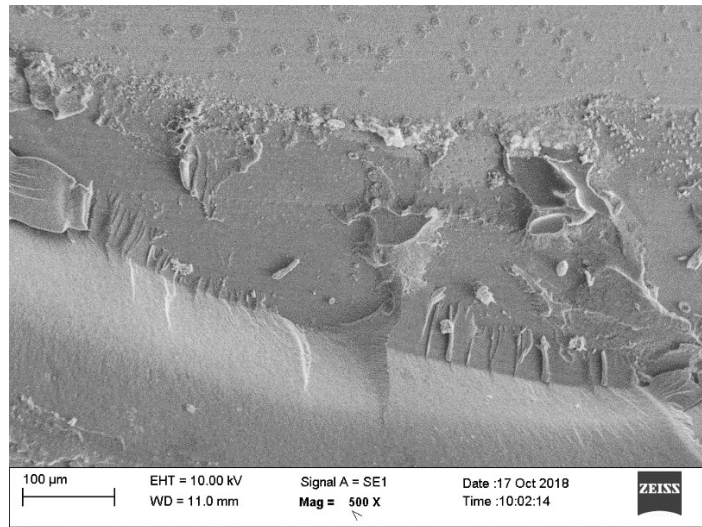
**Resim 66:** TheraCal LC grubuna ait miks tipte kopmanın 500x büyültmede SEM görüntüsü



**Resim 67:** TheraCal LC grubuna ait miks tipte kopmanın 1000x büyültmede SEM görüntüsü



**Resim 68:** TheraCal LC grubuna ait miks tipte kopmanın 55x büyültmede SEM görüntüsü

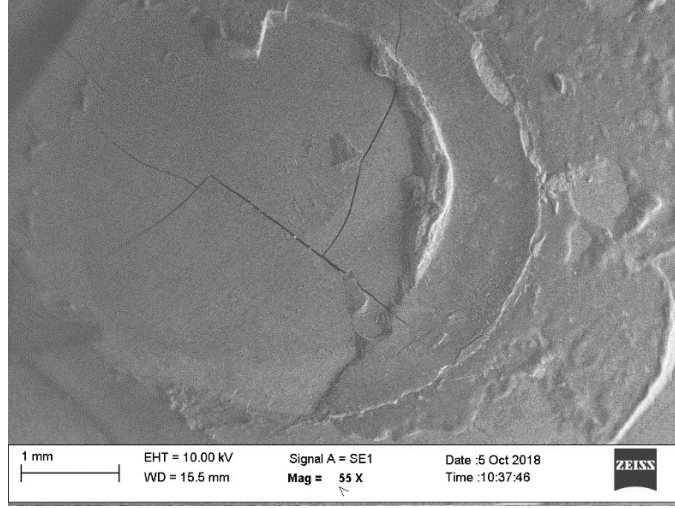


**Resim 69:** TheraCal LC grubuna ait miks tipte kopmanın 500x büyültmede SEM görüntüsü

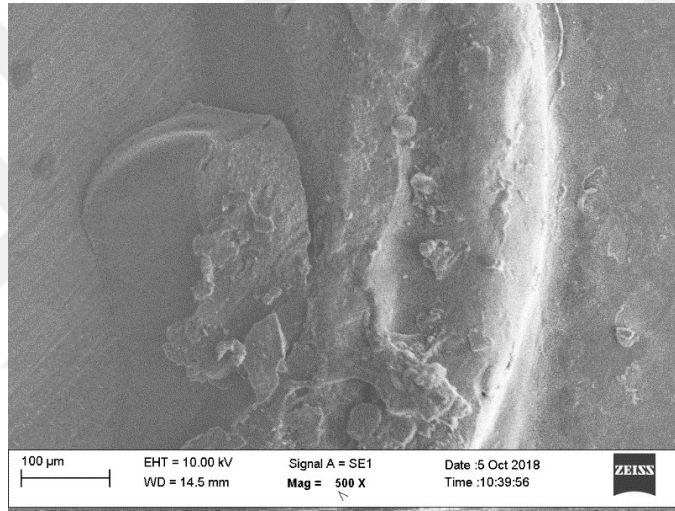


**Resim 70:** TheraCal LC grubuna ait miks tipte kopmanın 1000x büyültmede SEM görüntüsü

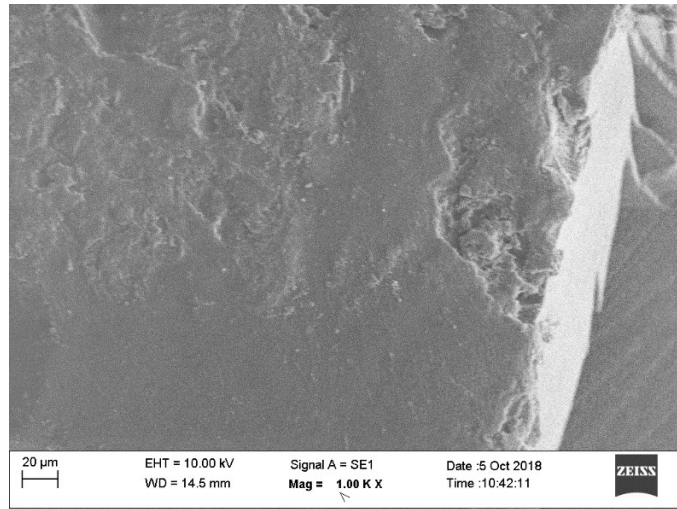
UltraBlend-Plus grubuna ait örneklerde ise adeziv kırılmayla beraber koheziv ve miks tipte kopma gözlemlendi. UltraBlend-Plus grubuna ait miks tipte kopma örneğinin Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ile 55x büyültmede elde edilen görüntüsü Resim 71’de görülmektedir. Aynı örneğe ait 500x ve 1000x büyültmedeki SEM görüntüleri ise Resim 72 ve Resim 73’de gösterilmiştir. Resim 71’de kompozit rezinin dentin yüzeyinde izlendiği alanlarla birlikte tamamen dentin yüzeyinden koptuğu alanlar da izlenmektedir. UltraBlend-Plus grubuna ait adeziv tipte kopma örneğinin Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ile 55x büyültmede elde edilen görüntüsü Resim 74’de görülmektedir. Kompozit rezinin neredeyse tamamının dentin yüzeyinden koptuğu görülmektedir. Aynı örneğe ait 500x ve 1000x büyültmedeki SEM görüntüleri de Resim 75 ve Resim 76’da gösterilmiştir. Astar materyali olarak uygulanan UltraBlend-Plus’ın dentin yüzeyindeki görüntüsü Resim 76’da izlenebilmektedir. UltraBlend-Plus grubuna ait koheziv tipte kopma örneğinin Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ile 55x büyültmede elde edilen görüntüsü Resim 77’de görülmektedir. Resim 77’de kompozit rezinin dentin yüzeyinde halka şeklinde devamlılığı dikkat çekmektedir. Aynı örneğe ait 500x ve 1000x büyültmedeki SEM görüntüleri ise Resim 78 ve Resim 79’da gösterilmiştir. Resim 78’de kompozit rezinin kendi içinde gerçekleşen kopma yüzeyleri izlenebilmektedir.



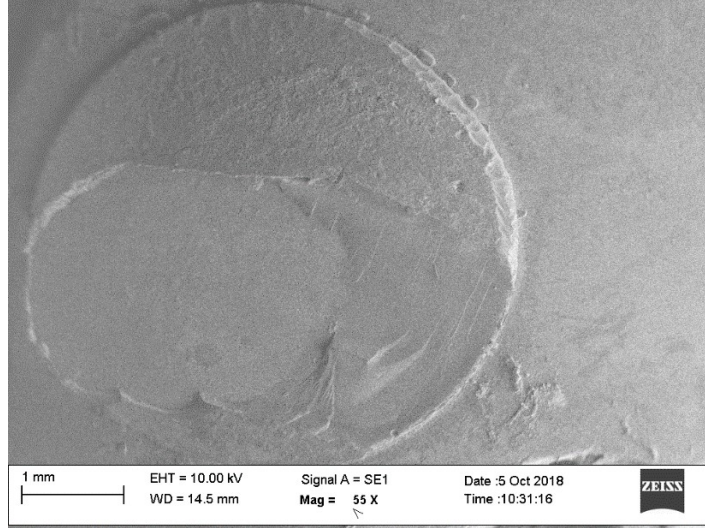
**Resim 71:** UltraBlend-Plus grubuna ait miks tipte kopmanın 55x büyültmede SEM görüntüsü



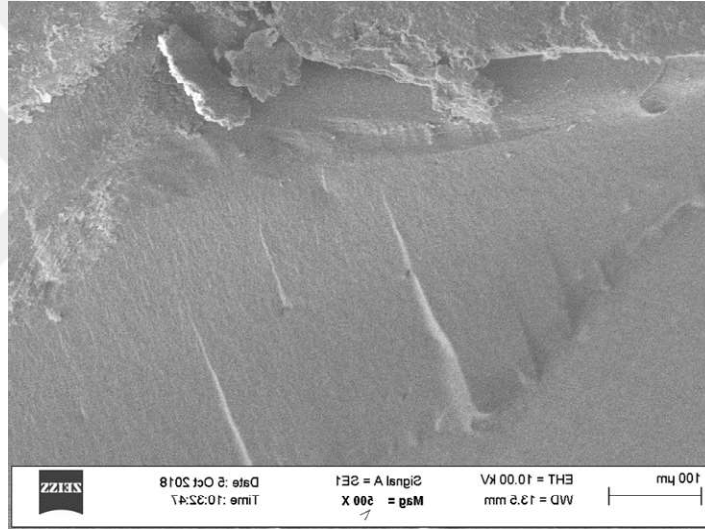
**Resim 72:** UltraBlend-Plus grubuna ait miks tipte kopmanın 500x büyültmede SEM görüntüsü



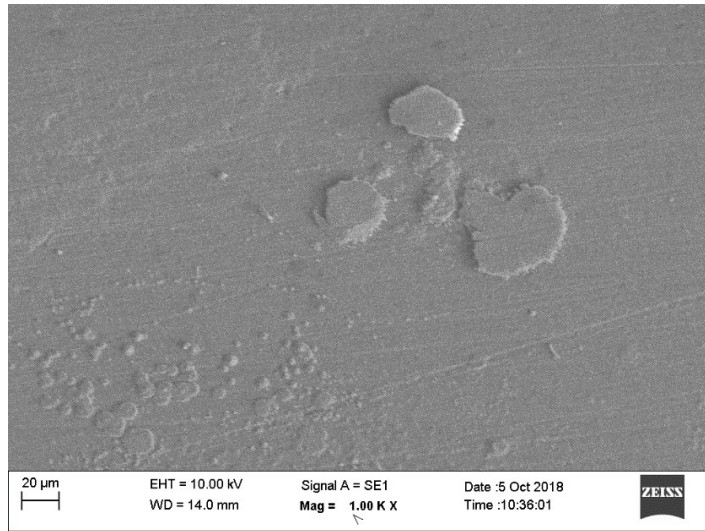
**Resim 73:** UltraBlend-Plus grubuna ait miks tipte kopmanın 1000x büyültmede SEM görüntüsü



**Resim 74:** Ultra-Blend plus grubuna ait adeziv tipte kopmanın 55x büyültmede SEM görüntüsü

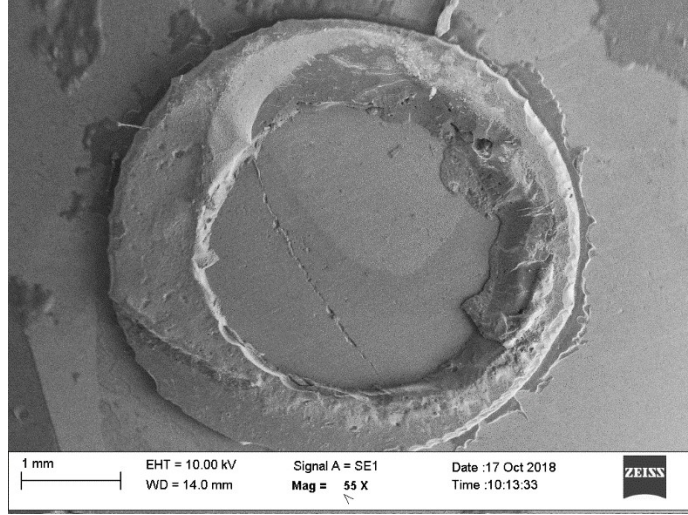


**Resim 75:** Ultra-Blend plus grubuna ait adeziv tipte kopmanın 500x büyültmede SEM görüntüsü

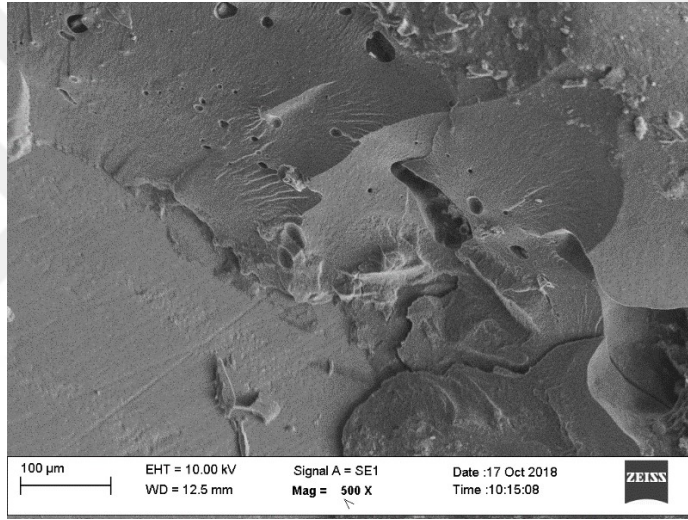


**Resim 76:** Ultra-Blend plus grubuna ait adeziv tipte kopmanın 1000x büyültmede SEM görüntüsü

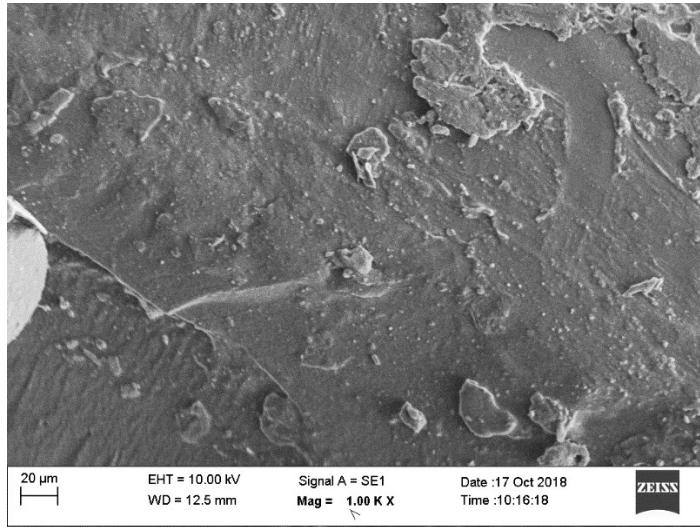




**Resim 77:** Ultra-Blend plus grubuna ait koheziv tipte kopmanın 55x büyültmede SEM görüntüsü

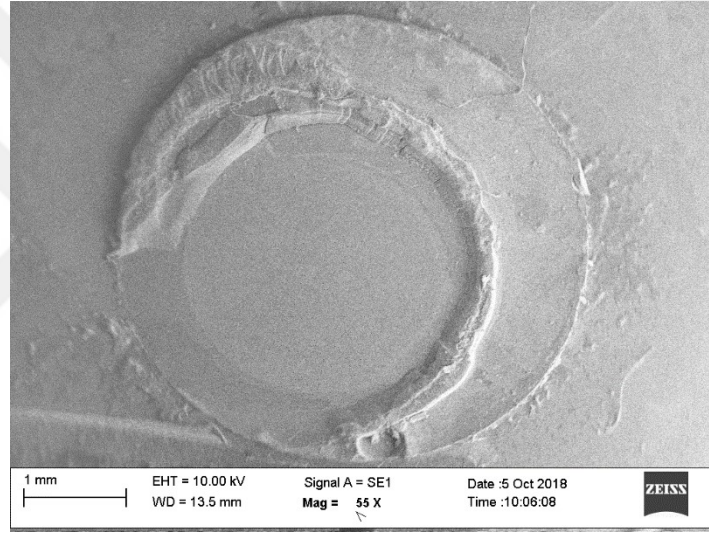


**Resim 78:** Ultra-Blend plus grubuna ait koheziv tipte kopmanın 500x büyültmede SEM görüntüsü

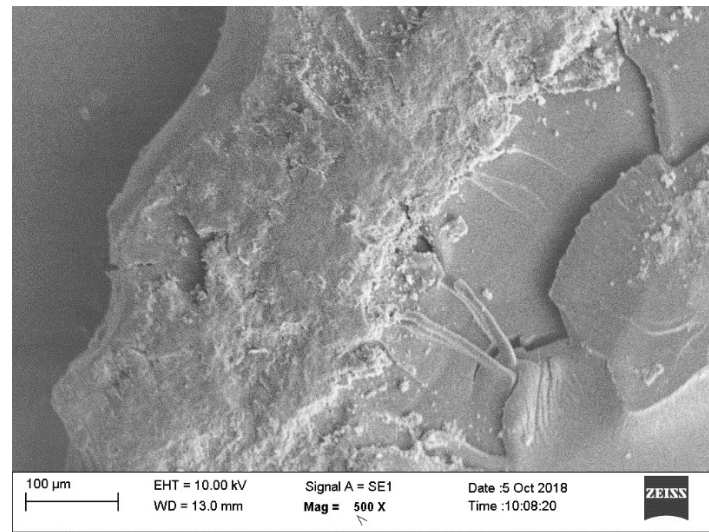


**Resim 79:** Ultra-Blend plus grubuna ait koheziv tipte kopmanın 1000x büyültmede SEM görüntüsü

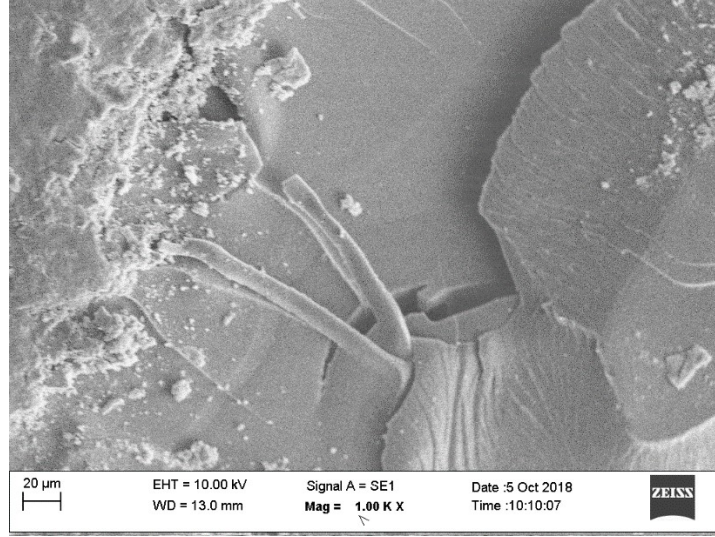
Vitrebond grubuna ait örneklerde ise koheziv ve miks tipte kopma gözlemlendi. Vitrebond grubuna ait miks tipte kopma örneğinin Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ile 55x büyültmede elde edilen görüntüsü Resim 80’de görülmektedir. Aynı örneğe ait 500x ve 1000x büyültmedeki SEM görüntüleri ise Resim 81 ve Resim 82’de gösterilmiştir. Resim 82’de kompozit rezin ve dentin yüzeyinin adeziv sistem ile birlikteliği izlenmektedir. Vitrebond grubuna ait koheziv tipte kopma örneğinin Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ile 55x büyültmede elde edilen görüntüsü Resim 83’de görülmektedir. Kompozit rezinin büyük bir kısmının hala dentin yüzeyinde bağlanma gösterdiği izlenmektedir Aynı örneğe ait 500x ve 1000x büyültmedeki SEM görüntüleri de Resim 84 ve Resim 85’de gösterilmiştir.



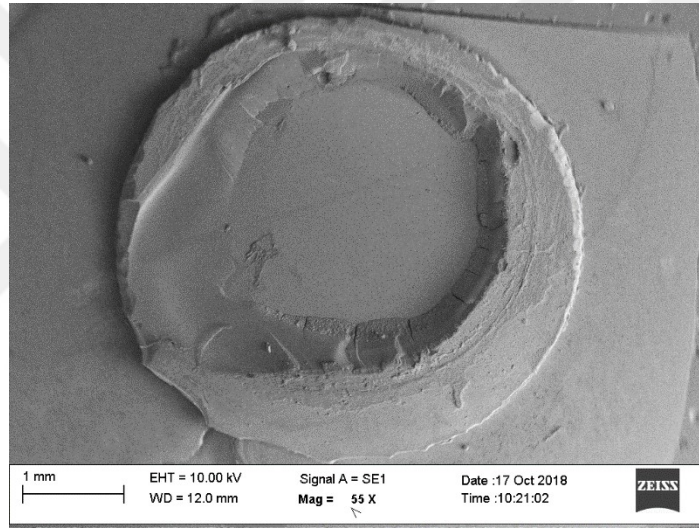
**Resim 80:** Vitrebond grubuna ait miks tipte kopmanın 55x büyültmede SEM görüntüsü



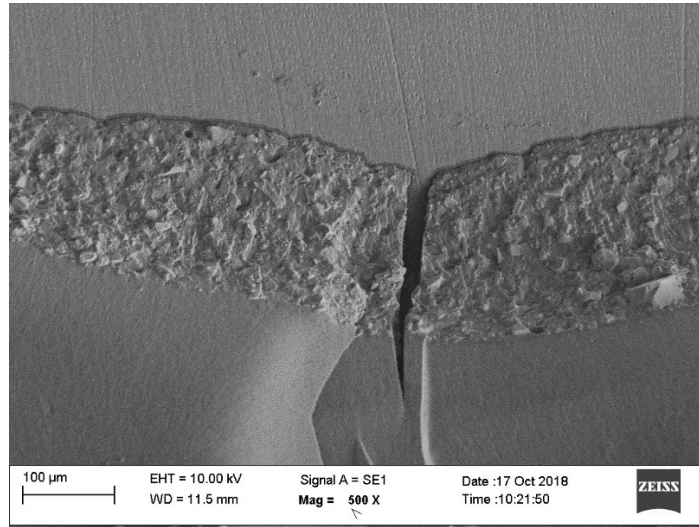
**Resim 81:** Vitrebond grubuna ait miks tipte kopmanın 500x büyültmede SEM görüntüsü



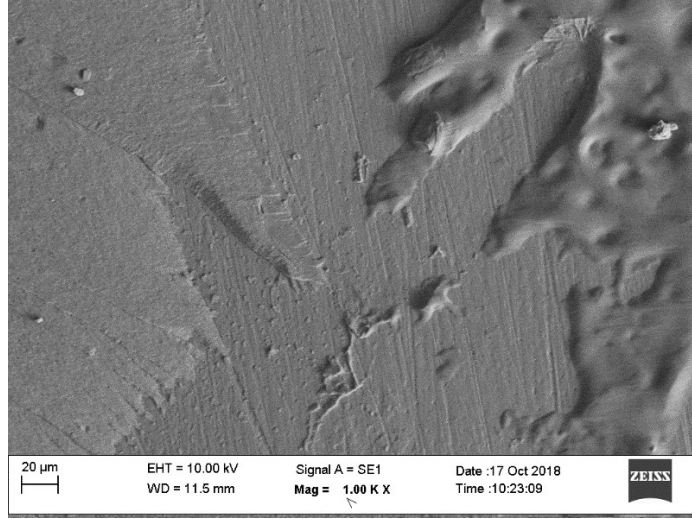
**Resim 82:** Vitrebond grubuna ait mikstipte kopmanın 1000x büyültmede SEM görüntüsü



**Resim 83:** Vitrebond grubuna ait koheziv tipte kopmanın 55x büyültmede SEM görüntüsü



**Resim 84:** Vitrebond grubuna ait koheziv tipte kopmanın 500x büyültmede SEM görüntüsü



**Resim 85:** Vitrebond grubuna ait koheziv tipte kopmanın 1000x büyültmede SEM görüntüsü



## 5. TARTIŞMA

### 5.1. Mikrosızıntı Deneyi

Mikrosızıntı, kavite duvarı ve restoratif materyal arasındaki bakteri, likit, molekül ve iyonların geçişi olarak tanımlanmaktadır. Polimerizasyon büzülmesi, dentine bağlanma dayanımı, diş ve restoratif materyalin termal ekspansiyon katsayıları arasındaki farklılıklar ve fonksiyonel okluzal kuvvetlerin restorasyon ile diş dokusu birleşim yüzeyinde aralık oluşturarak mikrosızıntıya yol açabileceği bilinmektedir. Uygulanan restoratif materyallerin veya adezivlerin başarısını sadece kenar sızıntısı belirlememektedir. Bununla birlikte, klinisyenlerin sıklıkla tercih ettiği kompozit rezinlerin en önemli sorunlarından biri olan mikrosızıntı, sekonder çürükler, renk değişimi ve pulpa harabiyeti gibi problemlere neden olmaktadır (148).

Restoratif materyaller ile adeziv sistemlerde yaşanan gelişmelerin mikrosızıntıyı azaltmada önemli olduğu düşünülmektedir. Buna karşın, sızıntıyı tamamen engelleyen materyal ya da yöntem bulunmamaktadır (36, 80).

Kompozit restorasyonlarda polimerizasyon büzülmesi nedeni ile kenar uyumu bozulmaktadır (59). Kenar uyumunun bozulması sonucunda diş restorasyon sınırında oluşan mikrosızıntı nedeni ile postoperatif duyarlılık, kenar renklemesi, sekonder çürükler, restoratif materyalde kırılmalar, restorasyon kaybı, pulpa iltihabı ve pulpa nekrozu gibi klinik problemler ortaya çıkmaktadır (192,193).

Bu nedenle mikrosızıntı, restorasyonların klinik başarısının değerlendirilmesindeki en önemli kriterlerden birisi olarak kabul edilmektedir. Bu nedenle bu çalışmada farklı yapısal içerik ve özellikleri bulunan kaide materyallerinin self etch adeziv ile yapılan kompozit restorasyonlarda kullanılmasının mikrosızıntıyı hangi düzeyde etkileyebileceğinin ve optimum sonuçlara nasıl ulaşılabilirliğinin in vitro olarak araştırılması hedeflenmiştir.

Dentinin canlı ve uyaranlara cevap verebilen biyolojik bir doku olduğu bilinmektedir. Alınan tüm önlemlere karşın dentinin in vitro koşullarda aynı özelliklerinin korunabilmesi mümkün olmamaktadır. Çekilmiş dişlerde dentin kanallarının içerisindeki odontoblast uzantıları, dentin lenfi ve dentin lenfinin hareketi ile yakından ilgili pulpa iç

basıncı oluşmamaktadır. Derin dentin bölgelerinde dentin lenfinin pulpa basıncının etkisi ile kaviteye akışı fazla olmakta, bu da dentinde yüzey hazırlığı ve polimerizasyon işlemlerini etkileyebilmektedir. Çekilmiş dişlerde, diş dokularının canlılığını kaybetmiş olmasına bağlı olarak dentinde oluşan morfolojik değişiklikler ve ağız ortamının tamanlamıyla taklit edilememesi; in vivo çalışmalardaki manipülasyon zorluğu, ortamın nem izolasyonu gibi sonuçları değiştirebilecek faktörlerin olmaması in vitro çalışmaların sonuçlarına etki etmektedir. Bu nedenle ağız ortamında bulunan etkenler ile birlikte yapılan in vivo çalışmalar, daha somut veriler ve daha doğru sonuçların elde edilebilmesine olanak sağlamaktadır. Dental materyallerin özelliklerinin tespit edilmesinde klinik çalışmalar en doğru yöntemler olmakla birlikte, zaman, hasta takibi ve örnek sayısının oluşturulması açısından zorluk göstermektedir (194,195). Her ne kadar in vivo çalışmalar daha doğru sonuçlar elde edilmesine olanak sağlıyor olsa da; klinik şartlarda ağız içinde oluşabilecek mikrosızıntı hakkında bilgi verecek in vitro yöntemler, in vivo çalışmalara oranla kolaylıkla uygulanabilmeleri ve tekrarlanabilmeleri nedeni ile daha sıklıkla kullanılmaktadır (143).

Yapılan in vitro mikrosızıntı çalışmalarında, sürmemiş insan üçüncü büyük azı dişleri, ortodontik nedenlerden dolayı çekimi yapılan küçük azı dişleri, periodontal nedenler ile çekimi yapılmış küçük azı ve büyük azı dişleri ve sığırlardan elde edilen dişler kullanılmaktadır (196,197). Sığır dişleri ve insan dişleri kullanılarak yapılan, kompozit materyali ve cam iyonmer simanın mikrosızıntı üzerine etkisinin araştırıldığı bir çalışmada; mine dokusunda sığır dişlerinde insan dişlerine göre daha fazla mikrosızıntı değeri saptanmıştır (196). 1990 yılında yapılan bir çalışmada dentin dokusunda sığır dişlerinin, insan dişlerine oranla istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek mikrosızıntı değerleri gösterdiği bildirilmiştir (198).

Sığır dişlerindeki dentin kanalları insan dişlerindeki dentin kanallarına oranla daha büyük çapta ve yoğunlukta bulunmaktadır. Sığır dişlerinde dentin kanallarının geniş çapta olmasından dolayı bu dişlere uygulanacak olan restorasyon materyali ile diş dokuları arasında, ağız sıvılarının ve bakterilerin diş restorasyon ara yüzeyinden girerek dentin kanallarına penetrasyonu daha kolay olmaktadır (199). Sığır dişlerindeki mine bileşimi ise insan dişlerine oranla daha dengeli bir yapıya sahiptir. Ancak sığır dişlerinin mine yapısı daha poröz yapıdadır ve daha kolaylıkla demineralizasyona uğrayabilmektedir. Bu nedenle sığır dişleri radyografide daha radyolusent görüntü

vermekte ve bağlanma değerleri insan dişlerine oranla daha düşük değerlerde izlenebilmektedir (199,200). Bu çalışmada klinik şartları taklit edebilmek amacıyla kök gelişimi tamamlanmış, sürmemiş, insan üçüncü büyük azı dişleri kullanılmıştır. Sürmemiş insan üçüncü büyük azı dişlerinin en önemli avantajı, herhangi bir çürük lezyonunun olmamasıdır. Çürükten etkilenmiş dentin, fiziksel ve kimyasal olarak sağlıklı dentin dokusundan farklı özelliklere sahiptir. Çürükten etkilenmiş dentindeki kollajen fibrillerin arası normal olmayan apatit kristalleri ile dolmuştur. Sağlıklı dentin ile karşılaştırıldığında geçirgenliği ve peritübüler dentin kalınlığı azalmıştır. Dentin kanallarının çoğu mineral birikimi ile tıkalı olmasına karşın, çürük dentin sağlam dentine göre daha yumuşaktır (69,201).

Çürükten etkilenmiş dentin ve sağlam dentin arasında gözlenen bu farklar, dentin bağlayıcı sistemlerin bu yapılara adezyonunda farklı bağlanma dayanımı değerlerinin elde edilmesine neden olmaktadır (202). Sürmemiş intakt dişlerin dentin kompozisyonunun farklılaşmamış olmasının yanı sıra, ortodontik ve periodontal nedenler ile çekimi yapılan dişlere göre daha kolaylıkla elde edilmesi de diğer bir avantaj olarak gösterilebilir. Bu çalışmada mikrosızıntı değerlerini en uygun şekilde değerlendirebilmek amacıyla, sürmemiş insan üçüncü büyük azı dişleri kullanılmıştır.

Mikrosızıntı çalışmalarında kullanılan kavite tipi Sınıf V veya Sınıf II olarak değişmektedir (203,204). Yapılan literatür taraması sonucu laboratuvar çalışmalarında en çok kullanılan kavite tipi olması nedeniyle çalışmamızda Sınıf V kavite türleri üzerinde mikrosızıntı değerlendirilmiştir. Servikal bölgede, mine ve dentin arasındaki mekanik kilitlenme, mine-dentin birleşiminin diğer bölgelerinden daha zayıftır. Bu durum servikal bölgede çatlak oluşumuna neden olabileceği belirtilmiştir (205). Ayrıca lateral hareketlere bağlı olarak gelişen makaslama ve gerilme kuvvetleri ile servikal bölgede mine ve dentin arasındaki bağlantının etkilendiği görülmektedir (34,206). Bu streslerin, minede çatlaklara ve mine ve dentinde kayıplara yol açarak hidroksiapatit kristalleri boyunca bağlanmada bozulmaya neden olduğu savunulmaktadır (34). Bu faktörler, servikal lezyonlarda restoratif materyal seçimini ve uzun dönemde klinik başarı elde etmeyi zorlaştırmaktadır. Günümüzde servikal lezyonların mikrosızıntıyı en aza indirecek şekilde restorasyonu önem verilen konular arasında yer almaktadır. Tüm bu görüşler Sınıf V kavite tipi seçimini desteklemektedir. Örnekler arasındaki varyasyonları elimine etmek için kavite türleri mümkün olduğu kadar standart hazırlanmalıdır. Bu durum,

kompozit rezinlerin polimerizasyonu sırasında meydana gelen polimerizasyon büzülmesi gibi materyalin hacmine bağlı özelliklerde büyük önem taşımaktadır. Birçok çalışmada, mikrosızıntının ve kenar adaptasyonunun değerlendirilmesi için birbirinden farklı boyutlarda kavite hazırlandığı görülmektedir (203,204).

*Taylor ve Lynch (1993)*, yaptıkları literatür derlemesinde Sınıf V kavite için standart kavite preparasyon boyutlarını bildirmişlerdir. Bu boyutlar,  $\pm 0.5$  mm değişiklik gösterebilmek şartıyla; derinlik 1.5 mm, uzunluk 4.0 mm ve genişlik 2.5 mm şeklinde belirlenmiştir. Bizim alışmamızda da önerilen bu boyutlar göz önünde bulundurularak, kavite boyutları 1.5 mm derinliğinde, 4.0 mm uzunluğunda ve 3 mm genişliğinde hazırlanmıştır (137).

ocuk ve yaşlı hastalarda kole çürükleri sıklıkla izlenmektedir. Sınıf V restorasyonlarda diğer kavite tiplerine kıyasla mikrosızıntının daha fazla olması servikal bölgede minenin ince olması, sürekli bir cep sıvısı akışı ve nem kontaminasyonu varlığı ile açıklanmaktadır (207,208).

Servikal bölgede tübüllerin kavite preparasyonuna paralel uzanması nedeni ile geleneksel rezin tag oluşumu zordur (204). Bu nedenle bu çalışmanın mikrosızıntı bölümünde, restorasyonun servikal marjininin, bağlanma için kritik bir bölge olan mine-sement bileşiminin 1 mm altında bitirilmesi tercih edilmiştir (161).

Çalışmalarda gruptaki örnek sayısı, yapılan araştırmaya göre değişiklik göstermekle birlikte, her grup için örnek sayısının genellikle 10 olarak seçilmesi gerektiği bildirilmiştir (160,209,210). Çalışmanın rnek sayısını belirleyebilmek için G Analiz değerlendirilmesi yapılmış ve örnek sayısı 10 olarak belirlenmiştir.

İnsan dişleri üzerinde yapılan çalışmalarda, restoratif materyalin uygulamasından önce ve sonra örnekler su, distile su (37°, 24°, 60°), %30 steril salin (37°) veya timol kristali içeren distile suda bekletilmektedir (211,212).

Yapılan literatür incelemesi sonucunda, restorasyon materyallerinde meydana gelen mikrosızıntı değerlerinin tayininde boya penetrasyon yöntemi, kimyasal işaretleyici yöntemi, bakteriyel çalışma yöntemi, elektrokimyasal yöntem, nötral aktivasyon yöntemi, tarama mikroskop analiz yöntemi, radyoaktif izotop ve hava basıncı yöntemi gibi farklı tekniklerin kullanıldığı grlmştr (160,213,214). Tüm bu yöntemler



arasında uygulanmasının kolay olması ve güvenilir sonuçlar vermesi nedeniyle boya penetrasyon yönteminin en sık kullanılan yöntem olduğu bildirilmektedir (160,215).

Günümüze kadar yapılan mikrosızıntı çalışmalarının birçoğunda, diş restorasyon ara yüzeyindeki mikrosızıntının belirlenmesinde farklı boyayıcı ajanlar kullanılmış ve oluşan renklenmelerin dereceleri skorlanarak değerlendirilmiştir (216,217).

Kompozit rezinler için mikrosızıntı genellikle boya penetrasyon yöntemi ile tayin edilmektedir (211,215). Bu yöntemle çekilmiş dişlere restorasyon yapılır (218). Restorasyon dışında kalan diş yüzeyi, su geçirmeyen bir tırnak cilası ile örtüldükten sonra boyanın içinde bırakılır. Örnekler belirlenen süre kadar boya içerisinde bekletildikten sonra çıkarılır ve akan suyun altında yıkanır. Örnekler kesit alındıktan sonra boyanın ne kadar sızdığı görsel olarak ölçülür (219). Bu konuda yapılan çalışmalar, mikrosızıntı değerlendirilmesinde farklı partikül büyüklüğüne sahip birçok boya materyalinin kullanılabilceğini ancak farklı boyaların sonucu etkilemediğini göstermiştir (219).

**Türkün ve Ergücü (2004)**, mikrosızıntı çalışmalarında kullanılan boya inceledikleri derlemelerinde, çalışmalarının %86,8'inde dişlerin yaşlandırma işleminden sonra boya çözeltilerinde bekletildiğini bildirmişlerdir (160).

Kullanılan boya çözeltilerinin tercih edilme oranlarının % 40,8 bazik fuksin, % 26,5 gümüş nitrat, %20 metilen mavisi olduğu bildirilmiştir. Termal siklusa bekletme süresi bazik fuksin için 24 veya 48 saat, gümüş nitrat için 2 saat, metilen mavisi için ise 4 saattir (160). Boyanın kök ucundan sızmasını önlemek için kök ucu kompozit ile kapatılması önerilmiştir (160). Bu çalışmada da termal siklus ile yaşlandırma işleminden sonra, tüm örneklerin kök uçları kompozit rezinle kapatılmış ve diş yüzeyleri kavite kenarlarından 2 mm uzaktan başlayarak iki kat kırmızı tırnak cilasıyla örtülmüştür. Bu işlemlerin ardından örnekler %0.5'lik bazik fuksin çözeltisi içerisinde 24 saat bekletilmiş ve daha sonra akan su altında yıkanmıştır.

**Crim ve ark. (1987)**, farklı sürelerde boya çözeltilerinde beklettikleri örneklerin mikrosızıntı değerlerini inceledikleri çalışmalarında boya penetrasyon derecelerinin, boyada kalış süresinden etkilenmediğini göstermiştir (220).

Araştırmamızda, çalışmalarda yaygın olarak kullanılan ve uygulaması kolay olan boya penetrasyon yöntemi kullanılmıştır. Modellerin boyada bekletilme sürelerinin 1 saat

ile 72 saat arasında değiştiği, bu sürenin mikrosızıntı deneylerini etkilemediği bildirilmiştir. Bu çalışmada da örnekler 24 saat boya solüsyonunda bekletilmiştir (160).

**Türkün ve Ergücü (2004)**, mikrosızıntı değerlendirilmesinde en çok tercih edilen yöntemin iki boyutlu değerlendirme olduğunu (%96,7) bildirmiştir (160).

Bu çalışmada restorasyonların mikrosızıntısını ölçmek için iki boyutlu değerlendirme yöntemi kullanılmış, dişlerden meziyo-distal yönde, dişin uzun eksenine paralel olarak kesit alınmıştır. Daha sonra tüm örneklerin mikrosızıntı değerleri, stereomikroskopda x50 büyütme kullanılarak saptanmıştır.

Ağız içerisinde restorasyonlar devamlı olarak sıcaklık ve pH gibi değişimlere maruz kalırlar. Termal stresler, diş dokusu ve restoratif materyalin termal ekspansiyon kat sayıları arasındaki farklılıklara bağlı olarak ara yüzde boşluk oluşumuna ve sonrasında mikrosızıntıya neden olabilirler. Mikrosızıntı testlerinden önce ağız içi koşulları taklit etmek amacı ile hazırlanan örneklere termal ve mekanik yük döngüsü uygulanabilir.

Termosiklus yöntemi, en sık kullanılan yaşlandırma yöntemlerinden biridir. Termosiklus uygulanmasının amacı, ağızda meydana gelebilecek ısı değişimlerini in-vitro olarak taklit etmek ve diş sert dokusu ile restorasyon arasında olabilecek ısısız genleşme farklılıklarını yansıtmaktır (163).

**Gale ve Darvell (1999)**, 10000 siklusun in vivo olarak yaklaşık 1 senelik fonksiyona eşdeğer olduğunu, ISO standartlarının önerdiği 500 siklusun ise uzun dönem bağlanmanın taklit edilmesi için çok kısa olduğunu öne sürmüştür (165).

Ağızda yiyecek ve içecekler ile 0°C ile 60°C arasında değişebilen ısı değerlerinin oluşabileceği ve ağız ortamının minimum 4-8°C, maksimum 45-60°C sıcaklıklara dayanabileceği bildirilmiştir (221).

**Türkün ve Ergücü (2004)**, farklı mikrosızıntı çalışmalarında kullanılan gereç ve yöntem karşılaştırmalarını yaptıkları derlemelerinde, en sık tercih edilen yöntemin termal siklus olduğunu, termal siklustan önce ve sonra örneklerin 37°C'deki distile suda 24 saat bekletilmesi gerektiğini bildirmişleridir (160).

Termal siklus uygulamasının çok büyük oranda 5°-55° C sıcaklıkları arasında (%98.7), çeşme suyu kullanılarak gerçekleştirildiğini (%96,6), en sık tercih edilen siklus sayısının 250-500 arasında olduğunu, ısı banyosunda (dwell time) kalma süresinin ise 30 saniye olduğunu (%82.7) uygulandığını belirtmişlerdir (160).

Bu çalışmada, literatürdeki siklus sayıları göz önüne alınıp, çeşme suyu kullanılarak örneklere 5°C ile 55°C'lik ısı banyolarında bekletme süresi 30 saniye olacak şekilde 5.000 kez termal siklus uygulandı. Uygulanan bu siklus sayısının aynı zamanda 6 aylık bir yaşlandırmaya denk geldiği bildirilmiştir (165).

**Crim ve Garcia-Godoy (1987)**, Kompozit rezin materyallerinin mikrosızıntı değerleri üzerinde farklı termal siklus tekniklerinin etkilerini inceledikleri çalışmalarında, termal siklus banyolarında bekletilme sürelerinin ve farklı siklus sayılarının, kompozitlerin mikrosızıntı değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi olmadığını bildirmişlerdir (220).

**Chan ve ark. (1994)**, termal siklus işleminin mikrosızıntı değerleri üzerindeki etkilerini inceledikleri çalışmalarında, kök yüzeyine yaptıkları restorasyonlardan sonra dişlerin yarısını sabit sıcaklıkta bekletirken diğer yarısına termal siklus işlemi uygulamışlardır. Araştırmacılar tüm örneklerin mikrosızıntı değerlerini incelediklerinde termal siklus işleminin uygulandığı ve uygulanmadığı örnekler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığını bildirmişlerdir (222).

**Crim ve ark. (1985)**, yaptıkları başka bir çalışmada boya penetrasyon derecesinin termal banyolardaki kalış süresinden etkilenmediğini göstermiştir (223).

**Trowbridge (1987)**, yaptığı bir sızıntı çalışmasında termosiklusa maruz bırakılmayan örneklerde boya sızıntısının görülmediğini bildirmiştir. Bununla beraber elde edilen sonuçların klinik koşulları yansıtmadığını söylemiştir (224).

**Türkün ve ark. (2004)**, 1997 ve 2002 yılları arasında yayınlanmış 84 tane in vitro sızıntı çalışmasını değerlendirdikleri literatür taramalarında termal siklus için kullanılan minimum ve maximum ısı değerlerini %98,7 oranda 5-55°C ve en sık tercih edilen siklus sayısının ise 250 ile 500 arasında olduğu belirtmişlerdir. %21,3 oranında ise 1000 – 1500 siklus sayısı tercih edilmiştir (160).

*Wahab ve ark.(2003)*, yaptıkları bir çalışmada termal siklus (500 siklus) sonrası mine ve dentin kenarlarında mikrosızıntının önemli derecede arttığını göstermişlerdir (221).

*Bedran-de-Castro ve ark. (2004)* ise termal ve mekanik siklusun mikrosızıntı ve makaslama bağlanma dayanımı üzerine etkilerini değerlendirmek amacı ile yaptıkları çalışmalarında, termal siklus, mekanik siklus ve bunların kombinasyonlarının makaslama bağlanma dayanımı ve mikrosızıntı üzerine önemli bir etkisinin olmadığını bulmuşlardır. Bu farklı sonuçların uygulanan test materyali ve uygulanan kavite dizaynı ile ilgili olduğu iddia edilmektedir (161).

Adeziv diş hekimliğinde, başarılı bir restorasyon için, kompozit rezinlerin diş sert dokularına iyi bir şekilde bağlanmasının sağlanması gerekmektedir. Çok basamaklı total-etch adeziv sistemleri teknik hassasiyet ve klinik uygulamanın uzun zaman alması gibi dezavantajlara sahip olmakla birlikte, bu işlemlerin özellikle küçük çocukların uyumunu zorlaştırdığı ve asidin hoş olmayan tadının çocuklarda rahatsızlığa neden olduğuna dikkat çekilmiştir (225,226).

Self-etch adeziv sistemler teknik hassasiyetlerinin az olması, asitle yıkama ve aşırı kurutma riskinin olmaması nedeniyle, diş hekimleri tarafından sıklıkla tercih edilmektedir (227,228). Ayrıca self-etch sistemlerde, asidi uzaklaştırılmak için yıkama işlemine gerek olmaması nedeniyle uyum düzeyi düşük olan küçük çocuklarda kullanımının avantaj sağlayacağı da belirtilmektedir (229).

Polimerize olan rezin kompozitin büzülme stresleri ile restorasyonun duvarına adeziv rezinin bağlantısı arasındaki rekabet restorasyonun kapama yeteneğindeki başarısızlığının ve mikrosızıntının ana nedeni olarak bildirilmiştir (211). Kavite duvarı ile kompozit rezin arasındaki adezyon kuvvetleri büzülme streslerine karşı koyamaz ise hacimsel büzülme gerçekleşir ve kenar sızıntısı ortaya çıkar. Kavite duvarı ve restoratif materyal arasındaki bağlantı, büzülme kuvvetlerine dayanabilirse rezin içinde stres birikimi olur. Bu birikim bir dereceye kadar karşılanmakla birlikte, kompozit rezin materyallerde ya da ara yüzde mikroçatlak, aşınma ve mikrosızıntı gibi sorunlara yol açarak restorasyonda erken başarısızlıklara neden olabilir (28,230).

Bağlayıcı ajanın, restoratif materyalin polimerizasyon büzülmesi sonucu oluşacak streslere dayanabilecek kapasitede olması mikrosızıntının önlenmesinde önemli bir faktör olarak görülmektedir (211).

Son dönemde yapılan çalışmalar hibrit tabakanın hemen bitişiğinde asidik ve bazik ataklara karşı altındaki normal dentinden daha dirençli bir tabaka olduğunu bildirmişlerdir. Self etch adezivlerde hibrit tabaka ve dentin arasında net olarak gözlenebilen bu tabaka, asitin ayrı uygulandığı etch and rinse sistemlerde gözlenememiştir. Super dentin olarak adlandırılan bu tabakanın rekürrent çürüklerin önlenmesinde çok önemli olduğu düşünülmektedir (231).

*Ida ve ark.(2009)*, yaptığı çalışmada, Clearfil SE Bond'un uygulandığı örneklerin SEM görüntülerinde bu tabakayı diğer adeziv sistemlere göre daha net olarak izlediklerini ve daha yüksek bağlanma değerleri elde edildiğini bildirmişlerdir (232).

*Cardoso ve ark. (2002)*, farklı adeziv sistemleri kullandığı çalışmalarında en düşük mikrosızıntı miktarını Clearfil SE bond sisteminde bulduklarını bildirmişlerdir (233).

Clearfil SE bond adeziv sisteminin diğer adeziv sistemlerle karşılaştırıldığında daha az sızıntı miktarı göstermesi ise orta kuvvette self etching primere sahip olmasının yanı sıra içerdiği monomerlerin karboksil ve fosfat gruplarının rezidüel hidroksiapatit kristalleriyle kimyasal olarak bağlanmasından kaynaklanıyor olabileceği bildirilmiştir (73).

*Frankenberger ve ark. (2005)*, TEM ve SEM incelemelerinde Self-etch adezivlerde, iki basamaklı sistemlerin tek basamaklı self-etch sistemlere göre daha az marjinal aralık oluşumu gösterdiğini belirtmişlerdir (234).

*Ferrari ve ark. (1997)*, tarafından yapılan bir çalışmada 5. sınıf restorasyonlarda mükemmel bir sızdırmazlık sağlamak için self etch dentin bağlayıcı uygulamasından önce minenin asitlenmesini önermiştir (235).

Bu çalışmada, adeziv sistem olarak iki aşamalı self-etch adeziv sistem olan Clearfil SE Bond kullanılmış, minede asitleme yapılmamıştır. Çalışmanın amacın farklı özelliklerde kaide materyallerinin kompozit rezinin mikrosızıntı ve bağlanma dayanımına etkisinin değerlendirilmesi olması nedeniyle sonuçları etkileyebilecek diğer parametreler

sabit tutulmuştur. Bu nedenle kavite boyutları dışında standardizasyonun sağlandığı diğer nokta, kullanılan adeziv sistem ve kompozit rezindir. Kompozit rezinlerin karşılaştırılmasında adezive bağlı değişkenleri ortadan kaldırmak amacıyla tek bir adeziv kullanımının gerekliliği belirtilmiştir (236).

Adeziv sistemlerin polimerizasyon reaksiyonu sırasında oluşan stresler ile, materyalin dentin dokusundan ayrılmasının, mine dokusundan ayrılmasına oranla daha kolay gerçekleşeceği ve mikrosızıntının bu bölgelerde daha fazla olacağı düşünülmektedir.

*Cardoso ve Sadek (2003)*, farklı adeziv sistemlerini kullandıkları çalışmalarında en düşük mikrosızıntı düzeyinin Clearfil SE Bond sisteminde belirlendiğini bildirmişlerdir (237).

*Moura ve ark. (2006)*, mine prizmalarının oryantasyonunun, uygulanan primerin içeriğinin ve asidik etkisinin diş sert dokusu ile rezin ara yüz morfolojisi üzerinde etkisi olduğunu ifade etmişlerdir. Ayrıca, Clearfil SE Bond uyguladıkları dişlerin SEM incelemesinde diş sert dokusu rezin arasında sıkı bir adaptasyonun olduğunu ve total-etch uygulanan dişlerde, sadece Clearfil SE Bond uygulanan dişlere göre daha çok sayıda rezin tagların görüldüğünü bildirmişlerdir (238).

*Demirci ve ark. (2007)*, adeziv sistemlerin farklı uygulama şekillerinin Sınıf V kavitelere mikrosızıntıya etkilerini inceledikleri çalışmalarının sonucunda hiçbir materyalin Sınıf V kavitelere mikrosızıntıyı tamamen elimine edemediğini belirtmişlerdir. Kavitelere normal prosedürde uygulanmış olan, total-etch ve self-etch sistemler arasında da istatistiksel olarak bir fark bulunmadığını bildirmişlerdir (239).

*Arias ve ark. (2004)*, Sınıf II kavitelere üç farklı adeziv sistemi karşılaştırmışlardır. Bu sistemler arasında self-etch adezivi diş sert dokusu ile rezin arasında sıkı bir adaptasyon oluşturmada en başarılı sistem olarak bulduklarını bildirmişlerdir (240).

*Borges ve ark. (2007)*, Sınıf V kavitelere self-etch ve total-etch sistem adezivlerin mikrosızıntı derecelerini karşılaştırdıkları çalışmalarında self-etch adezivleri daha başarılı bulunmuşlardır (241).

**Hanning ve ark. (1999)**, self-etch adezivle geleneksel asit etch adeziv uygulanan örneklerde, kavitelerde self-etch adezivlerin başarılı bir şekilde geleneksel asit etch adeziv üçlü uygulamasına alternatif olabileceğini bildirmişlerdir (242).

Günümüzde piyasada, üretici firmaların ‘Low Shrinkage Composites’ olarak isimlendirdikleri ve polimerizasyon büzülmesinin % 1.3-1.6 arasında değiştiğini belirttikleri hibrit ve mikrohibrit kompozit rezinler bulunmaktadır (Aelite LS Posterior, Bisco; Aelite LS Packable, Bisco; InTen-S, Ivoclar Vivadent ve ELS, Ceramco). Bu tip kompozit rezinlerin mikrosızıntı açısından değerlendirildiği ve hibrit kompozit rezinler ile karşılaştırıldığı çalışmalarda, hibrit kompozit rezinlerden istatistiksel olarak daha iyi mikrosızıntı değerleri göstermediği rapor edilmiştir (243,244).

**Calherios ve ark. (2004)**, tüm kavite kenarları minede olan Sınıf V restorasyonlardaki mikrosızıntı derecelerini değerlendirdikleri çalışmalarında; iki polimerizasyon büzülmesi düşük hibrit kompozit rezin (Aelite LS ve Inten-S) ile, bir mikrohibrit (Filtek 250) ve bir mikrofil (Heliomolar) kompozit rezin test edilmiştir. Örneklerin herhangi bir yaşlandırma prosedürüne tabi tutulmadığı bu çalışmanın sonucunda; Aelite LS Posterior ve Filtek Z250’ye ait sıra ortalamaları sırasıyla 28 ve 20 olarak bulunmuştur.

Literatürde Filtek Z250 kompozit rezin ile yapılan mikrosızıntı değerlendirmesine ait farklı sonuçlar bulunmaktadır. Paketlenebilir hibrit kompozit rezinler ile karşılaştırıldığı çalışmalarda, Filtek Z250 ile yapılan ve okluzal kenarlarda mikrosızıntı gözlenen Sınıf II restorasyonların yüzdesinin 6.7 ile 63.3 arasında değiştiği görülmektedir (245,246).

**Cavalcante ve ark. (2007)**, Sınıf II restorasyonlarda kullanılan iki farklı paketlenebilir hibrit kompozit rezin ile Filtek Z250’nin mikrosızıntı derecelerinin karşılaştırıldığı çalışmalarında Filtek Z250 ile yapılan restorasyonların yaklaşık % 60’ında gingivalde mikrosızıntı saptanmıştır (246).

Filtek Z250 ile bir paketlenebilir kompozit rezinin mikrosızıntılarının değerlendirildiği bir diğer çalışmada, Sınıf II restorasyonların gingivalinde görülen mikrosızıntı skorlarında materyaller arasında fark bulunmadığı bildirilmiştir (245).

Filtek Z250'de gözlenen mikrosızıntının fazla olmasının, doldurucu içeriğinin düşük ve polimerizasyon büzölmelerinin yüksek olması ile açıklanabileceği bildirilmiştir. Doldurucu içeriği daha az olan kompozit rezinlerde organik matriks miktarının artmasına bağlı olarak, polimerizasyon büzölmesinin daha fazla olduğu bildirilmektedir (247).

Bu çalışmada, Clearfil SE Bond ve Z250 kullanılarak yapılan restorasyonlarda Kontrol, Ionoseal, Theracal-LC, Ultra-Blend Plus ve Vitrebond Gruplarının Mikrosızıntı Gingival skor dağılımları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ( $p=0,078$ ).

*Senawongse ve ark. (2010)* tarafından yapılan bir çalışmada, kaide materyali kullanılmasının sınıf V restorasyonların mikrosızıntı derecelerine etkisi değerlendirilmiş, kullanılan kaide materyalinin restorasyonların gingival bölgesinde görölen mikrosızıntı oluşumunu azalttığı, bununla birlikte okluzal bölgede görölen mikrosızıntı üzerine herhangi bir etkisinin görülmediği bildirilmiştir (13).

Bu sonucun kompozit materyalin kavite duvarlarına bağlanmasında okluzal bölgede daha fazla mine, gingival bölgede ise dentinin olmasından ileri geldiği düşünölebilir. Restorasyonların mikrosızıntı değerleri üzerine yapılan birçok çalışmada minede sonlanan restorasyon kenarlarında mikrosızıntının dentin veya sementte sonlanan restorasyonlara göre daha az olduğu bildirilmiştir (50,248).

Bu çalışmada da Kontrol, Ionoseal, Theracal-LC, Ultra-Blend Plus ve Vitrebond Gruplarının okluzalde Mikrosızıntı Okluzal skor dağılımları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ( $p=0,260$ ). Kaide materyallerinin kullanılmasının okluzalde mikrosızıntı görülmesine anlamlı bir etki oluşturmadığı görölmüştür.

Kaide materyallerinin elastisite modölünün düşük olmasının, kompozit rezinin polimerizasyon büzölmesini kompanse etmenin yanı sıra, kavitenin C faktörü değerini düşürerek kompozit rezinin sızdırmazlığı üzerine katkıda bulunduğu rapor edilmiştir (248).

Kaide materyali kullanılmasının bir diğer avantajı ise fonksiyon esnasında okluzal kuvvetlere bağlı oluşun gerilme ve makaslama kuvvetlerini tolere etmeleri olarak bildirilmiştir (249,250).



Bu olumlu özelliklerinden dolayı günümüzde kompozit rezin ile birlikte kalsiyum hidroksit, cam iyonomer siman, MTA, akışkan kompozit gibi değişik kaide materyalleri kullanılmaktadır. Yakın zamanda ise kalsiyum hidroksit ve MTA'nın dentin yapımını teşvik edici özelliğini taşıyan yeni bir materyal geliştirilmiştir.

TheraCal LC isimli bu materyal, tiksotropik özelliği nedeniyle uygulaması kolay bir materyaldir.

**Estrela ve Holland (2003) ve Gondolfi ve ark. (2012)** TheraCal LC'nin kullanma kolaylığından dolayı MTA'ya göre daha üstün tıkama özelliğine sahip olduğunu bildirmişlerdir (11,251).

Ayrıca, üretici firma ışıkla polimerizasyondan sonra, materyalin yüksek fiziksel özelliklere ve düşük çözünürlük özelliğine sahip olması nedeniyle üzerine daimi restoratif materyalin hemen yerleştirilmesine izin verdiğini de bildirmiştir (252).

**Cantekin (2015)** TheraCal LC'nin metakrilat esaslı kompozitlere, silorane ve cam iyonomer esaslı restoratif materyallere göre daha iyi bağlanma gösterdiğini rapor etmiştir (136).

Bu çalışmada Theracal LC 'in kullanıldığı Grup 3'de gözlenen mikrosızıntının istatistiksel olarak anlamlı olmasa da kaide uygulanmayan kontrol grubundan az olmasının Theracal LC'nin yukarıda belirtilen özellikleriyle açıklanabileceği düşünülmektedir.

Çalışmada en yüksek mikrosızıntı skorları ışıkla sertleşen cam iyonomer siman Ionoseal'in kullanıldığı Grup 2'de gözlemlendi. Bu grupta hem okluzal hem de gingival bölgede çoğu örnekte 'Skor 3'ün görülmesi bu materyalin sınıf V kavitelelerin yapısal özelliğinden dolayı diş dokularına yeterli bağlanma sağlayamadığı ve hatta bu materyal ile kompozit rezin arasındaki bağlanmanın da araştırılması gerektiğini ortaya çıkarmaktadır. Bu grup ile hiç kaide materyali kullanılmayan kontrol grubu örneklerinde gözlenen mikrosızıntı skorları arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir farklılığın olmadığı tespit edildi.

Kaide uygulanmayan kontrol grubunda gözlenen mikrosızıntı skorlarının istatistiksel olarak anlamlı olmasa da Ionoseal'in kullanıldığı Grup 2'den az olmasının nedeni, kullandığımız adeziv sistem ve uyguladığımız kavitede bağlanma yüzeylerinin mideden ziyade dentin ve sementte olmasından ileri gelebilir.

**Randall ve Wilson (1999)** kompozit rezinin altında kaide materyali olarak cam iyonomer siman uygulanıp, uygulanmamasının kenar uyumu ve ikincil çürük oluşumunu önleme açısından benzer sonuçlar verdiğini bildirmişlerdir (253).

Bu çalışmada rezin modifiye cam iyonomer siman olan Vitrebond materyalinin kullanıldığı Grup 4'te okluzal ve gingival bölgelerde tespit edilen mikrosızıntı skorlarının diğer gruplardan daha düşük olmakla birlikte aralarında istatistiksel farklılığın olmadığı saptandı. Resin modifiye cam iyonomer simanların diş dokularına iyi bağlanma göstermelerinin bu sonucun alınmasında etkili olduğu düşünülmektedir (106).

**Chuang ve ark. (2003)** derin Sınıf II kaviterlerde rezin modifiye cam iyonomer siman kullanımının kenar sızıntısını azalttığını rapor etmişlerdir (254).

**Loguercio ve ark. (2002)** Sınıf II kaviterlerde kaide materyali olarak cam iyonomer siman veya akışkan kompozit rezin kullanımının kenar sızıntısına etkilerini inceledikleri çalışmalarında, en düşük kenar sızıntısı skorlarının cam iyonomer siman kullanılan grupta gözlendiğini bildirmişlerdir (255).

Gingival bölgede mine prizmalarının dizilimi anahtar deliği görüntüsünden farklı olarak düzensizdir. Mine dokusunun kısmen ince olduğu bu bölgede dentin kırılmalıdır, peritubuler dentin miktarı fazla olup tübül yoğunluğu azalmıştır (69,256). Eksentrik kuvvetlerle meydana gelen lateral deformasyon (flexure) sonucu oluşan streslerle, adeziv sistemlerin dışın gingival bölgesine olan bağlanması etkilenebilmektedir (257,258). Dentine bağlanma, mineye bağlanmaya göre daha karmaşık ve duyarlılığı daha yüksek olduğu için minenin daha ince olduğu gingival bölgede oklüzale göre daha fazla sızıntı meydana gelmektedir (259). Bu bulgu daha önceki yıllarda yapılan birçok çalışmada bildirilmiştir (34,260–262). Gingivalde bulunan su, kollajen ve minerallerden zengin bir doku olan dentinin kavite preparasyonu sırasında dentin tübüllerinin açıldığı ve dentin lenfi miktarının arttığı bilinmektedir (260). Dentin lenfinin varlığının adezivin polimerizasyonunu etkileyerek bağlanma değerlerinde azalmaya neden olabileceği ileri sürülmüştür (260).

**Wahab ve ark. (2003)** Sınıf V kaviterlerde çeşitli kompozit rezinlerin mikrosızıntı derecelerini inceledikleri çalışmalarında gingival bölgede oklüzale göre daha fazla mikro sızıntı oluştuğunu rapor etmişlerdir (221).

Dentin ve kompozit rezinin termal ekspansiyon katsayıları arasındaki farklılığın mine ve kompozit arasındaki farklılığa göre daha fazla olması gingival bölgede görülen yüksek sızıntı skorlarının nedeni olabileceği bildirilmiştir (221).

Bu çalışmada, tüm gruplarda Gingival ve Okluzal mikrosızıntı skorları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir. Gingival bölgede elde edilen mikrosızıntı skorlarının okluzal bölgede elde edilen skarlardan daha fazla olduğunu rapor eden çalışmaların sonuçları ile bu çalışmada benzer sonuçlar alınmaması örneklerin 5.000 devir termosiklus ile yaşlandırılmasıyla açıklanabilir. Termosiklus boyunca örnekler termal değişikliklere ek olarak suya tabi tutulurlar. Örneklerin ara yüzleri direkt olarak ısının değiştiği ortama açıktır. Termal stresler, oluşturdukları termal genişleme katsayılarındaki değişiklikler sayesinde mekanik stresler oluşturarak diş-restoratif ara yüzünde bağlanma bozukluğu meydana getirebilir (168).

## **5.2. Makaslama Bağlanma Dayanımı (MBD) Deneyi**

Kavite duvarı ve restorasyon ara yüzeyinde oluşan stresler genellikle kompleks olmakla birlikte esas olarak makaslama ve gerilme stresleri olarak adlandırılmaktadır. Bu nedenle de makaslama ve gerilme stresleri bağlanma kuvvetlerinin değerlendirilmesinde sıklıkla kullanılırlar. Makaslama bağlanma dayanımı testi, materyallerin farklı diş dokularına bağlanma dayanımlarının değerlendirilmesinde geçerli olarak kullanılan güvenilir bir yöntemdir (163).

MBD, dental materyallerin bağlanma özelliklerinin değerlendirilmesinde sıklıkla kullanılan bir yöntemdir. Cardoso ve ark. (2002), yaptıkları çalışmada dentin adezivlerin bağlanma direncini, mikrogerilim, makaslama, çekme testiyle değerlendirmiş ve her 3 testte de adezivlerin bağlanma direncinin aynı sıralama ile sonuçlandığını bildirmişlerdir (233).

Bu çalışmada bağlanma kuvvetini belirlemede etkili bir yöntem olan MBD kullanıldı.

Dentin yapısı ve kimyasal içeriği nedeni ile adeziv sistemlerle mineye bağlanmada elde edilen klinik başarı henüz dentinde sağlanamamıştır

Dentin, dentin lenfi içeren çok sayıda dentin tübülü, tübüllerin çevresindeki kollajen ağ ve hidroksiapatit kristallerinden oluşan vital bir dokudur. Tübüller, kollajen ağ içerisinde birbirine paralel uzanırlar (75). Klinikte kaide materyalleri genelde aksiyal duvara yerleştirilir. Bu bölgede dentin tübülleri pulpadan mine-dentin birleşimine doğru longitudinal olarak uzanmaktadırlar. Çalışmamızda klinikteki uygulamayı taklit etmek amacıyla astar ve restoratif materyal mezio distal yönde kesilen dişlerde, kesim yüzeylerine yerleştirilmiştir.

Kullanılan dişlerin yapısal özellikleri, test yöntemi, test öncesi bekleme koşulları, materyalin kalitesi ve uygulama şekli bağlanma dayanımının sonuçlarını etkileyen önemli faktörlerdendir.

Diş çekiminden sonra dentinde değişiklikler meydana geldiği, bu nedenle de test zamanına kadar dişlerin solüsyonlar içinde saklanması gerektiği bildirilmiştir. Bu amaca uygun olarak kullanılacak formalin, timol, etanol, serum fizyolojik, distile su gibi pek çok farklı solüsyon önerilmiştir. Birçok çalışmada dişler distile su içerisinde bekletilmiştir. Bu çalışmada da dişlerin kullanılacağı zamana kadar distile su içerisinde bekletilmesi tercih edilmiştir (211).

Bağlanma dayanımı testleri genellikle örneklerin hazırlanmasından 24 saat sonra yapılmaktadır. Örneklerin aktivasyonundan 24 saat sonra yapılan testlerin bağlanma dayanımı verileri, hemen sonra yapılan testlere göre daha yüksek bulunmuştur. Yapılan pek çok çalışmada olduğu gibi bu çalışmada da test öncesi örnekler 24 saat nemli ortamda bekletilmiştir (212).

Restoratif materyaller için uygulanan makaslama bağlanma deneyinde, materyaller arasında gerçekleşen kopma tipinin belirlenmesinde, taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile yapılan analizin kesin ve güvenilir bir yöntem olduğu kanıtlanmıştır ve bu yöntem altın standart olarak kabul edilmektedir (262). Bu tez çalışmasında da, örneklerin kopma yüzeyleri SEM'de incelenmiştir. Böylece bağlantı testi sonuçları daha ayrıntılı yorumlanabilmiştir.

Çalışmamızda 4 farklı kaide materyali kullanılarak kompozit rezinin dentine bağlanma özellikleri incelenmiştir. Herhangi bir kaide materyalinin kullanılmadığı Kontrol Grubunun Makaslama Bağlanma Dayanımı değerleri ortalaması Ionoseal, Theracal-LC, Ultra-Blend Plus ve Vitrebond Gruplarının ortalamalarından istatistiksel

olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuş ( $p=0,007$ ,  $p=0,0001$ ), kompozit rezinin self-etch adeziv sistem ile dentine bağlanma dayanımı kaide materyali varlığında azalmıştır.

Kompozit rezinin tabakalama teknik ile uygulanmasının bağlanma dayanımını arttırdığı düşünülebilir (189).

Self-etch sistemler, klinik olarak asit uygulama ve yıkama basamağının elimine edildiği, uygulama ve manipulasyon süresince hata yapma olasılığının azaltıldığı en ümit verici yaklaşımdır. Bu sistemlerin önemli bir avantajı, demineralizasyon ve rezin infiltrasyonunun aynı zamanda meydana gelmesidir. Klinik olarak uygulama süreleri geleneksel sistemlere göre daha kısadır (65,81).

*Yoldaş ve ark. (2003)* üç self-etch ve bir total-etch sistemin dentine makaslama bağlanma dayanımlarını karşılaştırmak amacı ile yaptıkları çalışmalarında self-etch sistemler arasında (Clearfil SE Bond, iBond, XenoIII) istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmamakla birlikte en yüksek bağlanma dayanımını Clearfil SE Bond'un gösterdiğini bildirmişlerdir (263).

Clearfil SE Bond, büzülme streslerine karşı adezivin gerilme kapasitesini arttırdığı düşünülen doldurucu partiküller (silikon dioksit) içeren bir materyaldir. pH'sının klasik fosforik asitten daha düşük olması nedeni ile demineralizasyon derinliği  $1 \mu\text{m}$ 'dir. Bu yüzeysel demineralizasyonda hem mikromekanik tutuculuk için yeterli derecede yüzey pörözitesi elde edilmekte, hem de kimyasal bağlanmaya katkı sağlayabilen hidroksiapatitler ortamdaki tamamen uzaklaşmamaktadır. Bunlara ek olarak içeriğinde, phenyl-p yerine hidroksiapatitin kalsiyumuna bağlanma potansiyeli olan MDP (10-Metakriloloiloksidodesil dihidrojen fosfat) bulunmaktadır. Tüm bu özellikleri nedeniyle yalnız Clearfil SE Bond kullanılan kontrol grubunda deney gruplarına göre daha yüksek bağlanma dayanımı değerlerinin elde edildiği düşünülmektedir (264).

Kompozit rezinlerin dentine ve mineye bağlanmasını sağlayan adeziv sistemlerde elde edilen gelişmeler, bu materyallerin diş sert dokularına daha güçlü bağlanmasını ve mikrosızıntının azalmasını sağlamıştır. Bununla birlikte, kompozit rezinlerde polimerizasyon sonrasında bir miktar "artık monomer" kalabildiği bildirilmiştir. Bu artık monomerlerin dentin kanalları aracılığıyla pulpa üzerinde toksik etki göstererek postoperatif hassasiyete ve irritasyona neden olabileceği bilinmektedir. Bu olumsuzlukları önlemek ve pulpayı korumak amacı ile derin dentin çürüğünün

uzaklaştırılmasından sonra açığa çıkmış pulpanın üstünü kapatacak ve dentin köprüsü oluşturabilecek kaide veya astar materyallerinin yerleştirilmesi gerekmektedir. Ancak bu materyallerin kompozit rezin altında kullanılmaları, dentin-kompozit rezin bağlanma dayanımını etkilemesi açısından tartışılmaya devam etmektedir (77).

Bu çalışmada, Vitrebond Grubunun Makaslama Bağlanma Dayanımı ortalaması Ionoseal, Theracal-LC ve Ultra-Blend Plus Gruplarının MBD ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ( $p=0,0001$ ).

RMCİS'ler dual sertleşme mekanizmasına sahiptirler, yani asit-baz reaksiyonuna ek olarak foto-kimyasal bir sertleşme de gösterirler (265).

Kimyasal yapılarına eklenen düşük miktardaki monomerler asit-baz reaksiyonunu destekleyen ikincil bir ışıkla polimerizasyon reaksiyonu sağlamaktadır.

Vitrebond kaide materyalinin RMCİS olması nedeniyle, diş dokularına adezyonu diğer kaide materyallerinden farklı olarak kimyasal ve fizikseldir. Bu farklılık, Vitrebond'un ortalama MBD değerinin diğer gruplardan daha yüksek çıkmasını açıklayabilir (265).

**Canepelle ve ark. (2017)** RMCİS (Vitrebond), Ultrablend Plus ve GCİS'ı (Vidrion F) kaide materyali olarak kullandıkları çalışmalarında ortalama MBD değeri sıralamasını GCİS, kontrol grubu, Vitrebond ve UltraBlend Plus olarak belirtmişlerdir. Bu sonuçta bizim çalışmamızı destekler niteliktedir (189).

Işıklı sertleşen CİS materyali olan Ionoseal'in kaide materyali olarak kullanıldığı grubun ortalama MBD değerleri ise RMCİS olan Vitrebond grubundan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşük bulunmuştur.

Ionoseal rezin esaslı bir cam iyonomer kaide materyalidir ve polimerizasyonu ışıkla başlamaktadır. Ionoseal'in içeriğinde metakrilat monomerlerin olması ve içeriğinin dentin bağlayıcı, kompozit ve kompomer materyallerine benzemesi yüksek bağlanma dayanımı beklentimizi açıklayabilmektedir (266,267).

Bununla birlikte, bu çalışmada değerlendirilen iki cam iyonomer kaide materyali grubu kontrol grubuna göre daha düşük bağlanma dayanımı göstermişlerdir.

Yapılan çalışmalarda uygulanan adeziv sistemlerdeki asidin cam iyonomer simanın yüzeyindeki matrikste bir çözünme meydana getirdiği ve cam partikülleri açığa çıkararak pürüzlü bir yüzey oluşturduğu belirtilmiştir. Pürüzlenmiş bu alan yüksek yüzey enerjisine, kimyasal olarak temizlenmiş ve mekanik adezyon için uygun bir yapıya sahiptir (268).

Oluşan bu yapı cam iyonomer siman materyalinin içeriğine, karıştırma şekli ve süresine göre değişkenlik gösterdiğinden dolayı çalışmamızdaki cam iyonomer siman grupları arasında bağlanma dayanımları farklı bulunmuştur.

*Xie ve ark. (2000)* yedi farklı geleneksel cam iyonomer esaslı materyalin dentin yüzeyindeki kırılma yüzeylerini SEM ile inceledikleri çalışmalarında, cam iyonomer simanların içeriğindeki cam partiküllerin büyüklüğü, polimer matriks ile ilişkileri, simanın yapısındaki porözite ve hava kabarcıklarının materyalin mekanik özelliklerini olumsuz etkilediğini, böylece bağlanma dayanımına etki edebileceğini bildirmişlerdir (269).

Cam iyonomer simanlar hidrofilik özelliği sayesinde dentin yapısını ıslatsa da, yoğun viskoziteleri nedeniyle mikro mekanik aralıklara çok iyi adapte olamazlar. Geleneksel cam iyonomer simanların dentine makro-makaslama bağlanma dayanımları 6-12 MPa arasında değişmektedir. Cam iyonomer simanın dentinle temas eden yüzey alanının astar materyallerine göre büyük olması, kompozit rezinin dentine bağlanma alanını da azaltabilir (77).

*Van de Sande ve ark. (2015)* cam iyonomer esaslı kaide materyallerinin kompozit restorasyonlara etkisi ve restorasyonların klinik ömrünü değerlendirdikleri çalışmalarında, kaideli ve kadesiz posterior kompozit restorasyonların 18 yıla kadar klinik başarısızlık oranlarının %1.9-2.1 arasında olduğunu ve bunlar arasındaki farkın anlamlı olmadığını belirtmişlerdir (270).

İdeal pulpa kaplama materyalleri arayışları günümüzde devam etmektedir. Son dönemlerde geliştirilen kalsiyum silikat doldurucu içeren pulpa kaplama materyali hem pulpayı koruyucu hem de dentin oluşumunu sağlamasıyla öne çıkmıştır. En güncel olanlar arasında Theracal- LC yer almaktadır. İçeriğindeki kalsiyum silikat, apatit kristallerinin oluşumunu indüklemesinin yanı sıra daha düzenli dentin köprüsünün oluşumunu da

sağlamaktadır (11). Bu materyallerin kompozit rezine ve dentine olan bağlanma dayanımı ile ilgili çalışmalar çok azdır.

**Cantekin (2015)** yaptığı çalışmada metakrilat bazlı kompozit ile ışıkla sertleşen TheraCal LC arasındaki makaslama bağlanma dayanımının kimyasal olarak sertleşen MTA'ya göre daha yüksek olduğunu bildirmiştir (136).

Bu çalışmada astar materyali olarak kullanılan TheraCal LC kontrol grubuna göre kompozit rezinin dentine bağlanma dayanımını azaltmıştır. 1,5 mm çapında uygulanan TheraCal LC kompozit rezinin dentine tutunma alanını azaltması, polimerize olurken büzülme göstermesi ve dentin ile arasında boşlukların meydana gelmesinin bağlanma dayanımını azaltmış olabileceği düşünülmektedir.

Theracal-LC Grubunun MBD değerleri ortalaması Ionoseal ve Ultra-Blend Plus Gruplarının MBD ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ( $p=0,0001$ ).

**Velagala ve ark. (2016)**, 3 farklı kaide materyali varlığında kompozit rezinin dentine bağlanma dayanımını inceledikleri in vitro çalışmalarında, Theracal-LC'nin kaide materyali olarak kullanıldığı grubun ortalama makaslama bağlanma değeri Biodentin'in kullanıldığı gruptan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Theracal-LC ve Ionoseal gruplarının ortalama makaslama bağlanma değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur. Theracal LC ve Ionoseal'in yapısında bulunan hidroksietil metakrilat (HEMA) nedeniyle kompozitin rezin ile kimyasal bir bağ oluşturdukları ve bu sebeple benzer sonuçlara sahip olduklarını belirtmişlerdir (188).

Restoratif materyallerin altına ve dentinin en derin yerine pulpayı korumak için kalsiyum hidroksit yerleştirilmesi önerilmektedir. Piyasada astar maddesi olarak kimyasal ve ışıkla sertleşen formları bulunmaktadır. Kimyasal olarak sertleşen kalsiyum hidroksit preparatları düşük sıkıştırma dayanımı, plastik deformasyon ve yüksek çözünürlük gibi olumsuz özelliklere sahiptir. Bu nedenle fiziksel özellikleri geliştirilen, rezin bazlı, ışıkla sertleşen formları piyasaya sürülmüştür (101).



Bu çalışmada kullanılan kalsiyum hidroksit materyali UltraBlend Plus'ın rezin-dentin bağlanma dayanımını etkilediği görüldü. Işıkla sertleşen kalsiyum hidroksit kullanılan grupta bağlanma dayanımı kontrol grubuna göre düşük bulundu.

Daha önce yapılan bir çalışmada, dentin ile ışıkla sertleşen kalsiyum hidroksit arasında gap (boşluk) oluştuğu bildirilmiştir. Bu boşluklar, ışıkla sertleşen materyalin polimerizasyon büzülmesine uğraması ve polimerizasyon sırasında materyalin ışık kaynağına doğru hareketiyle dentin yüzeyinden ayrılması sonucu oluşabileceği bildirilmiştir. Bu durumun rezin-dentin ara yüzünde bağlanma dayanımının azalmasına neden olduğu ileri sürülmüştür (12).

**Papadkou ve ark. (1990)**, yaptıkları SEM çalışmasında kimyasal sertleşen kalsiyum hidroksitin ışıkla sertleşen materyale oranla dentine ve kompozit rezine bağlanma özelliğinin daha iyi olduğunu göstermişlerdir (12).

**Cebe ve ark. (2011)**, kimyasal olarak sertleşen kalsiyum hidroksit uyguladıktan sonra bekleme süresine göre adezivlerin dentine bağlanma dayanımlarını incelemişlerdir. Kalsiyum hidroksitin sertleşme süresinin bağlanma dayanımına etkisi önemli bulunmamıştır. Ayrıca kalsiyum hidroksit uygulanan gruplar ile kontrol grubu arasındaki bağlanma dayanımı karşılaştırıldığında fark istatistiksel olarak önemsiz bulunmuştur (271). Bu çalışmalar, astar materyali olarak kullanılan kalsiyum hidroksitin bağlanma dayanımına etkisinin önemsiz olduğunu göstermektedir.

Ancak kimyasal sertleşen kalsiyum hidroksit üzerine uygulanan adeziv sistemin pH'nın asidik olması nedeniyle pulpa kaplama materyalinin yumuşamasına ve dağılmasına neden olabilmektedir. Bu etkiler adeziv sistemin kontaminasyonuna neden olarak mikrosızıntıya yol açabilmektedir (272). Klinik pratikte, uygulaması kolay olan ve sertleştikten sonra daha rijit olan ışıkla sertleşen kalsiyum hidroksit materyalleri tercih edilebilir. UtraBlend Plus, kalsiyum hidroksit içeren ışıkla sertleşen bir rezin kaide materyalidir. Bu malzemenin rezin bileşenlerinden biri olan diüretan dimetakrilat (UDMA), NH grubu sayesinde hem hidrofilik özellik taşır hem de smear ile kaplanmış dentin yüzeyinin uygun bir şekilde ıslatılması sağlar.

**Canapelle ve ark. (2017)**, RMCİS (Vitrebond), Ultrablend Plus ve GİS materyallerini (Vidrion F) karşılaştırdıkları çalışmalarında en düşük ortalama

makaslama bağlanma dayanımı değerinin Ultrablend Plus'a ait olduğunu belirtmişlerdir (189).

Bu çalışmada da Canapelle ve ark. çalışmasına benzer olarak bu çalışmaya benzer olarak UltraBlend Plus grubunun ortalama makaslama bağlanma dayanımı, kontrol ve Vitrebond grubunun ortalama makaslama bağlanma dayanımından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu.

UltraBlend Plus dentine yaklaşık 5 MPa bağlanma dayanımı ile bağlanır ve bu bağlanma değeri zayıf bir bağlanmanın göstergesidir. Polimerizasyon büzülmesi sırasında büzülür. Kompozit rezin altında kaide materyali olarak kullanıldığı zaman meydana gelen bu büzülmenin dentin ve kaide materyali arasında çatlak yüzeylerin oluşumuna neden olabileceği;.dentine adezyonu zayıflatan termal ve mekanik etkilerle meydana gelen çatlak alanların sayısının artabileceği bildirilmiştir (273).

Kalsiyum hidroksit içerikli kaide materyalleri zayıf mekanik özellikler gösterirler. Cam iyonomer esaslı olanlar ise genellikle hem gerilme hem sıkıştırma dayanımı bakımından daha güçlüdür (274).

Işıkla sertleşen kaide ve astar materyallerinin hazır olarak kapsül ya da şırıngalarda bulunması ve böylece içeriğinin homojen olması kimyasal olarak sertleşen materyallere göre birçok avantajı sağlar.

Bu avantajlardan en önemlileri yüksek bağlanma kuvveti ve üstün fiziksel özellikleridir (275). Ancak ışıkla sertleşme sırasında kimyasal sertleşmeye göre daha fazla büzülmenin meydana gelmesi dentin ile kaide materyali arasında ayrılma ve boşlukların oluşmasına neden olmaktadır. Ayrıca kompozit rezinin dentine tutunma yüzeyini azalttıklarından dolayı makaslama bağlanma dayanımını da etkileyebilmektedir. Bu çalışmanın bulgularıda kaide materyallerinin kompozit rezinin dentine bağlanma dayanımını azalttığını gösterdi.

Taramalı elektron mikroskobu ile yapılan kopma yüzeyi analizinde restorasyon sınırları tümüyle izlenebildiği için x55 büyütme tercih edilmiştir.

Adeziv-diş sert dokuları arasındaki kopmalar bağlanmanın en zayıf olduğu bölgede meydana gelmektedir. Yapılan bir çalışmada, mine ve dentin dokusunda yüksek bağlanma direnci elde edilen gruplarda daha çok rezin ve diş dokusundan koheziv veya

karışık tipte başarısızlıklar gözlenirken, düşük bağlanma direnci gösteren gruplarda rezin ve diş dokusu arasında adeziv başarısızlıklar izlendiği bildirilmiştir (276).

Dentin yüzeyinin elastisite modülünün adeziv rezin ile karşılaştırıldığında daha düşük olmasının bağlantı ara yüzeyinde eşit olmayan stres dağılımına, buna bağlı olarak dentin yüzeyinde miks tipte kopmaların daha fazla görülmesine neden olabileceği bildirilmiştir (66). Bu çalışmada da, kontrol ve deney gruplarında elde edilen kopma yüzeyleri Stereomikroskop ile incelendiğinde, çoğunlukla miks tipte kopma gözlemlendi.

Çalışmamızın limitasyonları ise, çürüksüz insan üçüncü büyük azı dişlerinin bulunmasının güçlüğünden dolayı grup başına düşen örnek sayısının az olması, *in vitro* koşullarda gerçekleştirilen çalışmamızın klinik koşulları tam olarak yansıtmaması düşünülmektedir.

## 6. SONUÇLAR

1. Bu çalışmada yer alan kontrol ve deney grupları arasında hem gingival hem okluzal bölgede mikrosızıntı skorları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ( $p=0,078$   $p=0,260$ ).
2. Deney gruplarında yer alan kaide materyallerinin tümünün, termal siklus ile yaşlandırma işlemleri sonrasında, Sınıf V restorasyonlarda okluzal ve gingival bölgede mikrosızıntıyı tamamen engelleyemediği görüldü.
3. Gingival bölgedeki mikrosızıntı değerlendirildiğinde en fazla 0 skoru **Vitrebond™** grubunda görüldü. Bu grubu **TheraCal LC®**, **Kontrol**, **Ionoseal®** ve **Ultra-Blend® plus** grupları izledi.
4. Okluzal bölgedeki mikrosızıntı değerlendirildiğinde en fazla 0 skoru **Kontrol** grubunda görüldü. Bu grubu **Vitrebond™**, **TheraCal LC®**, **Ionoseal®** ve **Ultra-Blend® plus** grupları izledi.
5. Tüm gruplarda gingival ve okluzal bölgede elde edilen mikrosızıntı skorları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı belirlendi.
6. Kontrol grubunun MBD değerleri, deney gruplarının MBD değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ( $p=0,0001$ ).
7. **Vitrebond™** Grubunun MBD değerleri tüm deney gruplarının MBD değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek ( $p=0,0001$ ), **TheraCal LC®** Grubunun MBD değerleri tüm deney gruplarının MBD değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük ( $p=0,0001$ ) bulundu.
8. Stereomikroskop ve SEM ile yapılan kopma tipi analizinde bütün örneklerde en çok miks tipte kopma görüldü.
9. Bu *in vitro* çalışmada kaide materyali varlığının kontrol grubuna oranla kompozit rezinin makaslama bağlanma dayanımını önemli ölçüde azalttığı, bununla birlikte mikrosızıntıyı engelleyemediği görüldü.

Sonuç olarak bu *in-vitro* çalışmanın koşulları altında elde edilen bulgulara göre, kompozit resin restorasyonlarda, RMCİS özelliğindeki kaide materyallerinin self etch

dentin bağlayıcı sistem ile birlikte kullanılmasının mikrosızıntı ve MBD değerleri üzerinde olumsuz etkisi bulunmadığı görüldü. Bu bulguların ışığında, çocuk diş hekimliği klinik pratiğinde astar materyali uygulanması gereken restorasyon tiplerinde RMCİS esaslı materyallerin öncelikli olarak tercih edilebileceği düşünülmektedir.

Bununla birlikte, bu sonuçların farklı kaide materyallerinin ve adeziv sistemlerin karşılaştırmalı olarak incelendiği randomize klinik deneylerle desteklenmesinin yararlı olacağı düşünülmektedir.



## 7. KAYNAKLAR

1. Leinfelder KF. Changing restorative traditions: the use of bases and liners. *J Am Dent Assoc.* 1994 Jan 1;125(1):65–7.
2. Retief DH. Do adhesives prevent microleakage? *Int Dent J.* 1994 Feb;44(1):19–26.
3. Brännström M, Mattsson B, Torstenson B. Materials techniques for lining composite resin restorations: a critical approach. *J Dent.* 1991 Apr;19(2):71–9.
4. Pereira JC, Manfio AP, Franco EB, Lopes ES. Clinical evaluation of Dycal under amalgam restorations. *Am J Dent.* 1990 Apr;3(2):67–70.
5. Hilton TJ. Cavity sealers, liners, and bases: current philosophies and indications for use. *Oper Dent.* 1996 21(4):134–46.
6. Briso ALF, Rahal V, Mestrenere SR, Dezan Junior E. Biological response of pulps submitted to different capping materials. *Braz Oral Res.* 2006 Sep;20(3):219–25.
7. Stanley HR, Pameijer CH. Pulp capping with a new visible-light-curing calcium hydroxide composition (Prisma VLC Dycal). *Oper Dent.* 1985;10(4):156–63.
8. Surdevant CM., Roberson TM., Heymann HO. SJ. *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry.* 1995.
9. Mount GJ. Buonocore Memorial Lecture. Glass-ionomer cements: past, present and future. *Oper Dent.* 1994 19(3):82–90.
10. Molina GF, Cabral RJ, Mazzola I, Lascano LB, Frecken JE. Mechanical performance of encapsulated restorative glass-ionomer cements for use with Atraumatic Restorative Treatment (ART). *J Appl Oral Sci.* 2013 Jun;21(3):243–9.
11. Gandolfi MG, Siboni F, Prati C. Chemical-physical properties of TheraCal, a novel light-curable MTA-like material for pulp capping. *Int Endod J.* 2012;45(6):571–9.
12. Papadakou M, Barnes IE, Wassell RW, McCabe JF. Adaptation of two different calcium hydroxide bases under a composite restoration. *J Dent.* 1990;18(5):276–80.
13. Senawongse P, Pongprueksa P, Tagami J. The effect of the elastic modulus of low-viscosity resins on the microleakage of Class V resin composite restorations under occlusal loading. *Dent Mater J.* 2010 May;29(3):324–9.
14. Yip HK, Tay FR, Ngo HC, Smales RJ, Pashley DH. Bonding of contemporary glass ionomer cements to dentin. *Dent Mater.* 2001 Sep;17(5):456–70.
15. Oskoe SS, Kimyai S, Bahari M, Motahari P, Eghbal MJ, Asgary S. Comparison of shear bond strength of calcium-enriched mixture cement and mineral trioxide aggregate to composite resin. *J Contemp Dent Pract.* 2011 Nov 1;12(6):457–62.
16. Cantekin K. Bond strength of different restorative materials to light-curable mineral trioxide aggregate. *J Clin Pediatr Dent.* 2015;39(2):143–8.
17. Sakaguchi RL PJ. *Restorative materials-Composites and Polymers. Craig's Restorative Dental Materials.* 13th ed. Philadelphia: Mosby Elsevier. 2012.

18. Ferracane JL. *Current trends in dental composites*. Crit Rev Oral Biol Med. 1995;6(4):302–18.
19. Lutz F, Phillips RW. A classification and evaluation of composite resin systems. *J Prosthet Dent*. 1983 Oct;50(4):480–8.
20. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Vanherle G. Composite resins in the 21st century. *Quintessence Int*. 1993 Sep;24(9):641–58.
21. Dos Santos PH, Catelan A, Albuquerque Guedes AP, Umeda Suzuki TY, de Lima Godas AG, Fraga Briso AL, et al. Effect of thermocycling on roughness of nanofill, microfill and microhybrid composites. *Acta Odontol Scand*. 2015 Apr 3;73(3):176–81.
22. Burgess JO, Walker R, Davidson JM. Posterior resin-based composite: review of the literature. *Pediatr Dent*. 1996 24(5):465–79.
23. Palaniappan S, Elsen L, Lijnen I, Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P. Three-year randomised clinical trial to evaluate the clinical performance, quantitative and qualitative wear patterns of hybrid composite restorations. *Clin Oral Investig*. 2010 Aug 8;14(4):441–58.
24. Trujillo-Lemon M, Ge J, Lu H, Tanaka J, Stansbury JW. Dimethacrylate derivatives of dimer acid. *J Polym Sci Part A Polym Chem*. 2006 Jun 15;44(12):3921–9.
25. Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Quantitative determination of stress reduction by flow in composite restorations. *Dent Mater*. 1990 Jul;6(3):167–71.
26. Ilie N, Hickel R. Investigations on a methacrylate-based flowable composite based on the SDR™ technology. *Dent Mater*. 2011 Apr 1;27(4):348–55.
27. Sakaguchi RL, Powers JM. *Craig's restorative dental materials*. Elsevier/Mosby; 2012.
28. Dayangaç B. *Kompozit Rezin Restorasyonlar*, Ankara-2000, Güneş Kitabevi Ltd. Şti. Say:1-20, 74-84. Ankara: Güneş Kitabevi; 2000. 74-84 p.
29. Kumar SR, Bhat IK, Patnaik A. Novel dental composite material reinforced with silane functionalized micro-sized gypsum filler particles. *Polym Compos*. 2017 Feb 1;38(2):404–15.
30. Lung CYK, Sarfraz Z, Habib A, Khan AS, Matinlinna JP. Effect of silanization of hydroxyapatite fillers on physical and mechanical properties of a bis-GMA based resin composite. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2016 Feb;54:283–94.
31. Al. GH et. *Operative Dentistry*, ed 4, St Louis 1982, Mosby.
32. Türkün S. Kompozit Rezinlerde güncel yaklaşımlar. *GMAG Diş Hekim Derg*. 2016;1(June 2015):14–24.
33. Gladwin MA. *Clinical aspects of dental materials : theory, practice, and cases / Marcia Gladwin, Michael Bagby*. - Version details - Trove. USA; 2009. 60-72 p.
34. Chen HY, Manhart J, Hickel R, Kunzelmann KH. Polymerization contraction stress in light-cured packable composite resins. *Dent Mater*. 2001 May;17(3):253–9.

35. Davidson CL, De Gee AJ. Relaxation of Polymerization Contraction Stresses by Flow in Dental Composites. *J Dent Res*. 1984 Feb 8;63(2):146–8.
36. Bayne SC, Thompson JY, Swift EJ, Stamatiades P, Wilkerson M. A characterization of first-generation flowable composites. *J Am Dent Assoc*. 1998 May;129(5):567–77.
37. Türkün LS, Türkün M, Ozata F. Two-year clinical evaluation of a packable resin-based composite. *J Am Dent Assoc*. 2003 Sep;134(9):1205–12.
38. Imazato S. Antibacterial properties of resin composites and dentin bonding systems. *Dent Mater*. 2003 Sep;19(6):449–57.
39. Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R. Siloranes in dental composites. *Dent Mater*. 2005 Jan;21(1):68–74.
40. Pérez MM, Ghinea R, Ugarte-Alván LI, Pulgar R, Paravina RD. Color and translucency in silorane-based resin composite compared to universal and nanofilled composites. *J Dent*. 2010 Jan;38:e110–6.
41. Noort R van. Introduction to dental materials. Mosby/Elsevier; 2007. 308 p.
42. Ergücü Z, Türkün LS. Surface Roughness of Novel Resin Composites Polished with One-step Systems. *Oper Dent*. 2007 Mar;32(2):185–92.
43. Jandt KD, Sigusch BW. Future perspectives of resin-based dental materials. *Dent Mater*. 2009;25(8):1001–6.
44. Mitra SB, Wu D, Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. *J Am Dent Assoc*. 2003 Oct;134(10):1382–90.
45. Itota T, Carrick TE, Yoshiyama M, McCabe JF. Fluoride release and recharge in giomer, compomer and resin composite. *Dent Mater*. 2004 Nov;20(9):789–95.
46. Pilo R, Oelgiesser D, Cardash HS. A survey of output intensity and potential for depth of cure among light-curing units in clinical use. *J Dent*. 1999 Mar;27(3):235–41.
47. POSKUS L, Placido E, Cardoso PEC. Influence of placement techniques on Vickers and Knoop hardness of class II composite resin restorations. *Dent Mater*. 2004 Oct;20(8):726–32.
48. Wei Y, Silikas N, Zhang Z, Watts DC. Hygroscopic dimensional changes of self-adhering and new resin-matrix composites during water sorption/desorption cycles. *Dent Mater*. 2011 Mar;27(3):259–66.
49. Wajdowicz MN, Vandewalle KS, Means MT. Shear bond strength of new self-adhesive flowable composite resins. *Gen Dent*. 2012 60(2):e104-8.
50. Goracci C, Margvelashvili M, Giovannetti A, Vichi A, Ferrari M. Shear bond strength of orthodontic brackets bonded with a new self-adhering flowable resin composite. *Clin Oral Investig*. 2013 Mar 27;17(2):609–17.
51. Yap AU, Ng SC, Siow KS. Soft-start polymerization: influence on effectiveness of cure and post-gel shrinkage. *Oper Dent*. 2001 26(3):260–6.



52. Graphics Inc P. *Clinical Evaluation of Posterior Composite Restorations in Endodontically Treated Teeth*. 2006.
53. Aw TC, Nicholls JI. Polymerization shrinkage of densely-filled resin composites. *Oper Dent*. 2000 26(5):498–504.
54. Kostoryz EL., Tong PY., Chappelow CC., Glaros AG., Eick JD. YD. In vitro toxicity of spiroorthocarbonate monomers designed for non-shrinking dental restoratives. *J Biomater Sci Polym Ed*. 2000;11:187–96.
55. Sakaguchi RL, Ferracane JL. Stress transfer from polymerization shrinkage of a chemical-cured composite bonded to a pre-cast composite substrate. *Dent Mater*. 1998 Mar;14(2):106–11.
56. Ferracane J. Developing a more complete understanding of stresses produced in dental composites during polymerization. *Dent Mater*. 2005 Jan;21(1):36–42.
57. Tarle Z, Meniga A, Ristic M, Sutalo J, Pichler G, Davidson CL. The effect of the photopolymerization method on the quality of composite resin samples. *J Oral Rehabil*. 1998 Jun;25(6):436–42.
58. Rueggeberg FA, Ergle JW, Mettenburg DJ. Polymerization Depths of Contemporary Light-Curing Units Using Microhardness. *J Esthet Restor Dent*. 2000 Nov 1;12(6):340–9.
59. Lutz F, Krejci I, Barbakow F. Quality and durability of marginal adaptation in bonded composite restorations. *Dent Mater*. 1991 Apr;7(2):107–13.
60. Bektaş Ö. Işık Kaynakları, Polimerizasyon ve Klinik Uygulamalar. *EÜ Dişhek Fak Derg*. 2006;27:117–24.
61. Kanca J, Suh BI. Pulse activation: reducing resin-based composite contraction stresses at the enamel cavosurface margins. *Am J Dent*. 1999 Jun;12(3):107–12.
62. Buonocore MG. A Simple Method of Increasing the Adhesion of Acrylic Filling Materials to Enamel Surfaces. *J Dent Res*. 1955 Dec 9;34(6):849–53.
63. Summitt JB. *Fundamentals of operative dentistry: a contemporary approach*. Quintessence Pub; 2006. 141-186 p.
64. Jayasheel A, Niranjana N, Pamidi H, Suryakanth M. Comparative Evaluation of shear Bond Strength of universal Dental Adhesives -An in vitro study. *J Clin Exp Dent*. 2017 Jul;9(7):0–0.
65. 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(3):215–35.
66. Shimada Y, Iwamoto N, Kawashima M, Burrow MF, Tagami J. Shear bond strength of current adhesive systems to enamel, dentin and dentin-enamel junction region. *Oper Dent*. 2003 28(5):585–90.
67. Di Renzo M, Ellis TH, Sacher E, Stangel I. A photoacoustic FTIRS study of the chemical modifications of human dentin surfaces: II. Deproteinization. *Biomaterials*. 2001 Apr;22(8):793–7.

68. Ermis RB, De Munck J, Cardoso MV, Coutinho E, Van Landuyt KL, Poitevin A, et al. Bond strength of self-etch adhesives to dentin prepared with three different diamond burs. *Dent Mater.* 2008 Jul;24(7):978–85.
69. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res.* 1982 May;16(3):265–73.
70. Van Meerbeek B, Lambrechts P, Inokoshi S, Braem M, Vanherle G. Factors affecting adhesion to mineralized tissues. *Oper Dent.* 1992;Suppl 5:111–24.
71. Arrais CAG, Giannini M, Nakajima M, Tagami J. Effects of additional and extended acid etching on bonding to caries-affected dentine. *Eur J Oral Sci.* 2004 Oct;112(5):458–64.
72. Ernsta C-P, Kötter T, Victor A, Canbek K, Brandenbusch M, Willershausen B. Marginal integrity of self- and total-etching adhesives in two different application protocols. *J Adhes Dent.* 2004;6(1):25–32.
73. Swift EJ. Dentin/enamel adhesives: review of the literature. *Pediatr Dent.* 2002;24(5):456–61.
74. SUZUKI T, FINGER W. Dentin adhesives: site of dentin vs. bonding of composite resins. *Dent Mater.* 1988 Dec;4(6):379–83.
75. Van Meerbeek B, Perdigão J, Lambrechts P, Vanherle G. The clinical performance of adhesives. *J Dent.* 1998 Jan;26(1):1–20.
76. Silverstone LM, Hicks MJ, Featherstone MJ. Oral fluid contamination of etched enamel surfaces: an SEM study. *J Am Dent Assoc.* 1985 Mar;110(3):329–32.
77. Heymann H, Swift EJ, Ritter A V., *Sturdevant CM. Sturdevant's art and science of operative dentistry.* Elsevier/Mosby; 2013. 548 p.
78. Barlcmeier WW, Gwinnett JA RH. *International Symposium on Adhesives in Dentistry, Operative Dentistry Supplement.* 1992.
79. Schwartz RS, Summit JB, Robbms W SJ. *Fundamentals of Operative Dentistry USA: Quintessence Publishing Co.* 1996. 141-186 p.
80. Perdigão J, Loguercio AD. Universal or Multi-mode Adhesives: Why and How? *J Adhes Dent.* 2014 Apr;16(2):193–4.
81. Van Meerbeek B, Van Landuyt K, De Munck J, Hashimoto M, Peumans M, Lambrechts P, et al. Technique-sensitivity of contemporary adhesives. *Dent Mater J.* 2005 Mar;24(1):1–13.
82. Phrukkanon S, Burrow MF, Hartley PG, Tyas MJ. The influence of the modification of etched bovine dentin on bond strengths. *Dent Mater.* 2000 Jul 1;16(4):255–65.
83. Loguercio A, Luque-Martinez I, Muñoz M, Szesz A, Cuadros-Sánchez J, Reis A. A Comprehensive Laboratory Screening of Three-Step Etch-and-Rinse Adhesives. *Oper Dent.* 2014 Nov;39(6):652–62.

84. Takamizawa T, Barkmeier WW, Tsujimoto A, Berry TP, Watanabe H, Erickson RL, et al. Influence of different etching modes on bond strength and fatigue strength to dentin using universal adhesive systems. *Dent Mater.* 2016 Feb;32(2):e9–21.
85. Moazzami S, Sarabi N, Hajizadeh H, Majidinia S, Li Y, Meharry M, et al. Efficacy of Four Lining Materials in Sandwich Technique to Reduce Microleakage in Class II Composite Resin Restorations. *Oper Dent.* 2014;39(3):256–63.
86. Luque-Martinez I V., Perdigão J, Muñoz MA, Sezinando A, Reis A, Loguercio AD. Effects of solvent evaporation time on immediate adhesive properties of universal adhesives to dentin. *Dent Mater.* 2014 Oct;30(10):1126–35.
87. Muñoz MA, Luque I, Hass V, Reis A, Loguercio AD, Bombarda NHC. Immediate bonding properties of universal adhesives to dentine. *J Dent.* 2013 May;41(5):404–11.
88. Chen C, Niu L-N, Xie H, Zhang Z-Y, Zhou L-Q, Jiao K, et al. Bonding of universal adhesives to dentine – Old wine in new bottles? *J Dent.* 2015 May;43(5):525–36.
89. Perdigão J, Kose C, Mena-Serrano A, De Paula E, Tay L, Reis A, et al. A New Universal Simplified Adhesive: 18-Month Clinical Evaluation. *Oper Dent.* 2014 Mar;39(2):113–27.
90. Giannini M, Makishi P, Ayres APA, Vermelho PM, Fronza BM, Nikaido T, et al. Self-Etch Adhesive Systems: A Literature Review. *Braz Dent J.* 2015 Feb;26(1):3–10.
91. Sai K, Shimamura Y, Takamizawa T, Tsujimoto A, Imai A, Endo H, et al. Influence of degradation conditions on dentin bonding durability of three universal adhesives. *J Dent.* 2016 Nov;54:56–61.
92. Zhang Z, Tian F, Niu L, Ochala K, Chen C, Fu B, et al. Defying ageing: An expectation for dentine bonding with universal adhesives? *J Dent.* 2016 Feb;45:43–52.
93. Oliveira LCA, Duarte S, Araujo CA, Abrahão A. Effect of low-elastic modulus liner and base as stress-absorbing layer in composite resin restorations. *Dent Mater.* 2010 Mar;26(3):e159–69.
94. Ruiz J-L, Mitra S. Using cavity liners with direct posterior composite restorations. *Compend Contin Educ Dent.* 2006 Jun;27(6):347–51; quiz 352.
95. Yoshiyama M. A review of polymerization contraction: the influence of stress development versus stress relief. *Oper Dent.* 1996;Jan-Feb;21:17–24.
96. Alomari QD, Reinhardt JW, Boyer DB. Effect of liners on cusp deflection and gap formation in composite restorations. *Oper Dent.* 2001 26(4):406–11.
97. Gordan V V, Vargas MA, Cobb DS, Denehy GE. Evaluation of acidic primers in microleakage of Class 5 composite resin restorations. *Oper Dent.* 1998 23(5):244–9.
98. Camps J, Déjou J, Rémusat M, About I. Factors influencing pulpal response to cavity restorations. *Dent Mater.* 2000 Nov 1;16(6):432–40.

99. Yoshiyama M, Masada J, Uchida A, Ishida H. Scanning Electron Microscopic Characterization of Sensitive vs. Insensitive Human Radicular Dentin. *J Dent Res*. 1989 Nov 9;68(11):1498–502.
100. Yang YK, Chan KC. Effect of varnishes on surface microhardness of basing materials. *J Esthet Dent*. 1991 3(3):103–5.
101. Weiner R. Liners and bases in general dentistry. *Aust Dent J*. 2011;56(SUPPL. 1):11–22.
102. Hilton TJ. Keys to Clinical Success with Pulp Capping: A Review of the Literature. *Oper Dent*. 2009 Sep;34(5):615–25.
103. Torneck CD, Moe H, Howley TP. The effect of calcium hydroxide on porcine pulp fibroblasts in vitro. *J Endod*. 1983 Apr;9(4):131–6.
104. Schuurs AH, Gruythuysen RJ, Wesselink PR. Pulp capping with adhesive resin-based composite vs. calcium hydroxide: a review. *Endod Dent Traumatol*. 2000 Dec;16(6):240–50.
105. Wilson AD, Kent BE. A new translucent cement for dentistry. The glass ionomer cement. *Br Dent J*. 1972 Feb 15;132(4):133–5.
106. Lin A, McIntyre NS, Davidson RD. Studies on the Adhesion of Glass-ionomer Cements to Dentin. *J Dent Res*. 1992 Nov 20;71(11):1836–41.
107. Sidhu SK, Watson TF. Resin-modified glass ionomer materials. A status report for the American Journal of Dentistry. *Am J Dent*. 1995 Feb;8(1):59–67.
108. Trushkowsky R. The role of glass ionomers in minimally invasive restorative dentin. *Dent Today*. 2005 Apr;24(4):72–4, 76–7; quiz 77.
109. Donly KJ, Segura A, Kanellis M, Erickson RL. Clinical performance and caries inhibition of resin-modified glass ionomer cement and amalgam restorations. *J Am Dent Assoc*. 1999 Oct;130(10):1459–66.
110. Toschi E, Ruggeri O, Semprini P, Montanari MC, Prati C. [The marginal leakage of amalgam and Vitrebond restorations after an occlusal load test]. *Minerva Stomatol*. 1993 42(11–12):487–90.
111. Cattani-Lorente MA, Godin C, Meyer JM. Mechanical behavior of glass ionomer cements affected by long-term storage in water. *Dent Mater*. 1994 Jan;10(1):37–44.
112. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, J. DM, K.L. VL. State of the art of self-etch adhesives. *Dent Mater*. 2011 Jan;27(1):17–28.
113. Erhardt MCG, Toledano M, Osorio R, Pimenta LA. Histomorphologic characterization and bond strength evaluation of caries-affected dentin/resin interfaces: Effects of long-term water exposure. *Dent Mater*. 2008 Jun;24(6):786–98.
114. Fawzy AS, Amer MA, El-Askary FS. Sodium hypochlorite as dentin pretreatment for etch-and-rinse single-bottle and two-step self-etching adhesives: atomic force microscope and tensile bond strength evaluation. *J Adhes Dent*. 2008 Feb;10(2):135–44.

115. Swift EJ, Triolo PT, Barkmeier WW, Bird JL, Bounds SJ. Effect of low-viscosity resins on the performance of dental adhesives. *Am J Dent.* 1996 Jun;9(3):100–4.
116. Montes MAJR, de Goes MF, Ambrosano GMB, Duarte RM, Sobrinho LC. The effect of collagen removal and the use of a low-viscosity resin liner on marginal adaptation of resin composite restorations with margins in dentin. *Oper Dent.* 2003 28(4):378–87.
117. Gordan V V, Shen C, Mjor IA. Marginal gap repair with flowable resin-based composites. *Gen Dent.* 2004 52(5):390–4.
118. Boeckh C, Schumacher E, Podbielski A, Haller B. Antibacterial Activity of Restorative Dental Biomaterials in vitro. *Caries Res.* 2002;36(2):101–7.
119. Little PA, Wood DJ, Bubbs NL, Maskill SA, Mair LH, Youngson CC. Thermal conductivity through various restorative lining materials. *J Dent.* 2005 Aug;33(7):585–91.
120. Fujisawa S, Kadoma Y. Action of eugenol as a retarder against polymerization of methyl methacrylate by benzoyl peroxide. *Biomaterials.* 1997 May;18(9):701–3.
121. He L-H, Purton DG, Swain M V. A suitable base material for composite resin restorations: Zinc oxide eugenol. *J Dent.* 2010 Apr;38(4):290–5.
122. Kashtalyan M, Menshykova M. Three-dimensional analysis of a functionally graded coating/substrate system of finite thickness. *Philos Trans R Soc A Math Phys Eng Sci.* 2008 May 28;366(1871):1821–6.
123. Cohen B, Volovich Y, Musikant B, Deutsch A. The Effects of Eugenol and Epoxy-Resin on the Strength of a Hybrid Composite Resin. *J Endod.* 2002 Feb;28(2):79–82.
124. Jefferies SR. Bioactive and Biomimetic Restorative Materials: A Comprehensive Review. Part I. *J Esthet Restor Dent.* 2014 Jan;26(1):14–26.
125. Kokubo T, Kushitani H, Sakka S, Kitsugi T, Yamamuro T. Solutions able to reproduce in vivo surface-structure changes in bioactive glass-ceramic A-W3. *J Biomed Mater Res.* 1990 Jun;24(6):721–34.
126. Reyes-Carmona JF, Felipe MS, Felipe WT. Biomineralization Ability and Interaction of Mineral Trioxide Aggregate and White Portland Cement With Dentin in a Phosphate-containing Fluid. *J Endod.* 2009 May;35(5):731–6.
127. Darvell BW, Wu RCT. “MTA”-An Hydraulic Silicate Cement: Review update and setting reaction. *Dent Mater.* 2011 May 1;27(5):407–22.
128. Malkondu Ö, Karapinar Kazandağ M, Kazazoğlu E. A review on biodentine, a contemporary dentine replacement and repair material. *Biomed Res Int.* 2014 Jun 16;2014:160951.
129. Raskin A, Eschrich G, Dejou J, About I. In vitro microleakage of Biodentine as a dentin substitute compared to Fuji II LC in cervical lining restorations. *J Adhes Dent.* 2012 Dec;14(6):535–42.
130. Odabaş ME, Bani M, Tirali RE. Shear Bond Strengths of Different Adhesive Systems to Biodentine. *Sci World J.* 2013;2013:1–5.

131. Zhou H, Shen Y, Wang Z, Li L, Zheng Y, Häkkinen L, et al. In Vitro Cytotoxicity Evaluation of a Novel Root Repair Material. *J Endod.* 2013 Apr;39(4):478–83.
132. Nowicka A, Lipski M, Parafiniuk M, Sporniak-Tutak K, Lichota D, Kosierkiewicz A, et al. Response of Human Dental Pulp Capped with Biodentine and Mineral Trioxide Aggregate. *J Endod.* 2013 Jun;39(6):743–7.
133. Koubi G, Colon P, Franquin J-C, Hartmann A, Richard G, Faure M-O, et al. Clinical evaluation of the performance and safety of a new dentine substitute, Biodentine, in the restoration of posterior teeth — a prospective study. *Clin Oral Investig.* 2013 Jan 14;17(1):243–9.
134. Camilleri J. Hydration characteristics of Biodentine and Theracal used as pulp capping materials. *Dent Mater.* 2014 Jul;30(7):709–15.
135. Camilleri J, Laurent P, About I. Hydration of Biodentine, Theracal LC, and a Prototype Tricalcium Silicate-based Dentin Replacement Material after Pulp Capping in Entire Tooth Cultures. *J Endod.* 2014 Nov;40(11):1846–54.
136. Cantekin K. Bond strength of different restorative materials to light-curable mineral trioxide aggregate. *J Clin Pediatr Dent.* 2015;39(2):143–8.
137. Taylor MJ, Lynch E. Microleakage. *J Dent.* 1992 Feb;20(1):3–10.
138. Gwinnett JA, Tay FR, Pang KM, Wei SH. Comparison of three methods of critical evaluation of microleakage along restorative interfaces. *J Prosthet Dent.* 1995 Dec;74(6):575–85.
139. Kidd EA. Microleakage in relation to amalgam and composite restorations. A laboratory study. *Br Dent J.* 1976 Nov 16;141(10):305–10.
140. Ferrari M, Mason PN, Fabianelli A, Cagidiaco MC, Kugel G, Davidson CL. Influence of tissue characteristics at margins on leakage of Class II indirect porcelain restorations. *Am J Dent.* 1999 Jun;12(3):134–42.
141. Mueninghoff LA, Dunn SK, Leinfelder KF. Comparison of dye and ion microleakage tests. *Am J Dent.* 1990 Oct;3(5):192–4.
142. Erdilek D, Dörter C, Koray F, Kunzelmann K-H, Efes BG, Gomec Y. Effect of Thermo-mechanical Load Cycling on Microleakage in Class II Ormocer Restorations. *Eur J Dent.* 2009 Jul;3(3):200–5.
143. Heintze SD. Systematic reviews: I. The correlation between laboratory tests on marginal quality and bond strength. II. The correlation between marginal quality and clinical outcome. *J Adhes Dent.* 2007;9 Suppl 1:77–106.
144. Sparks JD, Hilton TJ, Davis RD, Reagan SE. The influence of matrix use on microleakage in Class 5 glass-ionomer restorations. *Oper Dent.* 1992 17(5):192–5.
145. Holan G, Chosack A, Casamassimo PS, Eidelman E. Marginal leakage of impregnated Class 2 composites in primary molars: an in vivo study. *Oper Dent.* 1992 17(4):122–8.
146. Piva E, Meinhardt L, Demarco F, Powers J. Dyes for caries detection: influence on composite and compomer microleakage. *Clin Oral Investig.* 2002 Dec 1;6(4):244–8.

147. Williams PT, Schramke D, Stockton L. Comparison of two methods of measuring dye penetration in restoration microleakage studies. *Oper Dent.* 2002 27(6):628–35.
148. Charlton DG, Moore BK. In vitro evaluation of two microleakage detection tests. *J Dent.* 1992 Feb;20(1):55–8.
149. Alani AH, Toh CG. Detection of microleakage around dental restorations: a review. *Oper Dent.* 1997;22(4):173–85.
150. Lacy AM, Wada C, Du W, Watanabe L. In vitro microleakage at the gingival margin of porcelain and resin veneers. *J Prosthet Dent.* 1992 Jan;67(1):7–10.
151. Pickard HM, Gayford JJ. Leakage At The Margins Of Amalgam Restorations. *Br Dent J.* 1965 Jul 20;119:69–77.
152. Shortall AC. Microleakage, marginal adaptation and composite resin restorations. *Br Dent J.* 1982 Sep 21;153(6):223–7.
153. Pameijer CH. Replication techniques with new dental impression materials in combination with different negative impression materials. *Scan Electron Microsc.* 1979;(2):571–4.
154. Wu MK, Wesselink PR. Endodontic leakage studies reconsidered. Part I. Methodology, application and relevance. *Int Endod J.* 1993 Jan;26(1):37–43.
155. Soares CJ, Celiberto L, Dechichi P, Fonseca RB, Martins LRM. Marginal integrity and microleakage of direct and indirect composite inlays: SEM and stereomicroscopic evaluation. *Braz Oral Res.* 2005 19(4):295–301.
156. Pioch T, Stotz S, Staehle HJ, Duschner H. Applications of Confocal Laser Scanning Microscopy to Dental Bonding. *Adv Dent Res.* 1997 Nov;11(4):453–61.
157. Pioch T, Staehle HJ, Duschner H, García-Godoy F. Nanoleakage at the composite-dentin interface: a review. *Am J Dent.* 2001 Aug;14(4):252–8.
158. Pashley DH, Carvalho RM. Dentine permeability and dentine adhesion. *J Dent.* 1997 Sep;25(5):355–72.
159. Altay N AT. İn vitro Bağlantı Kuvveti Ölçme Testlerinin Değerlendirilmesi. *Hacettepe Diş Hek Fak Derg.* 2002;26(3–4A):32–38.
160. Türkün S. Estetik restorative materyallerin mikrosızıntı çalışmalarında kullanılan gereç ve yöntemlerin karşılaştırılması. *GÜ Dişhek Fak Derg.* 2004;21:143– 51.
161. Bedran-de-Castro AKB, Cardoso PEC, Ambrosano GMB, Pimenta LAF. Thermal and mechanical load cycling on microleakage and shear bond strength to dentin. *Oper Dent.* 2004 29(1):42–8.
162. Titley K, Caldwell R, Kulkarni G. Factors that affect the shear bond strength of multiple component and single bottle adhesives to dentin. *Am J Dent.* 2003 Apr;16(2):120–4.
163. øilo G, Austrheim EK. In vitro quality testing of dentin adhesives. *Acta Odontol Scand.* 1993 Jan 2;51(4):263–9.

164. Davidson CL, Abdalla AI, De Gee AJ. An investigation into the quality of dentine bonding systems for accomplishing a durable bond. *J Oral Rehabil.* 1993 May;20(3):291–300.
165. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent.* 1999 Feb;27(2):89–99.
166. Leloup G, D'Hoore W, Bouter D, Degrange M, Vreven J. Concise Review Biomaterials & Bioengineering: Meta-analytical Review of Factors Involved in Dentin Adherence. *J Dent Res.* 2001 Jul 8;80(7):1605–14.
167. Nikaido T, Kunzelmann K-H, Chen H, Ogata M, Harada N, Yamaguchi S, et al. Evaluation of thermal cycling and mechanical loading on bond strength of a self-etching primer system to dentin. *Dent Mater.* 2002 May;18(3):269–75.
168. Price RB, Dérand T, Andreou P, Murphy D. The effect of two configuration factors, time, and thermal cycling on resin to dentin bond strengths. *Biomaterials.* 2003 Mar;24(6):1013–21.
169. El-Araby AM, Talic YF. The effect of thermocycling on the adhesion of self-etching adhesives on dental enamel and dentin. *J Contemp Dent Pract.* 2007 Feb 1;8(2):17–24.
170. Pereira SMB, Castilho AA, Salazar-Marcho SM, Oliveira KMC, Vázquez VZC, Bottino MA. Thermocycling effect on microhardness of laboratory composite resins. *Brazilian J Oral Sci.* 2007;6(22):1372–5.
171. Chadwick RG, McCabe JF, Walls AW, Storer R. The effect of storage media upon the surface microhardness and abrasion resistance of three composites. *Dent Mater.* 1990 Apr;6(2):123–8.
172. Tay FR, Pashley DH, Suh BI, Carvalho RM, Itthagarun A. Single-step adhesives are permeable membranes. *J Dent.* 2002 30(7–8):371–82.
173. Jang KT, Chung DH, Shin D, García-Godoy F. Effect of eccentric load cycling on microleakage of Class V flowable and packable composite resin restorations. *Oper Dent.* 2001 26(6):603–8.
174. Ömürlü H, Arisu HD, Üçtaslı MB, Eligüzeloğlu E, Özcan S. The Effect of Occlusal Loading on the Microleakage of Class V Restorations. *Oper Dent.* 2008 Mar;33(2):135–41.
175. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, et al. A Critical Review of the Durability of Adhesion to Tooth Tissue: Methods and Results. *J Dent Res.* 2005 Feb 12;84(2):118–32.
176. Litonjua LA, Andreana S, Bush PJ, Tobias TS, Cohen RE. Noncarious cervical lesions and abfractions: a re-evaluation. *J Am Dent Assoc.* 2003 Jul;134(7):845–50.
177. Rees JS. The role of cuspal flexure in the development of abfraction lesions: a finite element study. *Eur J Oral Sci.* 1998 Dec;106(6):1028–32.
178. Levitch LC, Bader JD, Shugars DA, Heymann HO. Non-carious cervical lesions. *J Dent.* 1994 Aug;22(4):195–207.



179. Moritz A, Schoop U, Goharkhay K, Aoid M, Reichenbach P, Lothaller MA, et al. Long-Term Effects of CO<sub>2</sub> Laser Irradiation on Treatment of Hypersensitive Dental Necks: Results of an *in Vivo* Study. *J Clin Laser Med Surg*. 1998 Aug;16(4):211–5.
180. Yıldırım S. *Farklı Yöntemlerle Restore Edilen Sınıf II Kavitelerde Mikrosızıntının in vitro Değerlendirilmesi*. 2005;6(1):15–21.
181. Ömürlü H ÜM. The effects of different types of adhesive systems on the microleakage of class V compomer restorations. *J Dent Fac Gazi Uni*. 2006;23(2):71–7.
182. Arslan S, Demirbuga S, Ustun Y, Dincer AN, Canakci BC, Zorba YO. The effect of a new-generation flowable composite resin on microleakage in Class V composite restorations as an intermediate layer. *J Conserv Dent*. 2012;16(3):189–93.
183. Pecie R, Onisor I, Krejci I, Bortolotto T. Marginal adaptation of direct class II composite restorations with different cavity liners. *Oper Dent*. 2013;38(6):E210–20.
184. Aggarwal V, Singla M, Yadav S, Yadav H. Effect of flowable composite liner and glass ionomer liner on class II gingival marginal adaptation of direct composite restorations with different bonding strategies. *J Dent*. 2014;42(5):619–25.
185. Karaman E, Ozgunaltay G. Polymerization Shrinkage of Different Types of Composite Resins and Microleakage With and Without Liner in Class II Cavities. *Oper Dent*. 2014;39(3):325–31.
186. Dionysopoulos D, Koliniotou-Koumpia E. SEM Evaluation of Internal Adaptation of Bases and Liners under Composite Restorations. *Dent J*. 2014;2(2):52–64.
187. Alici O, Eren D KE. The effect of different liner and base materials on the shear bond strenght of composite resin. *J Dent Fac Atatürk Uni*. 2016;26(1):38–44.
188. Deepa V, Dhamaraju B, Bollu I, Balaji T. Shear bond strength evaluation of resin composite bonded to three different liners: TheraCal LC, Biodentine, and resin-modified glass ionomer cement using universal adhesive: An *in vitro* study. *J Conserv Dent*. 2016;19(2):166.
189. Caneppele T, Bresciani E, Da Silva Ávila D, Barcellos D, Pucci C. Effect of Lining Materials on Shear Bond Strength for Composite Restorations *In Vitro*. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2017;37(1):137–43.
190. Quo BC, Drummond JL, Koerber A, Fadavi S, Punwani I. Glass ionomer microleakage from preparations by an Er/YAG laser or a high-speed handpiece. *J Dent*. 2002 May;30(4):141–6.
191. Woronko GA, St Germain HA, Meiers JC. Effect of dentin primer on the shear bond strength between composite resin and enamel. *Oper Dent*. 1996 21(3):116–21.
192. Bergenholtz G, Cox CF, Loesche WJ, Syed SA. Bacterial leakage around dental restorations: its effect on the dental pulp. *J Oral Pathol Med*. 1982 Nov 1;11(6):439–50.

193. Saboia V de PA, Pimenta LAF, Ambrosano GMB. Effect of collagen removal on microleakage of resin composite restorations. *Oper Dent*. 2002 27(1):38–43.
194. Heymann HO, Bayne SC. Current concepts in dentin bonding: focusing on dentinal adhesion factors. *J Am Dent Assoc*. 1993 May;124(5):26–36.
195. Gwinnett AJ, Kanca J. Micromorphological relationship between resin and dentin in vivo and in vitro. *Am J Dent*. 1992 Feb;5(1):19–23.
196. Abuabara A, Santos AJS dos, Aguiar FHB, Lovadino JR. Evaluation of microleakage in human, bovine and swine enamels. *Braz Oral Res*. 2004 18(4):312–6.
197. Deliperi S, Bardwell DN, Papathanasiou A, Kastali S, García-Godoye F. Microleakage of a microhybrid composite resin using three different adhesive placement techniques. *J Adhes Dent*. 2004;6(2):135–9.
198. Retief DH. Standardizing laboratory adhesion tests. *Am J Dent*. 1991 Oct;4(5):231–6.
199. Lopes MB, Consani S, Gonini-Júnior A, Moura SK, McCabe JF. Comparison of microleakage in human and bovine substrates using confocal microscopy. *Bull Tokyo Dent Coll*. 2009 Aug;50(3):111–6.
200. Oesterle LJ, Shellhart WC, Belanger GK. The use of bovine enamel in bonding studies. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1998 Nov;114(5):514–9.
201. Pashley DH. Dynamics of the pulpo-dentin complex. *Crit Rev Oral Biol Med*. 1996;7(2):104–33.
202. Yoshiyama M, Tay FR, Doi J, Nishitani Y, Yamada T, Itou K, et al. Bonding of Self-etch and Total-etch Adhesives to Carious Dentin. *J Dent Res*. 2002 Aug 13;81(8):556–60.
203. Hakimeh S, Vaidyanathan J, Houpt ML, Vaidyanathan TK, Von Hagen S. Microleakage of compomer class V restorations: effect of load cycling, thermal cycling, and cavity shape differences. *J Prosthet Dent*. 2000 Feb;83(2):194–203.
204. Wahab FK, Shaini FJ. Evaluation of the microleakage at the proximal walls of Class II cavities restored using resin composite and precured composite inserts. *Quintessence Int*. 2003 Sep;34(8):600–6.
205. Manhart J, Kunzelmann KH, Chen HY, Hickel R. Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins. *Dent Mater*. 2000 Jan;16(1):33–40.
206. Kubo S, Yokota H, Yokota H, Hayashi Y. Microleakage of cervical cavities restored with flowable composites. *Am J Dent*. 2004 Feb;17(1):33–7.
207. Tarim B, Hafez AA, Cox CF. Pulpal response to a resin-modified glass-ionomer material on nonexposed and exposed monkey pulps. *Quintessence Int*. 1998 Aug;29(8):535–42.
208. Altun C. Restoratif dişhekimliğinde mikrosizinti. *Gulhane Med J*. 2004;46(3):264–9.

209. Chuang S-F, Jin Y-T, Tsai P-F, Wong T-Y. Effect of various surface protections on the margin microleakage of resin-modified glass ionomer cements. *J Prosthet Dent.* 2001 Sep;86(3):309–14.
210. Oba A AŞ. Fuji II LC ve F2000’in mikrosızıntı özelliklerinin süt dışında in vitro koşullarda karşılaştırılması. *GÜ DişHek Fak Derg.* 2003;20(3):23–8.
211. Civelek A, Ersoy M, L’Hotelier E, Soyman M, Say EC. Polymerization shrinkage and microleakage in Class II cavities of various resin composites. *Oper Dent.* 2003;28(5):635–41.
212. Demarco FF, Ramos OL, Mota CS, Formolo E, Justino LM. Influence of different restorative techniques on microleakage in Class II cavities with gingival wall in cementum. *Oper Dent.* 2001 26(3):253–9.
213. Karadağ AGS. Mikrosızıntı Araştırma Teknikleri Ve Mikrosızıntıyı Etkileyen Faktörler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg.* 2014 Apr 21;2005(2):80–8.
214. Görgül G, Kivanç BH, Maden M, Ulusoy OIA, Tinaz AC. Effects of Nd: YAG laser irradiation on the adaptation of composite resins to root dentin. *J Contemp Dent Pract.* 2005 Nov 15;6(4):116–23.
215. Zivković S. Quality assessment of marginal sealing using 7 dentin adhesive systems. *Quintessence Int.* 2000 Jun;31(6):423–9.
216. Giachetti L, Russo DS, Bertini F, Pierleoni F, Nieri M. Effect of operator skill in relation to microleakage of total-etch and self-etch bonding systems. *J Dent.* 2007 Apr;35(4):289–93.
217. Deliperi S, Bardwell DN, Wegley C. Restoration Interface Microleakage Using One Total-etch and Three Self-etch Adhesives. *Oper Dent.* 2007 Mar;32(2):179–84.
218. Roulet JF, Reich T, Blunck U, Noack M. Quantitative margin analysis in the scanning electron microscope. *Scanning Microsc.* 1989 Mar;3(1):147-58; discussion 158-9.
219. Hilton TJ. Can modern restorative procedures and materials reliably seal cavities? In vitro investigations. Part 2. *Am J Dent.* 2002 Aug;15(4):279–89.
220. Crim GA, Garcia-Godoy F. Microleakage: the effect of storage and cycling duration. *J Prosthet Dent.* 1987 May;57(5):574–6.
221. Wahab FK, Shaini FJ, Morgano SM. The effect of thermocycling on microleakage of several commercially available composite Class V restorations in vitro. *J Prosthet Dent.* 2003 Aug;90(2):168–74.
222. Chan MF, Glyn Jones JC. Significance of thermal cycling in microleakage analysis of root restorations. *J Dent.* 1994 Oct;22(5):292–5.
223. Crim GA, Swartz ML, Phillips RW. Comparison of four thermocycling techniques. *J Prosthet Dent.* 1985 Jan;53(1):50–3.
224. Trowbridge HO. Model systems for determining biologic effects of microleakage. *Oper Dent.* 1987;12(4):164–72.

225. De Munck J, Vargas M, Iracki J, Van Landuyt K, Poitevin A, Lambrechts P, et al. One-day bonding effectiveness of new self-etch adhesives to bur-cut enamel and dentin. *Oper Dent*. 2005 30(1):39–49.
226. Waggoner WF, Siegal M. Pit and fissure sealant application: updating the technique. *J Am Dent Assoc*. 1996 Mar;127(3):351–61, quiz 391-2.
227. Türkün S. Poliasit Modifiye Kompozit Rezin İle Nano Dolduruculu Bir Kompozit Rezinin Kenar Sızıntılarının Karşılaştırılması, Comparison of Microleakage of Polyacid Modified Composite Resin and Nanofiller Composite Resin. *AÜDiş HekFak Derg*. 2005;32(3):181–90.
228. Haller B. Recent developments in dentin bonding. *Am J Dent*. 2000 Feb;13(1):44–50.
229. RAM D, MAMBER E, FUKS AB. Clinical performance of a non-rinse conditioning sealant in three paediatric dental practices: a retrospective study. *Int J Paediatr Dent*. 2005 Jan;15(1):61–6.
230. Eick JD, Welch FH. Polymerization shrinkage of posterior composite resins and its possible influence on postoperative sensitivity. *Quintessence Int*. 1986 Feb;17(2):103–11.
231. Waidyasekera K, Nikaido T, Weerasinghe DS, Ichinose S, Tagami J. Reinforcement of dentin in self-etch adhesive technology: A new concept. *J Dent*. 2009 Aug;37(8):604–9.
232. Iida Y, Nikaido T, Kitayama S, Takagaki T, Inoue G, Ikeda M, et al. Evaluation of dentin bonding performance and acid-base resistance of the interface of two-step self-etching adhesive systems. *Dent Mater J*. 2009 Jul;28(4):493–500.
233. Cardoso PEC; Sadek FT, Goracci C FM. Adhesion testing with the microtensile method: Effects of dental substrate and adhesive system and bond strength measurement. *J Adhes Dent*. 2002;4:291–7.
234. Frankenberger R, Tay FR. Self-etch vs etch-and-rinse adhesives: effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations. *Dent Mater*. 2005 May;21(5):397–412.
235. Ferrari M, Mannocci F, Vichi A, Davidson CL. Effect of two etching times on the sealing ability of Clearfil Liner Bond 2 in Class V restorations. *Am J Dent*. 1997 Apr;10(2):66–70.
236. Awliya WY, El-Sahn AM. Leakage Pathway of Class V Cavities Restored With Different Flowable Resin Composite Restorations. *Oper Dent*. 2008;33(1):31–6.
237. Cardoso PEC, Sadek FT. Microtensile bond strength on dentin using new adhesive systems with selfetching primers. *Brazilian J Oral Sci*. 2003;2(4):156–9.
238. Moura SK, Santos JFF, Ballester RY. Morphological characterization of the tooth/adhesive interface. *Braz Dent J*. 2006;17(3):179–85.
239. Demirci M, Özer F, Kuşdemir M, Şar Sancaklı H KŞ. Adeziv sistemlerin farklı uygulama şekillerinin V. Sınıf kavitelelerdeki mikrosızıntı üzerine etkileri. *Selcuk Dent J*. 2007;16:2007;16:29-38.

240. Arias VG, Campos IT, Pimenta LAF. Microleakage study of three adhesive systems. *Braz Dent J.* 2004 Dec;15(3):194–8.
241. Borges MAP, Matos IC, Dias KRHC. Influence of two self-etching primer systems on enamel adhesion. *Braz Dent J.* 2007;18(2):113–8.
242. Hannig M, Reinhardt KJ, Bott B. Self-etching primer vs phosphoric acid: an alternative concept for composite-to-enamel bonding. *Oper Dent.* 1999 24(3):172–80.
243. Calheiros FC, Sadek FT, Braga RR, Cardoso PEC. Polymerization contraction stress of low-shrinkage composites and its correlation with microleakage in class V restorations. *J Dent.* 2004 Jul;32(5):407–12.
244. Santini A, Milia E. Microleakage around a low-shrinkage composite cured with a high-performance light. *Am J Dent.* 2004 Apr;17(2):118–22.
245. Tredwin CJ, Stokes A, Moles DR. Influence of flowable liner and margin location on microleakage of conventional and packable class II resin composites. *Oper Dent.* 2005 30(1):32–8.
246. Cavalcante LMA PA. Effect of Photoactivation Systems and Resin Composites on the Microleakage of Esthetic Restorations. *J Contemp Dent Pr.* 2007;8(2): 70-79.
247. Aguiar FHB, Dos Santos AJS, França FMG, Paulillo LAMS, Lovadino JR. A quantitative method of measuring the microleakage of thermocycled or non-thermocycled posterior tooth restorations. *Oper Dent.* 2003;28(6):793–9.
248. Celik EU, Kucukyilmaz E, Savas S. Effect of different surface pre-treatment methods on the microleakage of two different self-adhesive composites in Class V cavities. *Eur J Paediatr Dent.* 2015 Mar;16(1):33–8.
249. He Z, Shimada Y, Tagami J. The effects of cavity size and incremental technique on micro-tensile bond strength of resin composite in Class I cavities. *Dent Mater.* 2007 May;23(5):533–8.
250. Sampaio P, de Almeida Júnior A, Francisconi L, Casas-Apayco L, Pereira J, Wang L, et al. Effect of Conventional and Resin-modified Glass-Ionomer Liner on Dentin Adhesive Interface of Class I Cavity Walls After Thermocycling. *Oper Dent.* 2011 Sep;36(4):403–13.
251. Estrela C, Holland R. Calcium hydroxide: study based on scientific evidences. *J Appl Oral Sci.* 2003 Dec;11(4):269–82.
252. Yıkılğan İ, Akgül S, Kuşoğlu A. *Farklı kaide materyali kullanımının sınıf V restorasyonların mikrosızıntısı üzerine etkisi.* 2017;34(1).
253. Randall RC, Wilson NHF. Glass-ionomer Restoratives: A Systematic Review of a Secondary Caries Treatment Effect. *J Dent Res.* 1999 Feb 8;78(2):628–37.
254. Chuang S-F, Jin Y-T, Lin T-S, Chang C-H, García-Godoy F. Effects of lining materials on microleakage and internal voids of Class II resin-based composite restorations. *Am J Dent.* 2003 Apr 1;16(2):84–90.
255. Loguercio AD, Bauer JR de O, Reis A, Rodrigues Filho LE, Busato ALS. Microleakage of a packable composite associated with different materials. *J Clin Dent.* 2002;13(3):111–5.

256. Perdigão J, Frankenberger R. Effect of solvent and rewetting time on dentin adhesion. *Quintessence Int.* 2001 May;32(5):385–90.
257. Denys FR, Retief DH. Variations in enamel etching patterns produced by different concentrations phosphoric acid. *J Dent Assoc S Afr.* 1982 Mar;37(3):185–9.
258. Heymann HO, Sturdevant JR, Bayne S, Wilder AD, Sluder TB, Brunson WD. Examining tooth flexure effects on cervical restorations: a two-year clinical study. *J Am Dent Assoc.* 1991 May;122(5):41–7.
259. B Van Meerbeek. M Vargas. Adhesives and Cements to Promote Preservation Dentistry. *Oper Dent Suppl.* 2001;6:119–44.
260. Owens BM, Johnson WW. Effect of insertion technique and adhesive system on microleakage of Class V resin composite restorations. *J Adhes Dent.* 2005;7(4):303–8.
261. Chinelatti MA, Ramos RP, Chimello DT, Borsatto MC, Pécora JD, Palma-Dibb RG. Influence of the use of Er:YAG laser for cavity preparation and surface treatment in microleakage of resin-modified glass ionomer restorations. *Oper Dent.* 2004 29(4):430–6.
262. Manhart J, Chen HY, Mehl A, Weber K, Hickel R. Marginal quality and microleakage of adhesive class V restorations. *J Dent.* 2001 Feb;29(2):123–30.
263. Yoldaş O. Üç farklı self-etching adeziv sistemin dentine bağlanma dayanıklılığı. *EÜ Dişhek Fak Derg.* 2003;24:113–8.
264. Juloski J, Goracci C, Rengo C, Giovannetti A, Vichi A, Vulicevic ZR, et al. Enamel and dentin bond strength of new simplified adhesive materials with and without preliminary phosphoric acid-etching. *Am J Dent.* 2012 Aug;25(4):239–43.
265. Dionysopoulos D, Koliniotou-koumpia E, Çelîk Ç, Özgünaltay PG, Attar DN, Da S, et al. Cavity Adaptation of Water-Based RestoratIVES Placed as Liners under a Resin Composite. *Int J Dent.* 2014;42(2):619–25.
266. Altunsoy M, Ok E, Küçükyılmaz E, Bölükbaşı B, Bilgin MS. Farklı cam iyonomer simanların kompozit ve kompomere olan makaslama bağlanma dayanım kuvvetlerinin karşılaştırılması. *Selcuk Dent J.* 2015 Aug 1;2(2):71–71.
267. Bona Á Della, Pinzetta C, Rosa V. Effect of acid etching of glass ionomer cement surface on the microleakage of sandwich restorations. *J Appl Oral Sci.* 2007 Jun;15(3):230–4.
268. Smith GE. Surface deterioration of glass-ionomer cement during acid etching: an SEM evaluation. *Oper Dent.* 1988;13(1):3–7.
269. Xie D, Brantley WA, Culbertson BM, Wang G. Mechanical properties and microstructures of glass-ionomer cements. *Dent Mater.* 2000 Mar;16(2):129–38.
270. van de Sande FH, Da Rosa Rodolpho PA, Basso GR, Patias R, da Rosa QF, Demarco FF, et al. 18-year survival of posterior composite resin restorations with and without glass ionomer cement as base. *Dent Mater.* 2015 Jun;31(6):669–75.

271. Cebe DF, Cebe DMA, Kocabaşoğlu DA, Öztürk DDB. CA(OH)<sub>2</sub> Uygulandıktan Sonra Farklı Bekleme Sürelerinin Adezivlerin Dentine Bağlanma Dayanımı Üzerine Etkisi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg.* 2014 Apr 21;2011(2):102–7.
272. Lu Y, Liu T, Li H, Pi G. Histological evaluation of direct pulp capping with a self-etching adhesive and calcium hydroxide on human pulp tissue. *Int Endod J.* 2008 Aug;41(8):643–50.
273. Ben-Amar A, Geiger S, Liberman R. Effect of water spray on lining materials and their adhesion to composite and dentin cavity walls. *Dent Mater.* 1991 Oct 1;7(4):274–8.
274. Tam LE, Pulver E, McComb D, Smith DC. Physical properties of calcium hydroxide and glass-ionomer base and lining materials. *Dent Mater.* 1989 May;5(3):145–9.
275. McCaghren RA, Retief DH, Bradley EL, Denys FR. Shear Bond Strength of Light-cured Glass Ionomer to Enamel and Dentin. *J Dent Res.* 1990 Jan 9;69(1):40–5.
276. Nakabayashi N, Pashley DH. *Hybridization of dental hard tissues.* Quintessence Pub. Co; 1998. 129 p.

## 8. EKLER

### Ek 1: Etik Kurul Onayı







T.C.  
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ  
KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU



Sayı :366

24.01.2019

Konu : Doç.Dr.Senem Selvi Kuvvetli

Sayın Doç.Dr.Senem Selvi Kuvvetli  
Çocuk Diş Hekimliği Anabilim Dalı

İlgi: Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Çocuk Diş Hekimliği Anabilim Dalı'nın  
21/01/2019 gün ve 00 sayılı yazısı

Sorumlu araştırmacılığını üstlendiğiniz 2019/9 dosya nolu "Farklı Özellikte Kaide Materyallerinin Self Etch Dentin Bağlayıcı Sistem ile Kompozit Rezine Bağlanma Özelliklerinin İncelenmesi " başlıklı çalışma kurulumuzun 24/01/2019 tarih ve 79 sayılı toplantısında görüşülerek etik yönden uygun bulunmuş olup, tutanaklar ekte sunulmuştur.

Bilgilerinizi rica ederim.

Prof.Dr. Faruk Haznedaroğlu  
İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Klinik  
Araştırmalar Etik Kurul Başkanı

Ek: İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Klinik Araştırmaları Etik Kurulu Karar Formu

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Farklı Özellikte Kaide Materyallerinin Self Etch Dentin Bağlayıcı Sistem ile Kompozit Rezine Bağlanma Özelliklerinin İncelenmesi
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU	2019/9

DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili			
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ	18.01.2019	2019/9	Türkçe <input checked="" type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>	
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU	18.01.2019	2019/9	Türkçe <input checked="" type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>	
	OLGU RAPOR FORMU			Türkçe <input type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>	
	ARAŞTIRMA BROŞÜRÜ			Türkçe <input type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>	
DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER	Belge Adı	Açıklama					
	SİGORTA	<input type="checkbox"/>					
	ARAŞTIRMA BÜTÇESİ	X					
	BİYOLOJİK MATERYEL TRANSFER FORMU	<input type="checkbox"/>					
	İLAN	<input type="checkbox"/>					
	YILLIK BİLDİRİM	<input type="checkbox"/>					
	SONUÇ RAPORU	<input type="checkbox"/>					
	GÜVENLİLİK BİLDİRİMLERİ	<input type="checkbox"/>					
DİĞER:	X	Anabilim Dalı Başkanlığından Üst yazı ve Akademik Kurul Kararı, taahhütname, literatür örneği, özgeçmiş, cd,					
KARAR BİLGİLERİ	Karar No:366	Tarih:24.01.2019					
	Yukarıda bilgileri verilen başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmannın/çalışmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve uygun bulunmuş olup araştırmannın/çalışmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezlerde gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına toplantıya katılan etik kurul üye tam sayısının salt çoğunluğu ile karar verilmiştir. İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik kapsamında yer alan araştırmalar/çalışmalar için Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu'ndan izin alınması gerekmektedir.						

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU	
ETİK KURULUN ÇALIŞMA ESASI	İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik, İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu
BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI:	PROF. DR. FARUK HAZNEDAROĞLU

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet		Araştırma ile ilişki		Katılım *		İmza
Prof. Dr. Faruk Haznedaroğlu	Endodonti	İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi(BAŞKAN)	E X	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H X	E X	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Gamze Aren	Pedodonti	İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi(BAŞKAN Y.)	E <input type="checkbox"/>	K X	E <input type="checkbox"/>	H X	E X	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Levent Ertuğrul	Fizyoloji	İ.Ü İstanbul Tıp Fakültesi	E X	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H X	E X	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Mustafa Demirci	Restoratif Diş Tedavisi	İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	E X	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H X	E <input type="checkbox"/>	H X	
Prof. Dr. İknur Özcan	Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi	İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	K X	E <input type="checkbox"/>	H X	E X	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Funda Yalçın	Periodontoloji	İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	K X	E <input type="checkbox"/>	H X	E X	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Nil Cura	Ortodonti	İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	K X	E <input type="checkbox"/>	H X	E X	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Fatma Gülbahar Işık	Protetik Diş Tedavisi	İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	K X	E <input type="checkbox"/>	H X	E X	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Yusuf Emes	Ağız, Diş-Çene Hastalıkları Cerrahisi	İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	E X	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H X	E <input type="checkbox"/>	H X	

Prof. Dr. Faruk Haznedaroğlu (Başkan)

İmza:

Not: Etik kurul başkanı, imzasının yer almadığı her sayfaya imza atmamalıdır.

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI		Farklı Özellikte Kaide Materyallerinin Self Etch Dentin Bağlayıcı Sistem ile Kompozit Rezine Bağlanma Özelliklerinin İncelenmesi							
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU		2019/9							
Op. Dr. Ahmet Kocakuşak	Genel Cerrah	S.B Haseki Eğitim	E X	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H X	E X	H <input type="checkbox"/>	
Prof.Dr. Nuray Özgülner	Halk Sağlığı	İ.Ü. İstanbul Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	KX	E <input type="checkbox"/>	H X	E X	H <input type="checkbox"/>	
Doç.Dr.Güçlü Akyürek	Hukuk	MEF.Ü.Hukuk Fak	E X	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H X	E X	H <input type="checkbox"/>	
Dr.Öğ.Üyesi Zeliha Pala Kara	Farmakoloji	İ.Ü.Eczacılık Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	KX	E <input type="checkbox"/>	H X	E X	H <input type="checkbox"/>	
Necdet Eldoğan	Eğitim Fakültesi	Emekli	E <input type="checkbox"/>	KX	E <input type="checkbox"/>	H X	E <input type="checkbox"/>	H X	

\*:Toplantıda Bulunma

**Prof. Dr. Faruk Haznedaroğlu (Başkan)**

İmza:



*Not: Etik kurul başkanı, imzasının yer almadığı her sayfaya imza atmalıdır.*

## 9. ÖZGEÇMİŞ

### Kişisel Bilgiler

<b>Adı</b>	BENGÜ LEYLA	<b>Soyadı</b>	BÜYÜKBAYRAKTAR DOYURAN
<b>Doğum Yeri</b>	GÜMÜŞHANE	<b>Doğum Tarihi</b>	25.05.1987
<b>Uyruğu</b>	TC	<b>TC Kimlik No</b>	19349037714
<b>E-mail</b>	bengu.bayraktar@gmail.com	<b>Tel</b>	0(533) 338 94 34

### Öğrenim Durumu

Derece	Alan	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet Yılı
Lisans/Yüksek Lisans	Diş Hekimliği	Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2013
Lise	-	Gümüşhane Lisesi	2006

Bildiği Yabancı Dilleri	Yabancı Dil Sınav Notu
İngilizce	65.00 (YDS)

### Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
Microsoft office	İyi